



UNIVERSITAS INDONESIA

**KONTROL KUALITAS SISTEM MAMOGRAFI DIGITAL:
*DIRECT RADIOGRAPHY (DR)***

SKRIPSI

**SUSIANA SIDABUTAR
0806452646**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
DEPOK
JUNI 2012**



UNIVERSITAS INDONESIA

**KONTROL KUALITAS SISTEM MAMOGRAFI DIGITAL:
DIRECT RADIOGRAPHY (DR)**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana sains

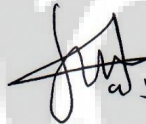
**SUSIANA SIDABUTAR
0806452646**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
DEPOK
JUNI 2012**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

**Skripsi ini adalah hasil karya sendiri,
Dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
Telah saya nyatakan dengan benar**

Nama : Susiana Sidabutar
NPM : 0806452646
Tanda Tangan :



Tanggal : 11 Juni 2012

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :
Nama : Susiana Sidabutar
NPM : 0806452646
Program Studi : Fisika Medis
Judul Skripsi : Kontrol Kualitas Sistem Mamografi Digital: *Direct Radiography* (DR)

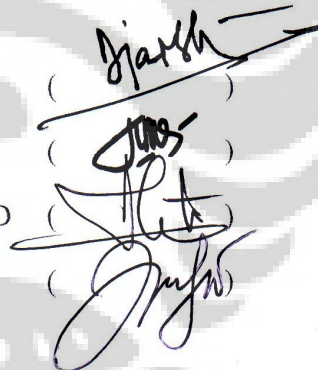
Telah berhasil dipertahankan dihadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Prof. Dr. Djarwani, S
Pembimbing : Kristina Tri Wigati, Msi
Penguji : Dr. Supriyanto A. Pawiro Ph.D
Penguji : Dwi Seno, Msi

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 11 Juni 2012



(*Djarwani*)
(*Kristina Tri Wigati*)
(*Dr. Supriyanto A. Pawiro Ph.D*)
(*Dwi Seno*)

KATA PENGANTAR

Puji syukur atas berkat dan anugrah Tuhan Yang Maha Esa yang telah memberikan kekuatan dan tuntunan kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul “Kontrol Kualitas Sistem Mamografi Digital: *Direct Radiography (DR)*” sebagai salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Sains.

Penulis menyadari tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, sangatlah sulit untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Prof. Dr. Djarwani, S selaku pembimbing I yang telah memberikan berbagai ilmu, nasihat, dan bimbingan yang berfaedah dalam penyusunan tugas akhir ini.
2. Kristina Tri Wigati, MSi selaku pembimbing II yang telah dengan sabar menemani, membimbing, memberikan semangat dan segenap waktunya, serta memberikan doanya untuk mendampingi saya dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
3. Supriyanto, selaku penguji sidang tugas akhir, yang juga telah memberikan ilmu melalui diskusi yang sangat bermanfaat dan memberikan semangat kepada saya supaya dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan baik.
4. Dwi Seno, selaku penguji sidang tugas akhir dan pembimbing akademis, yang telah membantu, membimbing, dan memberikan masukan dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
5. Ibu Hilfa, selaku kepala bagian pendidikan dan pelatihan (diklat) RSK Dharmais, yang telah mendoakan, menyemangati, dan membantu saya dalam perkara perizinan pengajuan proposal penelitian di RSK Dharmais.
6. Ibu dr.kardinah, selaku kepala bagian Instalasi Radiologi RSK Dharmais, yang telah memberikan izin dan kesempatan untuk melakukan penelitian ini dengan meminjamkan sarana dan prasarana yang dibutuhkan dalam penyelesaian tugas akhir ini.

7. Pak Edi Suprpto, selaku fisikawan medis bagian radiodiagnostik RSK Dharmais, yang telah membantu saya dalam perijinan, memberikan semangat dan nasihat, serta bimbingannya kepada saya selama melakukan penelitian di RSK Dharmais.
8. Pak Polmar, selaku radiografer bagian radiodiagnostik RSK Dharmais, yang telah membantu dalam perizinan dan mempermudah pelaksanaan penelitian saya selama melakukan penelitian di RSK Dharmais.
9. Mbak Ati dan Mbak Maya, selaku radiografer bagian radiodiagnostik RSK Dharmais, yang dengan sabar telah membantu saya dalam pengoperasian alat-alat dan penyediaan bahan, serta memberikan kepercayaannya kepada saya dan mbak Gati dalam bereksperimen di RSK Dharmais.
10. Bapak dan Bapak, yang telah bersedia memberikan izin untuk peminjaman alat-alat yang digunakan dalam prosedur pelaksanaan penelitian saya di RSK Dharmais.
11. Mbak Ratna, selaku sekretaris departemen Fisika FMIPA UI, yang telah banyak membantu saya dalam hal administrasi dan urusan surat-menyurat dalam rangka pemenuhan prasyarat pengajuan skripsi.
12. Bapak, mama, dan adik-adikku tersayang, kasih sayang kalian dan tentunya doa yang tak henti-hentinya memotivasiku untuk tidak menyerah menyelesaikan tugas akhir ini.
13. Om, tante, dan Alfredo yang tak henti-hentinya menyemangati dan menyediakan keperluanku selama tugas akhir.
14. Sahabat-sahabatku Krista, Ria, dan Sella yang telah membantu dalam doa dan tak henti-hentinya menyemangati serta menghibur saya selama pengerjaan tugas akhir.
15. Teman-teman fisika 2008 khususnya Jauhar, Janah yang telah mengisi hari-hari saya selama kuliah di kampus tercinta ini.
16. Kak Reta, kak Abud, dan Kak Evan yang telah membantu dan menyemangati saya dalam pengerjaan tugas akhir.

17. Kak Nopi, Emy, May, Messi, Chrisna, Bella, dan Eka yang telah memberikan semangat dan membantu dalam doa, sehingga saya dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
18. Teman-teman fisika medis khususnya Rion, Ani, kak Bowo, kak Ari, kak Aden, kak Pipit, kak Adi, perjuangan kita tidak sia-sia teman.

Penulis menyadari bahwa penelitian ini masih jauh dari sempurna karena keterbatasan pengetahuan penulis, maka diharapkan kritik dan saran konstruktif demi perbaikan penulisan sesuai dengan tujuanya dan bermanfaat bagi perkembangan ilmu dimasa mendatang.

Terima kasih,

Penulis

Juni 2012



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

Sebagai civitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Susiana Sidabutar
NPM : 0806452646
Program Studi : Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis karya : Skripsi

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

Kontrol Kualitas Sistem Mamografi Digital: *Direct Radiography (DR)*

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

Demikian saya buat pernyataan ini dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok
Pada Tanggal : 11 Juni 2012
Yang menyatakan :



(Susiana Sidabutar)

ABSTRAK

Nama : Susiana Sidabutar
Program Studi : S1 Fisika
Judul : Kontrol Kualitas Sistem Mamografi Digital: *Direct Radiography* (DR)

Teknologi pesawat mamografi telah mengalami perkembangan yang cukup pesat, dimulai dari mamografi konvensional yang menggunakan reseptor film/screen (*Screen Film Mammography*) sampai mamografi digital. Dalam penelitian ini dilakukan kontrol kualitas dengan menerapkan protokol *International Atomic Energy Agency* (IAEA) *Human Health Series* no.17 untuk mengetahui kinerja pesawat mamografi digital *Direct Radiography* (DR). Pengukuran dosis radiasi yang direpresentasikan dengan *Mean Glandular Dose* (MGD) dan evaluasi kualitas citra juga dilakukan dalam penelitian ini.

Uji kontrol kualitas yang meliputi evaluasi: mekanis sistem, sistem kompresi dan AEC, kinerja reseptor citra, *ghosting*, uniformitas dan homogenitas, kualitas berkas (HVL), sistem kolimasi, tampilan monitor, dan laser printer, menunjukkan hasil yang baik. Sedangkan berdasarkan hasil uji luminansi, perlu dilakukan koreksi pada *viewbox*. Dari ketebalan fantom 2 cm, 3,8 cm, 4,3 cm, dan 6 cm diperoleh estimasi dosis rata-rata berturut-turut 0,501 mGy, 1,041 mGy, 0,845 mGy, dan 1,956 mGy. Hasil *Mean Glandular Dose* (MGD) ini masih memenuhi syarat yang direkomendasikan oleh IAEA no. 17 dengan pertimbangan faktor koreksi= $0,154 \cdot (\text{Ketebalan kompresi}) + 0,624$.

Hasil evaluasi kualitas citra yang menggunakan fantom CIRS 011 A dan fantom *Nuclear Associates* 18-220 masih dalam batas direkomendasikan oleh *Computerized Imaging Reference Systems* (CIRS) dan *American College of Radiology* (ACR).

Kata kunci:
Kontrol Kualitas, DR, kualitas citra, MGD

ABSTRACT

Name : Susiana Sidabutar
Study Program: Undergraduate Physics
Title : Quality Control of Digital Mammography System: *Direct Radiography (DR)*

Mammography technology has been developed rapidly, starting from conventional mammography using screen/film receptor (Screen Film Mammography) to digital mammography. In this study, the quality control protocol is adopted from International Atomic Energy Agency (IAEA) Human Health Series No.17 to determine performance of digital mammography: Direct Radiography (DR). Dose measurement which is represented by Mean Glandular Dose (MGD) and image quality evaluation have been studied as well.

The results of quality control tests included evaluation of mechanical system, compression system, Automatic Exposure Control (AEC), performance of image receptor, ghosting, uniformity and homogeneity, beam quality (HVL), collimation system, display monitor, and laser printers are in good conditions. Otherwise, according to luminance test result, viewboxes need to be corrected. From the phantom thickness of 2 cm, 3,8 cm, 4,3 cm, and 6 cm, obtained estimation of the average dose are respectively 0,501 mGy, 1,041 mGy, 0,845 mGy, and 1,956 mGy. This MGD's results are still eligible recommended by IAEA no. 17, with considering correction factor=0,154.(compressed thickness)+0,624.

Phantom image quality evaluation results which use CIRS 011A and Nuclear Associates 18-220 phantom are still within the limits recommended by Computerized Imaging Reference Systems (CIRS) and American College of Radiology (ACR).

Key words:
Quality Control, DR, image quality, MGD

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	vi
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI ILMIAH	vii
ABSTRAK	viii
ABSTRACT	ix
DAFTAR ISI	x
DAFTAR TABEL	xii
DAFTAR GAMBAR	xiii
1. PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	2
1.3 Manfaat Penelitian	2
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Sistematika Penulisan	3
2. TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Mamografi	5
2.2 Sifat Payudara Wanita	6
2.3 Spektrum Sinar-X	7
2.4 Sistem Mamografi Digital	9
2.4.1 Prinsip Fisika <i>Direct Radiography</i>	10
2.4.2 <i>Direct Radiography</i> Dalam Sistem Mamografi Digital	12
2.5 Uji Kontrol Kualitas	13
3. METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Jenis Pesawat Mamografi	17
3.2 Fantom Mamografi	17
3.2.1 Fantom <i>Nuclear Associater</i> 18-220	18
3.2.2 Fantom CIRS	20
3.3 Detektor	21
3.4 Metode Uji Kontrol Kualitas.....	23
3.4.1. Evaluasi Mekanis	24
3.4.2. Evaluasi Sistem Kompresi dan Akurasi Ketebalan	24
3.4.3. Evaluasi AEC	24
3.4.4. Kinerja Reseptor Citra	25
3.4.4.1. Evaluasi Respon Detektor.....	25
3.4.4.2. Evaluasi <i>Ghosting</i>	25
3.4.4.3. Evaluasi Uniformitas.....	25
3.4.5. <i>Half Value Layer</i> (HVL)	26
3.4.6. Evaluasi Kerma.....	26
3.4.7. Sistem Kolimasi.....	26
3.4.8. Evaluasi Tampilan Monitor	26
3.4.9. Respon Luminansi Monitor dan Kondisi <i>Viewing</i>	28
3.4.9.1. Respon Luminansi Monitor	28

3.4.9.2. Kondisi <i>Viewing</i> Monitor	28
3.4.10. Luminansi <i>Viewbox</i> dan Iminansi Ruangan	29
3.4.11. Evaluasi Laser Printer	29
3.4.12. Uji <i>Leakage</i>	29
3.4.13. Akurasi kVp dan Reproduksiabilitas	29
3.4.14. Linearitas output	29
3.5 Kualitas Citra Fantom	30
3.6 Perhitungan <i>Mean Glandular Dose</i> (MGD)	30
4. HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Hasil Uji Kontrol Kualitas Pesawat.....	31
4.1.1 Evaluasi Mekanis Sistem	31
4.1.2. Evaluasi Sistem Kompresi dan Akurasi Ketebalan	32
4.1.3 Uji Kebocoran (<i>Leakage</i>)	35
4.1.4 Akurasi dan Reproduksiabilitas kVp	35
4.1.5 <i>Half Value Layer</i> (HVL)	36
4.1.6 Linearitas Output (Kerma Udara)	39
4.1.7 Evaluasi AEC	41
4.1.8 Evaluasi Reseptor Citra	43
4.1.8.a Respon Detektor	43
4.1.8.b Evaluasi <i>Ghosting</i> Detektor	45
4.1.8.c Evaluasi Uniformitas	46
4.1.9 Evaluasi Monitor	48
4.1.9a. Evaluasi Kualitas tampilan monitor	48
4.1.9b. Respon Luminansi Monitor	50
4.1.10. Evaluasi <i>Viewbox</i>	51
4.1.11 Evaluasi Laser Printer	51
4.1.12Evaluasi Sistem Kolimasi	53
4. 2 Evaluasi Kualitas Citra	54
4.3 Evaluasi Dosimetri	57
Observasi Teknis Pemeriksaan 21 Pasien Mammografi	58
5. PENUTUP	
5.1 Kesimpulan	60
5.2 Saran	60
DAFTAR PUSTAKA	61
LAMPIRAN	

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1. Hasil Evaluasi Mekanis Sistem	27
Tabel 4.2. Hasil Gaya Kompresi	29
Tabel 4.3. Hasil Akurasi Ketebalan	29
Tabel 4.4. Hasil Akurasi dan Reproduksi kVp pada target/filter Mo/Mo	31
Tabel 4.5. Hasil Evaluasi HVL	32
Tabel 4.6. Hasil Linearitas Kerma Udara	35
Tabel 4.7. Hasil Linearitas Output W/Rh	35
Tabel 4.8. Hasil Evaluasi AEC	37
Tabel 4.9. Hasil Respon Detektor	39
Tabel 4.10. Hasil Evaluasi Detektor <i>Ghosting</i>	41
Tabel 4.11. Uniformitas	42
Tabel 4.12. Hasil evaluasi kualitas tampilan pola uji TG18-QC	43
Tabel 4.13. Hasil evaluasi uniformitas citra TGUNL-10 dan TGUNL-80	44
Tabel 4.14. Hasil evaluasi resolusi monitor TG18-QC	44
Tabel 4.15. Nilai luminansi dari pola TG18-LN pada monitor	45
Tabel 4.16. Hasil evaluasi laser printer	47
Tabel 4.17. Deviasi antara lapangan sinar-X dengan lapangan cahaya	48
Tabel 4.18. Deviasi antara lapangan cahaya dengan reseptor citra	48
Tabel 4.19. Selisih antara lapangan sinar-X dan tepi reseptor citra	49
Tabel 4.20. Hasil perhitungan MGD (<i>Mean Glandular Dose</i>)	53
Tabel 4.21. Faktor koreksi MGD pasien dan fantom pada ketebalan kompresi yang berbeda	55

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Komponen-komponen sistem mamografi	5
Gambar 2.2. Estimasi komposisi payudara rata-rata untuk ketebalan kompresi payudara yang berbeda. Hasil pengamatan terhadap wanita yang berusia 50-64 tahun (Dance <i>et al.</i> , 2000a)	7
Gambar 2.3.Kebergantungan MGD terhadap energi foton	7
Gambar 2.4.Kebergantungan kontras terhadap energi foton dan ketebalan payudara	8
Gambar 2.5.Kebergantungan <i>signal to nois ratio</i> terhadap energi foton ketika energi serap per unit area adalah tetap	8
Gambar 2.6.Spektra sinar-X mamografi 28 kV dari variasi kombinasi target/filter	9
Gambar 2.7.Efek penyebaran cahaya dalam sistem berbasis fosfor dibandingkan dengan detektor <i>amorphous selenium</i>	10
Gambar 2.8. <i>Amorphous selenium</i> berbasis langsung sistem konversi DR	11
Gambar 3.1.Pesawat mamografi digital (<i>direct radiography</i>)	17
Gambar 3.2.Fantom Siemens	18
Gambar 3.3.Fantom PMMA.....	18
Gambar 3.4.Fantom Nuclear Associates 18-220	19
Gambar 3.5.Lokasi dan posisi benda uji dalam fantom	20
Gambar 3.6.Fantom Payudara CIRS Model 011A	20
Gambar 3.7.Lokasi dan posisi objek uji dalam fantom	21
Gambar 3.8. (A) Detektor Unfors Xi (B) <i>Base Unit</i> Unfors Xi	21
Gambar 3.9.UnforsLuxi	22
Gambar 3.10.Unfors Xi <i>Survey</i> detector.....	23
Gambar 3.11.Pengaturan untuk (a) citra <i>ghost creation</i> (b) citra pengukuran <i>ghost</i>	25
Gambar 3.12.Polauji TG18-QC dengan objek uji terindikasi	27
Gambar 3.13.Penggunaan <i>photometer</i> untuk mengukur luminansi dengan pola uji TG18-UNL10 (kiri) dan TG18-UNL80 (kanan)	28
Gambar 3.14.Pola TG18-LN12-01 (kiri) dan pola TG18-LN12-18 (kanan)	28
Gambar 4.1.Pengaturan posisi dengan menggunakan <i>waterpass</i>	31
Gambar 4.2.Pesawatmamografi digital.....	33
Gambar 4.3.Pengukuran kompresi	33
Gambar 4.4.Pengukuranakurasiketebalan	34
Gambar 4.5.Pengukuran HVL dengan menggunakan detektor	36
Gambar 4.6. Grafik hubungan Dosis terhadap HVL	38
Gambar 4.7. Hubungan Tegangan Panel (kV) terhadap HVL (mmAl).....	39
Gambar 4.8.Grafik hubungan nilai kerma udara (mGy) terhadap nilai mAs pada target/filter Mo/Mo dan W/Rh	40
Gambar 4.9.Grafik Hubungan antara kerma udara (mGy) terhadap mAs.....	41
Gambar 4.10.Penempatan ROI pada citra fantom untuk menghitung SDNR	42
Gambar 4.11.Citra fantom dan objek kontras (diatas fantom) dan dilakukan ROI di dalam objek kontras (ROI 1) dan pada latar belakang citra (ROI 2)	43
Gambar 4.12.Grafik hubungan antara nilai piksel rata-rata (MPV) latar belakang (B) terhadap mAs	44

Gambar 4.13. Grafik hubungan antara (a) SDNR terhadap mAs (b) SDNR ² terhadap mAs	45
Gambar 4.14. Citra fantom yang telah di ROI	46
Gambar 4.15. Evaluasi uniformitas dengan menggunakan fantom PMMA	47
Gambar 4.16. <i>viewbox</i> untuk interpretasi citra yang telah dicetak	51
Gambar 4.17. Laser Printer model DRYSTAR 5503	52
Gambar 4.18. Citra Fantom CIRS 011 A	54
Gambar 4.19. <i>Profile</i> hubungan antara <i>greyscale</i> terhadap jarak (piksel).....	55
Gambar 4.20. Citra fantom Nuclear Associates 18-220	56
Gambar 4.21. Citra fantom Nuclear Associates 18-220	57
Gambar 4.22. Grafik hubungan antara MGD terhadap ketebalan kompresi dengan proyeksi RCC (kiri) dan LCC (kanan).....	58
Gambar 4.23. Grafik hubungan antara MGD terhadap ketebalan kompresi dengan proyeksi RMLO (kiri) dan LMLO (kanan)	58
Gambar 4.24. Grafik hubungan antara faktor koreksi terhadap ketebalan kompresi (cm).....	59



BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Seiring dengan perubahan jaman, pada tahun 2010 kecenderungan penderita kanker di Indonesia berubah. Bila pada tahun sebelumnya peringkat I penderita kanker tertinggi di Indonesia ditempati oleh kanker leher rahim atau sering disebut kanker serviks, maka tahun ini kanker payudara menempati urutan teratas. Data yang dihimpun oleh RS Kanker Dharmas Jakarta menunjukkan bahwa urutan pertama ditempati oleh kanker payudara sebanyak 37%, di peringkat kedua adalah kanker serviks sebanyak 20%. Sedangkan kanker paru menempati urutan ke-3 sebanyak 8%. Oleh karena kematian terbanyak disebabkan oleh kanker payudara, maka deteksi dini kanker payudara perlu mendapat perhatian. Salah satu cara yang bisa dilakukan untuk mendeteksi dini kanker payudara melalui mamografi.

Mamografi merupakan modalitas pencitraan menggunakan sinar-X yang didedikasikan secara khusus untuk pemeriksaan payudara. Tujuan utama modalitas ini ialah pendeteksian dini kanker payudara. Skrining yang rutin dengan mamografi kualitas tinggi cukup efektif dalam mengurangi kematian akibat kanker payudara pada wanita berusia 40-69 tahun. Dalam dua dekade ini, tampak penurunan angka kematian akibat kanker payudara pada negara-negara yang menerapkan program skrining mamografi.

Hingga kini, teknologi pesawat mamografi mengalami perkembangan yang cukup pesat, dimulai dari mamografi konvensional yang menggunakan *Screen Film Mammography (SFM)* sampai mamografi digital (*Computed Radiography, Direct Radiography, Breast CT, Digital Breast Tomosynthesis*). Di Indonesia, sebagian besar pesawat mamografi yang digunakan masih menggunakan reseptor film/ *screen*. SFM memiliki resolusi spasial yang sangat tinggi, namun masih terdapat beberapa keterbatasan teknis, mencakup: (a) *dynamic range* yang terbatas, (b) buruknya respon film pada paparan rendah dan tinggi, (c) tidak fleksibel dalam penyesuaian tingkat kecerahan dan kontras citra,

(d) kurangnya efisiensi dalam penggunaan dosis radiasi, (e) *noise* terkait dengan struktur *screen* dan granularitas, (f) tidak efisiensinya metode untuk menghilangkan radiasi hambur, (g) keterbatasan dalam mengoptimasi citra, (h) tidak praktis dalam hal penyimpanan citra, dan (i) isu-isu lingkungan mengenai penggunaan/pembuangan bahan kimia[23]. Namun, keterbatasan-keterbatasan ini dapat diatasi dengan hadirnya teknologi digital.

Baik konvensional maupun digital, dalam pelaksanaan pemeriksaan mamografi, uji kontrol kualitas sangatlah penting dilakukan untuk menjamin kinerja sistem mamografi. Peran fisikawan medis sangat diperlukan untuk melakukan uji kontrol kualitas ini.

Dalam penelitian ini, dilakukan kontrol kualitas yang dikhususkan untuk pesawat mamografi digital pada *Direct Radiography* (DR) dengan menerapkan protokol *International Atomic Energy Agency* (IAEA) *Human Health Series* no.17. Selain itu, juga dilakukan evaluasi kualitas citra dan pengukuran dosis radiasi dalam bentuk *Mean Glandular Dose* (MGD). Paparan ke permukaan payudara biasanya diterjemahkan ke dalam MGD untuk mengakses resiko radiasi di dalam kelenjar susu. MGD tidak dapat diukur secara langsung, tetapi berasal dari pengukuran fantom standar dengan parameter klinis yang sesuai.

1.2 Tujuan Penelitian

1. Menerapkan protokol kontrol kualitas yang ditetapkan *International Atomic Energy Agency* (IAEA) melalui *Human Health Series* no.17 untuk mengetahui kinerja pesawat mamografi digital DR,
2. Melakukan evaluasi kualitas citra pada DR,
3. Mengetahui estimasi *Mean Glandular Dose* (MGD) pada fantom dalam sistem mamografi digital (DR).

1.3 Manfaat Penelitian

Jika tujuan dari penelitian ini tercapai, maka hasil penelitian ini akan memberikan beberapa manfaat:

1. Dapat mengetahui kinerja pesawat mamografi digital DR,

2. Dapat mengetahui kualitas citra sistem mamografi digital DR,
3. Dapat memperkirakan besar *Mean Glandular Dose* (MGD) pada sistem mamografi digital DR.

1.4 Batasan Masalah

Pada penelitian ini dilakukan kontrol kualitas berdasarkan protokol *International Atomic Energy Agency* (IAEA) melalui *Human Health Series* no.17, dan melakukan penyinaran (mamografi) pada sebuah fantom yang dianggap menggantikan payudara dan diperoleh citra pada DR. Selanjutnya, dilakukan evaluasi pada citra yang telah dipapar. Selain itu, juga dilakukan estimasi *Mean Glandular Dose* (MGD) terhadap fantom dengan menggunakan pesawat mamografi digital. Dosis akan diperoleh dengan menggunakan detektor khusus untuk pemeriksaan mamografi.

1.5 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan terdiri dari V bab. Masing-masing bab tersebut terdiri dari beberapa subbab yang memudahkan alur pemaparan penelitian ini.

BAB I PENDAHULUAN

Bab pendahuluan berisi tentang latar belakang dilakukannya penelitian ini, permasalahan yang diteliti, pembatasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan penelitian, metode penelitian, dan sistematika penulisan laporan penelitian ini.

BAB II DASAR TEORI

Dalam bab ini penulis menguraikan prinsip fisika sistem mamografi dan komponen kontrol kualitas dalam penelitian ini.

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Pada bab ini dijelaskan proses penelitian secara rinci mengenai uji kontrol kualitas, evaluasi kualitas citra, dan perhitungan *Mean Glandular Dose* (MGD).

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil uji kontrol kualitas, evaluasi kualitas citra, dan perhitungan *Mean Glandular Dose* (MGD) berikut pembahasannya ditampilkan dalam bab ini.

BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN

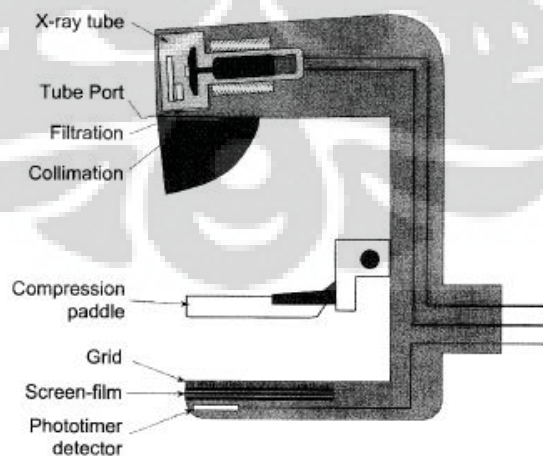
Setelah membahas hasil uji kontrol kualitas, hasil evaluasi kualitas citra, dan hasil perhitungan *Mean Glandular Dose* (MGD), maka pada bab ini penulis mengambil kesimpulan terhadap penelitian yang telah dibuat dan ditambahkan saran-saran yang berguna untuk pengembangan lebih lanjut.



BAB II DASAR TEORI

2.1. Mamografi

Kualitas citra pada mamografi bergantung dari peralatan pencitraan yang digunakan dan cara penerapannya. Untuk memperoleh citra dengan kualitas yang tinggi pada dosis rendah, perlu memilih peralatan mamografi dengan sebuah desain dan kinerja yang tepat serta menggunakan parameter operasi yang benar. Ada lima parameter fisis yang harus diperhatikan dalam menilai kinerja sistem mamografi antara lain: kontras, ketidaktajaman (*unsharpness*), dosis serap payudara, *noise*, dan jangkauan dinamik (*dynamic range*). Kontras penting untuk diperhatikan agar dapat melihat perbedaan densitas jaringan lunak yang kecil. Karena payudara memiliki organ yang kecil dan tidak ada struktur jaringan lunak atau tulang, sehingga memungkinkan penggunaan sinar-X yang berenergi rendah. Ketidaktajaman penting untuk diperhatikan agar dapat melihat mikrokalsifikasi. Dosis harus dijaga agar tetap rendah karena adanya resiko karsinogenesis dan *noise* harus dikurangi karena dapat mempengaruhi visibilitas terhadap mikro kalsifikasi yang sangat halus. Jangkauan dinamik pada reseptor citra harus dipilih agar dapat mencapai rentang yang penuh pada jaringan payudara dengan kualitas citra yang cukup. Tiap lima parameter ini bergantung pada beberapa komponen sistem mamografi (Gambar 2.1).

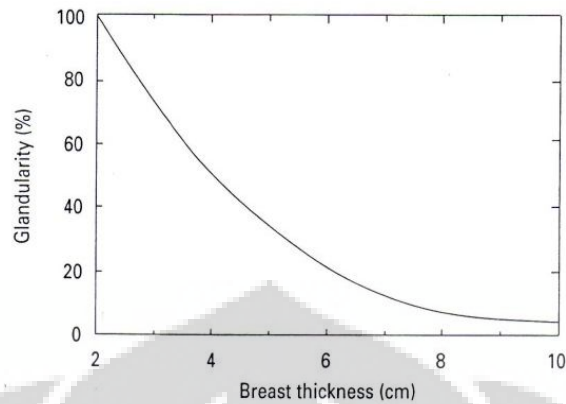


Gambar 2.1. Komponen-komponen sistem mamografi [1]

Tabung sinar-X sudah terpasang bersama-sama dengan reseptor citra dan sandaran payudara, serta komponen pelengkap yang dapat diputar terhadap sumbu horisontal untuk mencapai proyeksi radiografi yang diharapkan. Tabung sinar-X memiliki *focal spot* yang kecil dan menghasilkan spektrum sinar-X yang berenergi rendah. Kolimasi lapangan radiasi dan posisi fokus tabung dibuat vertikal terhadap pasien. Konfigurasi ini bertujuan untuk memastikan visualisasi yang maksimum dari jaringan payudara. Sumbu katoda-anoda dibuat pada arah dinding dada sampai *nipple* sehingga efek *heel* memberikan banyak foton dalam daerah payudara yang paling tebal dan transmisi fotonnya paling rendah. Kompresi yang dibuat menggunakan piringan kompresi plastik bertujuan untuk mengurangi ketebalan payudara dan meletakkannya pada posisi yang benar sehingga proyeksi radiografi yang diharapkan dapat tercapai. Piringan kompresi dan meja sandaran payudara harus memiliki transmisi sinar-X yang tinggi. Meja sandaran payudara terdiri dari kombinasi film/*screen* mamografi atau reseptor digital. Meja tersebut juga bergabung dengan sebuah *grid* anti hamburan. Dalam banyak sistem, spektrum sinar-X dipilih secara otomatis berdasarkan ketebalan payudara dan transmisi melalui payudara.

2.2. Sifat Payudara Wanita

Ukuran dan komposisi pada payudara wanita sangat bervariasi. Dalam masa pertumbuhan, payudara terdiri dari jaringan lemak, namun pada saat pubertas jaringan fibroglandular mulai berkembang dan perkembangan ini berlanjut sampai dewasa. Semakin bertambahnya usia, jaringan fibroglandular berangsur-angsur digantikan dengan lemak. Indikator kuat komposisi jaringan dan variasi densitas radiografi terjadi dalam payudara wanita yang usianya mirip.

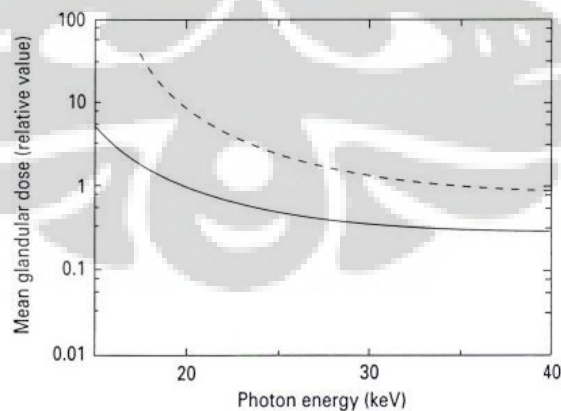


Gambar 2.2. Estimasi komposisi payudara rata-rata untuk ketebalan kompresi payudara yang berbeda. Hasil pengamatan terhadap wanita yang berusia 50-64 tahun (Dance *et al.*, 2000a)

Gambar 2.2 menunjukkan nilai glandularitas payudara pada ketebalan payudara dengan rentang 2-11 cm dan rentang usia 50-64 tahun. Grafik diatas menunjukkan penurunan glandularitas seiring dengan meningkatnya ketebalan payudara.

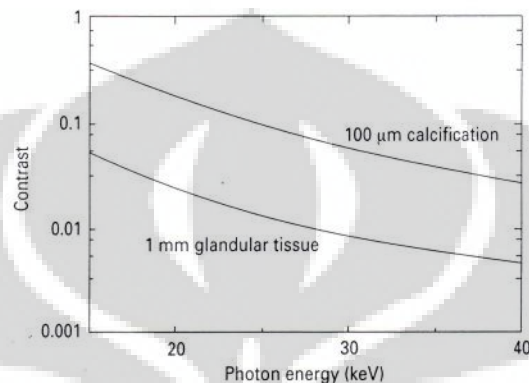
2.3. Spektrum Sinar-X

Kualitas citra akan semakin baik jika energi foton berkurang (kontras dan *signal to noise ratio* meningkat) namun dosis yang dibutuhkan semakin besar. Hubungan ini diilustrasikan dalam Gambar 2.3, 2.4, dan 2.5, yang menunjukkan variasi kuantitas terhadap energi foton.



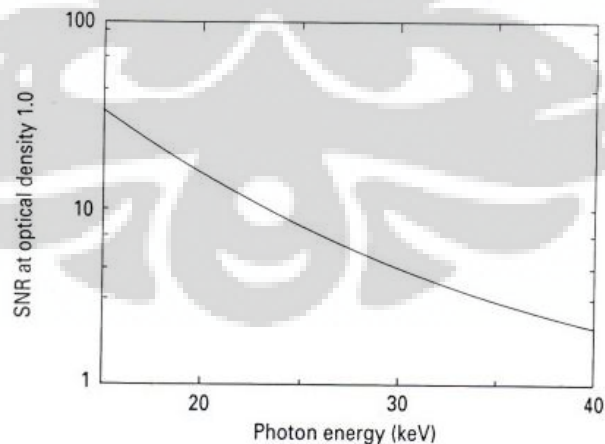
Gambar 2.3. Kebergantungan MGD terhadap energi foton.

Gambar 2.3 menunjukkan grafik dari hasil perhitungan Monte Carlo (Dance) untuk reseptor film/*screen* mamografi. Kurva atas: ketebalan kompresi payudara 8 cm dan glandularitas 7 %. Kurva bawah: ketebalan kompresi payudara 2 cm dan glandularitas 100 %.



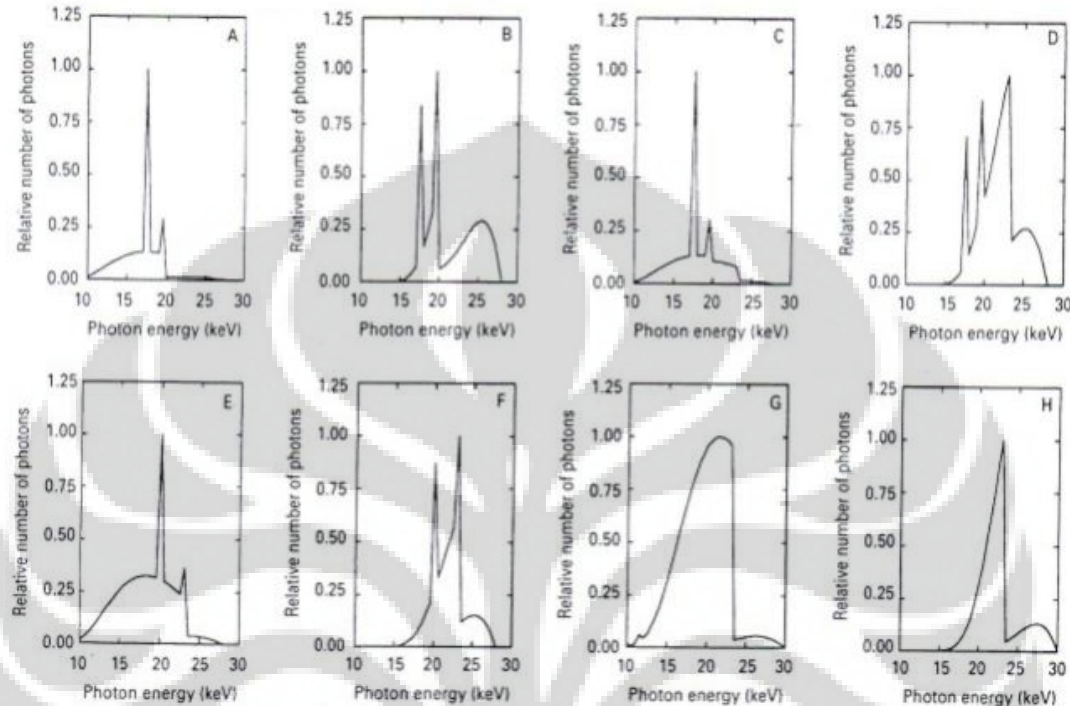
Gambar 2.4. Kebergantungan kontras terhadap energi foton dan ketebalan payudara.

Gambar 2.3 menunjukkan kontras yang telah dihitung dengan model yang sangat sederhana dan diambil dari Dance (1988). Kurva atas adalah kalsifikasi 100 μm yang terlihat terhadap latar belakang jaringan payudara rata-rata dan kurva bawah adalah jaringan glandular 1 mm yang terlihat terhadap latar belakang jaringan lemak.



Gambar 2.5. Kebergantungan *signal to noise ratio* terhadap energi foton ketika energi serap per unit area adalah tetap.

Gambar 2.5 menunjukkan kalkulasi sinyal untuk pencitraan kalsifikasi 100 μm dengan mengabaikan hamburan, ketidaktajaman, dan *gain* reseptor.



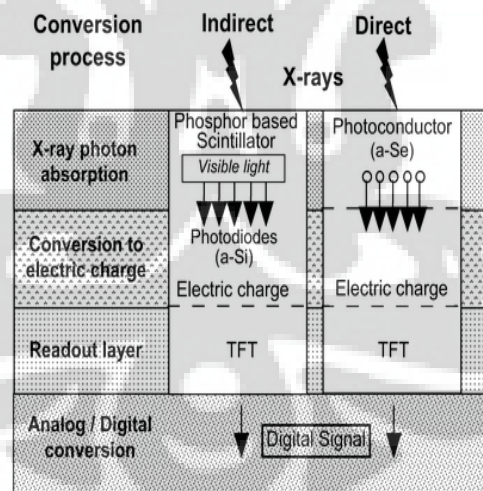
Gambar 2.6. Spektra sinar-X mamografi 28 kV dari variasi kombinasi target/filter: (A,B) target molybdenum/ 30 μm filter molybdenum; (C,D) target molybdenum/ 25 μm filter rhodium; (G,H) target tungsten/ 50 μm filter rhodium.

Gambar 2.6 menunjukkan spektrum sinar-X yang biasa digunakan untuk film/screen mamografi (A dan B) sebelum dan setelah melewati jaringan 5 cm. Garis-garis karakteristik molybdenum pada 17,4 dan 19,6 keV dan *sharp cut-off* diatas 20 keV. Grafik C sampai H menunjukkan spektrum sinar-X pada target (molybdenum, rhodium, tungsten) dan filter rhodium (sinar-X karakteristik Rh adalah 20,2 dan 22,8 keV).

2.4. Sistem Mamografi Digital

Teknologi pertama yang digunakan dalam sistem mamografi digital rutin adalah *Computed Radiography* (CR) (Jarlman *et al.*, 1991; Rowlands, 2002). CR merupakan mamografi digital tidak langsung yang dikelompokkan pada jenis detektor mamografi digital *full-field* dan menggunakan fosfor *photostimulable*.

Sedangkan jenis mamografi digital langsung yang juga merupakan jenis detektor *full-field*, menggunakan sejumlah teknologi antara lain: sebuah citra fosfor yang di kopel dengan sebuah *charge coupled devices* (CCD) (Williams *et al.*, 1999), *amorphous silicon* (a-si) dikopel dengan *flat-panel* susunan pembaca *Thin Film Transistor* (TFT), dan *amorphous Selenium* (a-Se) dikopel dengan *flat-panel* susunan pembaca TFT. *Charge coupled devices* (CCD) merupakan sebuah susunan elektronik dua dimensi yang mengubah cahaya menjadi muatan. *Amorphous silicon* atau susunan matriks aktif *Thin Film Transistor* (TFT) dapat digunakan untuk membaca emisi cahaya dari sebuah citra fosfor (Vedantham *et al.*, 2000) dan piksel dalam susunannya masing-masing berisi sebuah fotodiode *amorphous silicon* dan TFT (Gambar 2.7) dan dipisahkan dengan garis pembaca. Detektor a-Se merupakan material non logam yang menangkap sinar-X dan mengubahnya ke dalam bentuk muatan listrik atau foton berenergi rendah (Gambar 2.7). Pada penelitian ini, merek unit mamografi digital yang digunakan adalah Siemens Mammomat Inspiration dengan menggunakan detektor yang didasarkan pada a-Se/TFT.

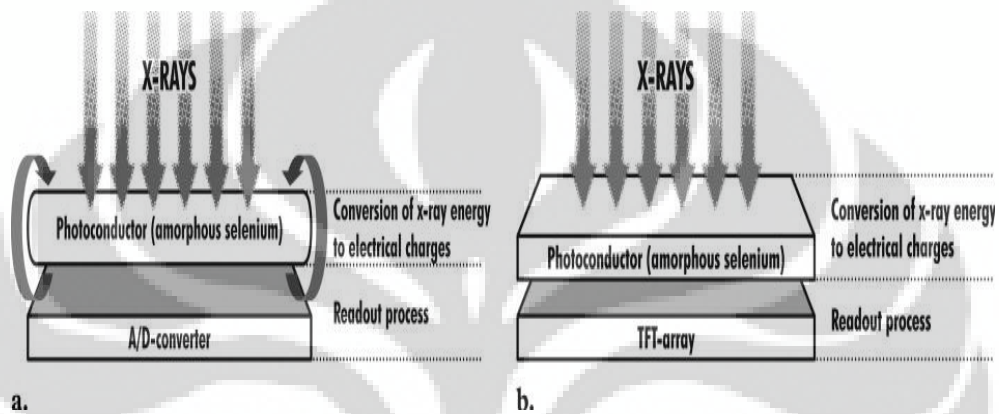


Gambar 2.7. Efek penyebaran cahaya dalam sistem berbasis fosfor (kiri) dibandingkan dengan detektor *amorphous selenium* (kanan) [2]

2.4.1 Prinsip Fisika *Direct Radiography*

Konversi langsung memerlukan sebuah *photoconductor* yang mengubah foton sinar-X ke dalam muatan listrik dengan pengaturan elektron bebas. Jenis

material *photoconductor* mencakup *amorphous selenium*, *lead iodide*, *lead oxide*, *thallium bromide*, dan senyawa gadolinium. Elemen yang paling sering digunakan adalah selenium atau *amorphous Selenium* (a-Se). Semua elemen ini memiliki resolusi spasial instrinsik yang tinggi. Akibatnya, ukuran piksel, matriks, dan resolusi spasial detektor konversi langsung tidak terbatas dengan material detektornya saja, namun dengan peralatan pencatatan dan *readout* juga digunakan.



Keterangan : a. Gambaran yang mengilustrasikan sebuah sistem berbasis drum selenium; b. Gambaran mengilustrasikan sistem detektor *flat-panel* berbasis selenium.

Gambar 2.8. *Amorphous selenium* berbasis langsung sistem konversi DR. [3]

Sistem DR konversi langsung berbasis selenium dilengkapi dengan sebuah drum selenium dan detektor *flat-panel* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.8. Pada Gambar 2.8 (a) menunjukkan rotasi *selenium-dotted drum* (dengan sebuah muatan listrik positif pada permukaan) yang terpapar sinar-X. Perubahan pola muatan pada permukaan *drum* sebanding dengan sinar-X yang datang. Pola muatan ini kemudian diubah menjadi citra digital dengan konverter analog-ke-digital (A / D).

Beberapa studi klinis telah menegaskan bahwa detektor selenium memberikan kualitas citra yang baik, yang lebih unggul dibandingkan sistem CR atau *screen-film*. Namun, dikarenakan desain mekanisnya, detektor drum selenium didedikasikan pada sistem bidang torax dengan tidak menggunakan mobilitas sama sekali. Sebuah generasi terbaru dibuat dari sistem DR konversi langsung yaitu, penggunaan detektor *flat-panel* berbasis selenium (Gambar 2.8 (b)).

Detektor ini menggunakan sebuah lapisan selenium dengan susunan *Thin Film Transistor* (TFT).

Prinsip konversi sinar-X detektor *flat-panel* berbasis selenium mirip dengan selenium drum, kecuali pola muatannya dibaca oleh susunan TFT, yang mengakumulasi dan menyimpan energi elektron. Pada detektor *flat-panel* berbasis selenium, *incident* energi sinar-X secara langsung diubah menjadi muatan listrik di dalam lapisan *photoconductor* yang tetap dan pembaca dengan susunan TFT yang terhubung di bawah *detective layer*.

2.4.2 Direct Radiography Dalam Sistem Mamografi Digital

- ***Amorphous Selenium (a-Se)/TFT***

Salah satu teknologi pencitraan digital dalam penggunaan mamografi *full-field* adalah berbasis pada sebuah *photoconductor*/susunan matriks aktif TFT. *Photoconductor* yang digunakan dalam mamografi digital antara lain *lead iodide* (PbI₂), *mercuric iodide* (HgI₂), dan *amorphous Selenium* (a-Se). Namun, a-Se lebih sering digunakan dikarenakan sifat deteksi sinar-X yang sangat baik dan resolusi spasial instrinsiknya tinggi (> 20 pasangan garis per millimeter [lp/mm] pada 100 keV).

Susunan piksel dihasilkan dengan menempatkan sebuah matriks elektroda di kedua sisi lapisan *amorphous selenium* yang dikopel dengan susunan TFT. Sinar-X berinteraksi dengan *amorphous selenium* menghasilkan produksi pasangan *electron-hole*. Muatan ini dipindahkan ke kapasitansi piksel dengan sebuah potensial yang diterapkan ke seluruh lapisan selenium dan susunan TFT secara berurutan yang ditujukan ke pembaca sinyal.

Sebagai muatan bebas dalam *photoconductor* yang diarahkan dengan medan listrik, hampir tidak ada penyebaran lateral pada sinyal. Gambar 2.7 menunjukkan bagaimana hal ini membantu dalam mempertahankan ketajaman. Jadi, meskipun pembatasan frekuensi spasial akan mirip dengan perangkat berbasis fosfor, *Modulation Transfer Function* (MTF) mempertahankan pada tingkat yang lebih tinggi di berbagai operasi frekuensi spasial. Selain itu, teknologi ini memungkinkan dalam penggunaan lapisan deteksi yang relatif tebal sehingga memiliki potensi *Detective Quantum Efficiency* (DQE) yang tinggi.

2.5. Uji Kontrol Kualitas

Berdasarkan publikasi IAEA melalui *Human Health Series* no.17 kontrol kualitas yang dilakukan oleh fisikawan medis adalah sebagai berikut:

1. Evaluasi mekanis sistem

Tujuannya adalah untuk memastikan bahwa semua kunci, *detents*, indikator angulasi dan perangkat pendukung mekanis untuk tabung sinar-X dan kinerja sandaran payudara beroperasi dengan benar, serta *header file* citra DICOM digunakan dengan benar. Frekuensi uji mekanis sistem diharapkan tiap setengah tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah termometer, yang sebaiknya dipasang pada dinding ruang mamografi digital.

2. Evaluasi sistem kompresi dan akurasi ketebalan

Tujuannya untuk memeriksa jika sistem mamografi menyediakan kompresi yang memadai dalam mode manual atau otomatis; untuk memeriksa ketepatan indikator gaya kompresi, jika ada pada peralatan; untuk memeriksa ketepatan (atau deviasi) indikator ketebalan kompresi. Frekuensi evaluasi sistem kompresi diharapkan tiap setengah tahun. Instrumentasi yang digunakan antara lain: timbangan kamar mandi, handuk atau blok atau karet busa, dan *slab* PMMA.

3. Evaluasi sistem AEC

Tujuannya untuk mengevaluasi kemampuan sistem dalam memperoleh citra pada ketebalan payudara tertentu; memastikan penetrasi yang cukup dan tingkat SDNR (*Signal Difference to Noise Ratio*) yang dapat diterima; menentukan faktor teknis pencitraan yang diperlukan untuk estimasi MGD. Frekuensi evaluasi sistem AEC dilakukan setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan antara lain: *slab* PMMA, objek kontras, dan *spacer*.

4. Respon detektor

Tujuannya untuk mengukur karakteristik *noise* dan respon pada sistem akuisisi citra di bawah kondisi paparan radiasi standar; untuk mendeteksi perubahan temporal dalam kuantitas ini. Frekuensi evaluasi respon detektor minimumnya adalah setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan antara lain: *slab*

PMMA, workstation ahli radiologi yang memiliki kapabilitas ROI atau perangkat lunak QC untuk analisis citra, dan grafik kinerja *baseline* detektor.

5. Evaluasi *ghosting*

Tujuannya untuk mengevaluasi citra laten yang tersisa pada akuisisi citra terbaru akibat paparan sebelumnya. Frekuensi evaluasi *ghosting* minimumnya adalah setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah *slab* PMMA.

6. Evaluasi uniformitas

Tujuannya untuk memastikan jika citra *flat field* seragam, baik dalam hal level sinyal maupun *noise*. Frekuensi evaluasi uniformitas minimumnya adalah setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah *slab* PMMA, dan workstation ahli radiologi.

7. Kualitas berkas (*Half Value Layer* (HVL))

Tujuannya untuk mengukur HVL dan memastikan bahwa total filtrasi berkas sinar-X masih dalam syarat minimum pada standar nasional dan internasional. Frekuensi evaluasi HVL minimumnya adalah pada saat *commisioning* setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah sistem dosimeter untuk mamografi, filter aluminium, dan *plate* logam untuk melindungi detektor dari sinar-X.

8. Kerma dan *Mean Glandular Dose* (MGD)

Tujuannya untuk memperkirakan MGD (D_G) untuk payudara yang dalam hal ini digantikan dengan PMMA. Frekuensi evaluasi MGD minimumnya adalah setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah PMMA.

9. Sistem kolimasi

Tujuannya untuk memastikan bahwa kolimator memberikan pencakupan penuh pada reseptor citra dengan lapangan sinar dan radiasi tidak menyebar di luar tepi pemberhentian berkas kecuali pada dinding dada, serta tepi dinding dada pada *paddle* kompresi searah dengan tepi dinding dada pada reseptor citra. Frekuensi evaluasi kolimasi minimumnya adalah setiap tahun. Instrumentasi yang

digunakan adalah dua atau satu penggaris radiografi, atau sebuah koin, lima lembar *phosphorescent screen*, material tak tembus cahaya, dan *slab* PMMA.

10. Evaluasi tampilan monitor (artefak dan keseragaman (*softcopy*))

Tujuannya untuk memastikan bahwa tampilan monitor memiliki level artefak yang rendah dan dengan distorsi geometris minimal, serta kontras dan keseragaman luminansi yang baik. Frekuensi evaluasi tampilan monitor minimum adalah setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah luminansi meter, MTF atau resolusi citra, dan unit spesifik citra.

11. Luminansi monitor dan kondisi *viewing* citra.

Tujuannya untuk memastikan bahwa monitor *workstation* memiliki kontras dan kecerahan yang cukup. Frekuensi evaluasi luminansi monitor dan kondisi *viewing* citra minimumnya adalah setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah iluminansi meter, luminansi meter dan pola uji TG18-LN12 dengan *header* DICOM.

12. Luminansi *viewbox* dan iluminansi ruangan

Tujuannya untuk memastikan bahwa *viewbox* yang biasa digunakan untuk interpretasi film memiliki luminansi dan iluminansi yang memenuhi batasan atau yang direkomendasikan. Frekuensi evaluasi luminansi *viewbox* dan iluminansi ruangan minimumnya adalah setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah iluminansi meter dan luminansi meter.

13. Evaluasi laser printer

Tujuannya untuk memastikan jika citra yang telah dicetak memiliki kualitas yang tinggi, seragam, dan tidak ada artefak; untuk memastikan tingkat operasi normal yang digunakan oleh radiografer untuk uji sensitometer printer laser. Frekuensi evaluasi laser printer minimumnya adalah pada awal dan setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah unit pola TG18-QC dengan DICOM *header*, dan densitometer.

14. Kualitas citra fantom

Tujuannya untuk menetapkan tingkat *baseline* pada subjektif kualitas citra; untuk memastikan jika kualitas citra yang diperoleh tidak lebih buruk dari level

kinerja *baseline*. Frekuensi evaluasi kualitas citra fantom minimumnya adalah pada saat komisioning, dan setiap tahun. Instrumentasi yang digunakan adalah fantom dan lensa magnifikasi.



BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Jenis Pesawat Mamografi



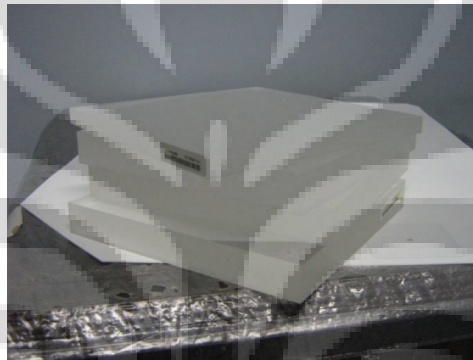
Gambar 3.1. Pesawat mamografi digital DR

Penelitian ini dilakukan di Rumah Sakit Kanker Dharmais menggunakan pesawat mamografi merek Siemens Mammomat Inspiration (Gambar 3.1) model pesawat/no.seri kontrol 3122509 tipe tabung P 40 Mo W no. seri tabung 501635 diproduksi tahun Juli 2011. Kondisi maksimum 32 kV dan 180 mAs. Penelitian ini memanfaatkan sistem pemeriksaan panel AEC dan manual dan sistem penampilan citra menggunakan DR. *Source to Image Distance* (SID) adalah 65 cm, target/filter yang digunakan adalah Mo/Mo, Mo/Rh dan W/Rh. Detektor yang digunakan adalah model no. 10501285 serial no. L03-01563 diproduksi Juli 2011.

3.2. Fantom

Fantom adalah sebuah objek uji yang digunakan untuk mensimulasikan beberapa aspek anatomi manusia. Fantom payudara mensimulasikan tipikal payudara dalam hal ukuran, komposisi, atenuasinya terhadap sinar-X dan juga

berisi objek uji yang mensimulasikan anatomi payudara. Dalam penelitian ini, fantom yang digunakan dalam uji kualitas citra dalam mamografi adalah fantom Siemens (Gambar 3.2), fantom PMMA (Gambar 3.3), *Mammographic Accreditation Phantom* Nuclear Associates 18-220 (Gambar 3.4) dan fantom mamografi CIRS Model 011A (Gambar 3.5). Fantom Siemens adalah fantom kualitas citra mamografi digital yang terdiri dari tumpukan *slab* PMMA yang digunakan untuk mengevaluasi AEC, respon detektor, *ghosting*, HVL, kerma dan MGD. Fantom PMMA digunakan untuk mengevaluasi uniformitas kinerja reseptor.



Gambar 3.2. Fantom Siemens



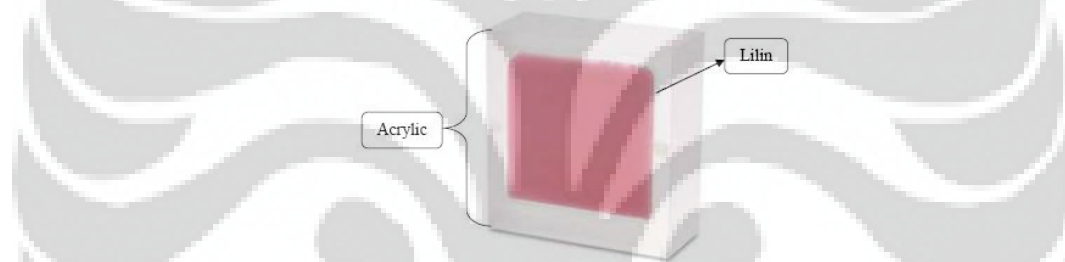
Gambar 3.3. Fantom PMMA

3.2.1. Fantom Nuclear Associates 18-220

Mammographic Accreditation Phantom (model 18-220) digunakan untuk memastikan kualitas citra optimum dan kinerja maksimum pada sebuah sistem mamografi. Fantom ini memenuhi spesifikasi fantom ACR dan persyaratan kontrol kualitas yang berisi objek uji. Objek uji ini digunakan untuk

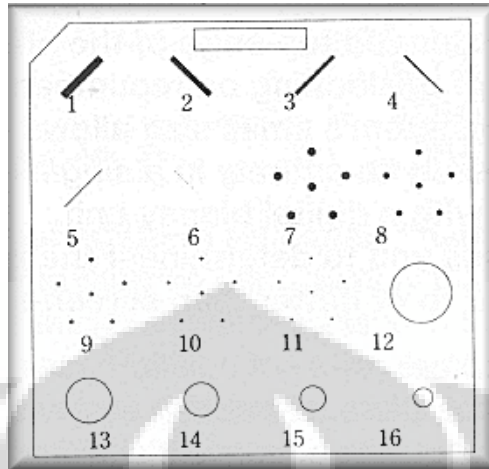
mensimulasikan indikasi-indikasi kanker dan dapat memeriksa kinerja secara keseluruhan pada generator sinar-X, dan lain-lain. Fantom akreditasi mamografi ditujukan sebagai bagian dari program kontrol kualitas. Selain itu, fantom ini dapat memeriksa perubahan pencitraan sehingga dapat memperoleh koreksi yang diperlukan dalam pemeliharaan kinerja maksimum sistem.

Gambar 3.4 menunjukkan fantom yang dirancang untuk menguji kriteria sistem mamografi dengan evaluasi kuantitatif dari kemampuan sistem untuk citra struktur yang kecil yang mirip ditemukan pada klinis. Benda uji titik-titik dalam fantom mensimulasikan kalsifikasi, serat sesuai dengan kalsifikasi dalam kelenjar, dan tumor atau massa. Fantom ini dirancang untuk menentukan jika sistem mamografi tersebut dapat mendeteksi struktur kecil yang penting dalam deteksi dini kanker payudara.



Gambar 3.4. Fantom Nuclear Associates 18-220 [4]

Fantom yang terbuat dari *acrylic* ini memiliki tebal 42 mm dengan disisipkan sebuah lempengan lilin yang berisi 16 set benda uji setebal 7 mm. Semua material fantom tersebut ekuivalen dengan sebuah payudara yang tebalnya 4,5 cm setelah dikompresi dengan komposisi rata-rata kelenjar/adiposa. Termasuk di dalam lilin disisipkan *aluminium oksida* (Al_2O_3) yang mensimulasikan mikrokalsifikasi dalam kelompok titik-titik. Enam serat nilon berbeda ukuran yang mensimulasikan struktur berserat dan lima lensa massa berukuran berbeda yang mensimulasikan tumor.



Gambar 3.5. Lokasi dan posisi benda uji dalam fantom [4]

Lokasi dan posisi benda uji dalam fantom Nuclear Associates 18-220 (Gambar 3.5) dijelaskan pada **Lampiran 1**. Fantom akreditasi mamografi diproduksi tunggal oleh *American College of Radiology (ACR)*. Fantom ini sangat rentan terhadap suhu di atas 110° F. Fantom harus selalu dalam keadaan bersih dan jika tidak digunakan sebaiknya fantom disimpan dalam tempat yang kering dan sejuk.

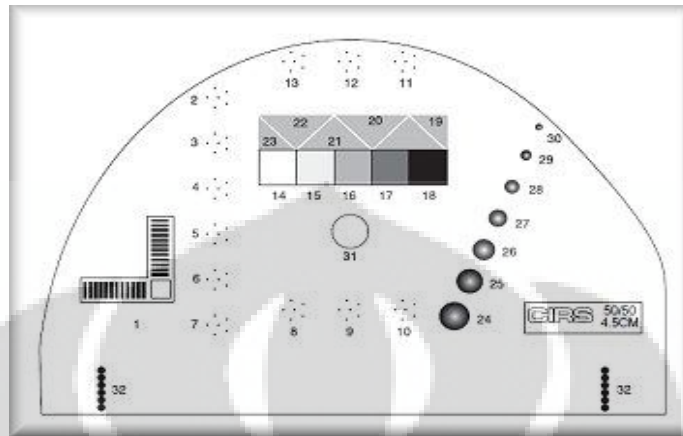
3.2.2. Fantom CIRS



Gambar 3.6. Fantom Payudara CIRS Model 011A [5]

Fantom payudara CIRS model 011A (Gambar 3.6) berisi target-target yang diatur untuk menguji ambang pada mesin mamografi. Tubuh fantom tersebut memiliki tebal/tinggi 4,5 cm, panjang 12,5 cm, dan lebar 18,5 cm. Fantom CIRS

model 011A mensimulasikan sebuah komposisi jaringan glandular rata-rata. Model 011A dirancang untuk menguji kinerja pada beberapa sistem mamografi.



Gambar 3.7. Lokasi dan posisi objek uji dalam fantom [5]

Dari Gambar 3.7 tiap fantom mamografi CIRS berisi rincian atau spesifikasi ditunjukkan pada **Lampiran 2**.

3.3. Detektor



Gambar 3.8. Detektor Unfors Xi (A) dan *Base Unit* Unfors Xi (B) [6]

Unfors Xi terdiri dari sebuah *base unit* untuk tampilan dan kecil, berdiri sendiri, dan detektor luar yang terhubung dengan sebuah kabel untuk

menampilkan unit. Detektor eksternal digunakan untuk mengukur parameter radiasi yang memanfaatkan beberapa sensor lapangan untuk aplikasi yang berbeda.

- Sensor rendah R/F didesain untuk pengukuran laju dosis rendah secara normal yang dihasilkan dengan sebuah fantom antara detektor dan sumber sinar-X.
- Sensor mammo digunakan untuk laju dosis rendah dan tinggi yang dihasilkan dalam aplikasi mamografi.

Tiap sensor lapangan secara serentak mengukur parameter radiasi seperti dosis, laju dosis, kVp, waktu, pulsa, dosis per *frame*, laju per *frame*, HVL dan bentuk gelombang. Setelah masing-masing paparan, semua informasi secara otomatis ditampilkan dan ditransfer pada *port* komunikasi (RS232). Unfors Xi menerapkan kompensasi aktif untuk setiap parameter yang terukur, misalnya setelah sebuah analisis berkas cepat, faktor koreksi yang secara otomatis diterapkan pada nilai yang ditampilkan. Unfors Xi biasanya didesain untuk pengukuran pada pulsa fluoroskopi. Untuk menyesuaikan perubahan suhu pada detektor eksternal, Unfors Xi yang secara otomatis menyesuaikan nol pada saat mulai dan sesudah tiap paparan. Unfors Xi juga membaca suhu detektor antar paparan untuk memulai penyesuaian nol jika diperlukan.



Gambar 3.9. Unfors Luxi [6]



Gambar 3.10. Unfors Xi *Survey Detector* [6]

Selain Unforx Xi, Unfors Luxi (Gambar 3.9) dan Unfors Xi *Survey Detector* (Gambar 3.10) juga digunakan dalam penelitian ini. Unfors Luxi digunakan untuk jaminan kualitas pada citra dalam monitor workstation (LCD dan CRT), monitor penguat citra, *viewbox* film, *ambient light*, lapangan cahaya kolimator, dan lain-lain dalam departemen radiologi. Detektor Unfors Luxi mampu mengukur iluminansi dengan kosinus yang sempurna sesuai untuk *ambient light* (0,05 – 50.000 lux). Pengukuran luminansi kontak dapat dilakukan pada monitor CRT atau LCD atau *viewbox* dalam rentang 0,05 – 50.000 cd/m². Pengukuran luminansi atau iluminansi dilakukan dengan memasang atau melepaskan tabung optis pada *housing* detektor.

Unfors Xi *Survey Detector* adalah detektor yang digunakan untuk pengukuran kebocoran dan hamburan radiasi. Rentang laju dosis unfors tersebut dari 10 µGy/jam sampai lebih dari 1 Gy/jam dan cocok digunakan dalam rentang energi dari 17 keV sampai lebih dari 120 keV.

3.4. Metode Uji Kontrol Kualitas

Pada penelitian ini, uji kontrol kualitas dikerjakan berdasarkan publikasi IAEA melalui *Human Health Series no.17*, yang meliputi: evaluasi mekanis sistem, evaluasi sistem kompresi dan AEC, kinerja reseptor citra (evaluasi respon detektor, evaluasi *ghosting*, dan evaluasi uniformitas dan homogenitas), kualitas berkas (HVL), kerma dan MGD, sistem kolimasi, evaluasi tampilan monitor, luminansi monitor, kondisi *viewing* citra, luminansi *viewbox* dan iluminansi

ruangan, evaluasi laser printer, dan kualitas citra fantom. Adapun metodologi dari masing-masing uji kontrol kualitas antara lain:

3.4.1. Evaluasi Mekanis

Evaluasi mekanis dengan memeriksa beberapa parameter mencakup: unit yang *free standing* secara mekanis stabil, semua bagian yang bergerak dapat berjalan dengan lancar tanpa gangguan, semua kunci, *detent*, dan indikator angulasi bekerja secara benar, kinerja reseptor citra bebas dari getaran selama eksposur, skala ketebalan payudara kompresi akurat dan reproduksibel, pasien dan operator tidak mengenai pinggiran tajam dan kasar atau bahaya lainnya termasuk bahaya listrik, pelindung radiasi untuk operator memadai, grafik kontrol teknis operator terbaru dan benar tersedia, tombol panel, indikator cahaya dan meteran bekerja dengan baik, daya kompresi kurang dari 200 N, kompresi manual kurang dari 300 N, citra dan *header* DICOM berisi identitas institusi, identitas pasien, waktu dan tanggal akuisisi citra, dan faktor teknis.

3.4.2. Evaluasi Sistem Kompresi dan Akurasi Ketebalan

Evaluasi sistem kompresi memerlukan timbangan dan handuk. Pengukuran kompresi menggunakan kompresor manual dan *powered*. Sedangkan untuk evaluasi akurasi ketebalan menggunakan fantom dengan tebal 19, 28, dan 58 mm.

3.4.3. Evaluasi AEC

Pada evaluasi AEC menggunakan fantom (20, 48, 68 mm) dengan meletakkan persegi aluminium tebal 0,2 mm di atasnya serta *spacer*. Citra yang telah dipapar akan menampilkan objek kontras dengan cara menempatkan sebuah ROI sekitar 80 mm², dan kemudian diperoleh nilai MPV (A). Citra juga akan menampilkan daerah yang berdekatan dengan objek kontras dengan cara menempatkan ROI sekitar 80 mm², dan kemudian diperoleh deviasi standar (C) dan MPV (B). Dari nilai yang diperoleh, dapat dihitung dengan formulasi: $SDNR=|A-B|/C$.

3.4.4. Kinerja Reseptor Citra

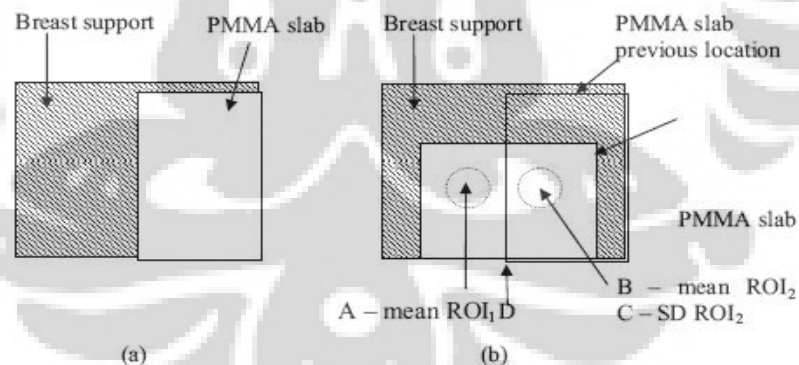
3.4.4.1. Evaluasi Respon Detektor

Evaluasi respon detektor menggunakan fantom dan objek kontras yang diletakkan di atas fantom. Fantom (tebal 4,8 cm) dan objek kontras dipapar dengan dengan variasi mAs dan kV tetap.

3.4.4.2. Evaluasi *ghosting*

Evaluasi *ghosting* dimulai dengan menempatkan *slab* fantom pada bagian kanan meja sandaran payudara seperti pada Gambar 3.11(a), lalu dilakukan pemaparan dengan *paddle* diturunkan. Dari hasil pemaparan diperoleh citra yang disebut '*ghost creation*'. Posisi *slab* kemudian diubah ke tengah pada meja sandaran payudara seperti pada Gambar 3.11(b), sama seperti prosedur sebelumnya dilakukan pemaparan dan diperoleh citra yang dinamakan citra pengukuran *ghost*. Tiga pengukuran dalam 2 ROI diambil dari citra pengukuran *ghost* pada lokasi A, B, dan C yang ditunjukkan pada Gambar 3.11(b), sehingga dapat dihitung:

$$\text{Ghost SDNR} = \frac{|A - B|}{C}$$



Gambar 3.11. Pengaturan untuk citra *ghost creation* (a) dan citra pengukuran *ghost* (b) [7]

3.4.4.3. Evaluasi uniformitas

Evaluasi uniformitas menggunakan fantom PMMA yang dipapar dan menghasilkan citra yang akan dievaluasi. Evaluasi dilakukan dengan melakukan ROI pada 5 titik yaitu tengah, kiri atas, kiri bawah, kanan atas, dan kanan bawah

pada citra. Kemudian diperoleh nilai piksel dan deviasi standar yang akan digunakan dalam perhitungan SDNR.

3.4.5. Half Value Layer (HVL)

Kualitas berkas (HVL) menggunakan dosimeter untuk membaca atau mengukur kuantitas-kuantitas yang dihasilkan. Pada HVL, sistem dosimeter diletakkan pada 40 mm dari pinggir dinding dada. Kemudian dilakukan beberapa kali paparan pada pengaturan kV sebesar 25-30 dengan variasi target/filter sehingga diperoleh nilai HVL. Sebelum melakukan pemaparan, piringan logam digunakan untuk melindungi detektor dari paparan radiasi yang berlebihan.

3.4.6. Evaluasi Kerma

Evaluasi kerma dihitung dari dosis (mGy) dan faktor koreksi jarak serta menggunakan *inverse square law*. Nilai kerma akan digunakan untuk perhitungan *mean glandular dose* (MGD).

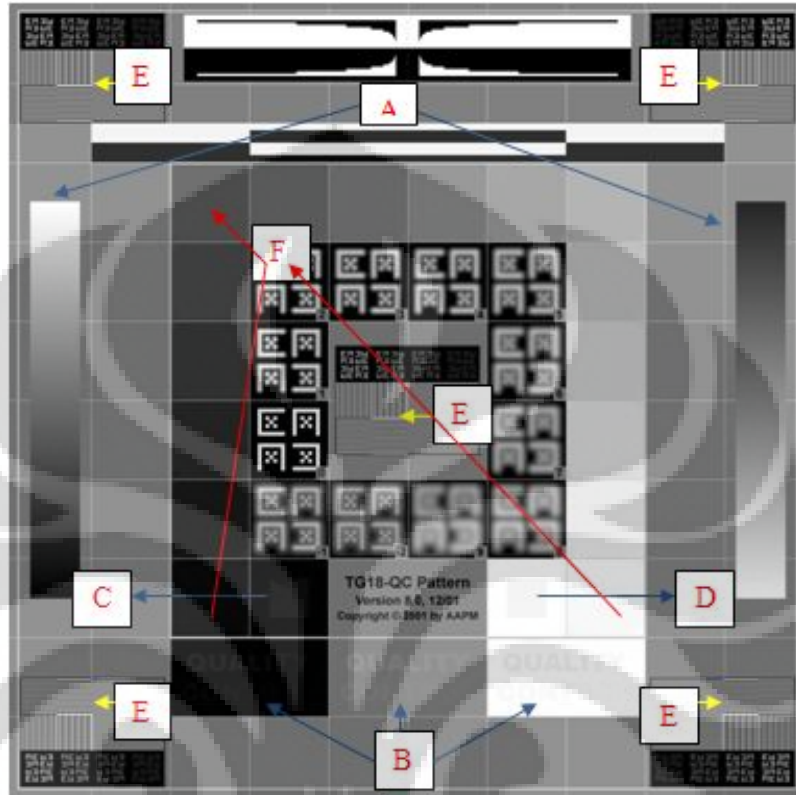
3.4.7. Sistem Kolimasi

Sistem kolimasi menggunakan kaset film *Computed Radiography* (CR) yang diletakkan diatas sandaran payudara, dan lebih dari satu koin pada tepi kaset film CR. Kaset film CR yang telah dipapar akan dicetak dengan laser printer CR. Dari film yang telah dicetak dilakukan pengukuran deviasi antara lapangan sinar-X dengan lapangan cahaya, deviasi antara lapangan cahaya dengan reseptor.

3.4.8. Evaluasi Tampilan Monitor

Evaluasi tampilan monitor biasanya melakukan evaluasi terhadap artefak dan keseragaman citra dalam bentuk *softcopy*. Pada tiap tampilan yang diuji menampilkan pola TG18-QC untuk sistem akuisisi. Artefak-artefak yang diperiksa antara lain: *smearing* dan *bleeding* pada area transisi *black to white* dan *white to black*, *grayscale ramp* (F pada gambar 3.12) tanpa petak dan kontinu, garis pembagi pola uji dalam persegi *crisp* dan lurus, 16 level *grey* yang melintasi kerangka pusat pola uji dapat dibedakan, *text area* (G gambar 3.12) berada dibawah pusat pola, tulisan 'QUALITY CONTROL' ketika dicetak dengan latar belakang putih, *mid-grey*, *text* gelap, persegi kontras 0-5% (A) dan persegi

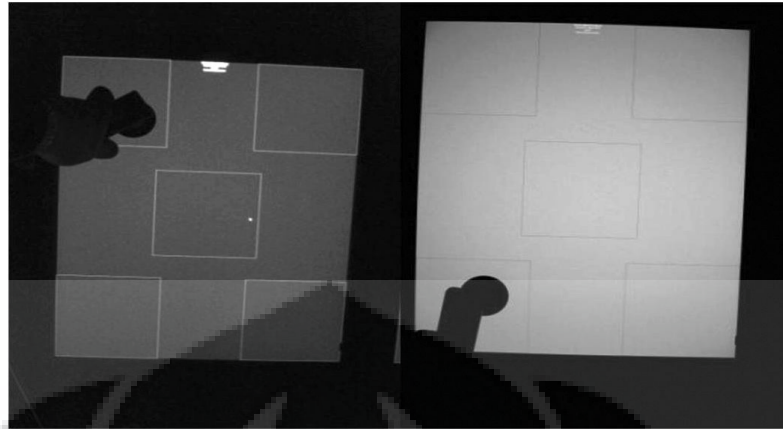
kontras 95-100% (B) terlihat, 4 pola pasangan garis bar kontras vertikal dan horizontal pada tepi terlihat. Jika menggunakan 2 monitor, keduanya dipastikan memiliki tampilan yang sama.



Keterangan : A. *greyscale ramp*; B. uji subjektif 'QUALITY CONTROL'; C. persegi kontras 0–5%; D. persegi kontras 95–100%; E. pasangan garis vertikal dan horizontal; F. persegi dari hitam ke putih.

Gambar 3.12. Pola uji TG18-QC dengan objek uji terindikasi:

Jika monitor adalah sebuah perangkat tampilan utama maka perlu menampilkan citra TG18-UNL10 (Gambar 3.13). Luminansi diukur dan dicatat dalam 5 persegi yang terindikasi (kiri atas, kanan atas, tengah, kiri bawah, kanan bawah). Selain itu, artefak pada citra seperti piksel mati atau terang (hanya monitor LCD), goresan dan ketidakseragaman pada kecerahan lainnya juga diperiksa. Pemeriksaan dan pengukuran diatas juga diterapkan pada citra TG18-UNL80 (Gambar 3.13).

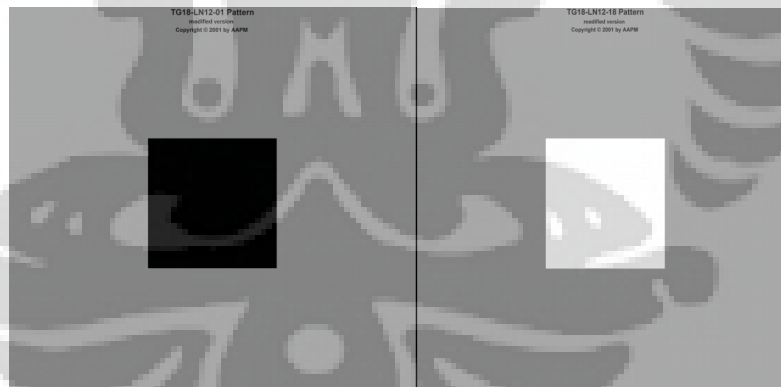


Gambar 3.13. Penggunaan *photometer* untuk mengukur luminansi dengan pola uji TG18-UNL10 (kiri) dan TG18-UNL80 (kanan) [7]

3.4.9. Respon luminansi monitor dan kondisi *viewing*

3.4.9.1. Respon Luminansi Monitor

Luminansi monitor diukur dengan *photometer* (luminansi meter) yang ditempatkan pada daerah sensitif (persegi) dalam monitor. Monitor telah menampilkan pola TG18-LN12 yang diatur level *window* (pada setengah maksimum) dan lebar *window* (pada skala penuh) sebelumnya. Luminansi monitor dilakukan dengan variasi level luminansi.



Gambar 3.14. Pola TG18-LN12-01 (kiri) dan pola TG18-LN12-18 (kanan)

3.4.9.2. Kondisi *Viewing* Monitor

Kondisi *viewing* monitor dengan mematikan monitor. Selanjutnya, *ambient light* (L_A) pada permukaan monitor diukur dan dicatat dengan menggunakan iluminansi meter.

3.4.10. Luminansi *viewbox* dan iluminansi ruangan

Luminansi *viewbox* diukur dengan menggunakan luminansi meter yang ditempatkan pada 5 titik pengukuran (1 titik pengukuran pada pusat dan 4 titik pengukuran lainnya kearah *viewbox*, sedikitnya 50 mm dari tepi). Sedangkan iluminansi ruangan diukur dengan menggunakan iluminansi meter yang ditempatkan 50 cm dari *viewbox*, sejajar dengan permukaan *viewbox*.

3.4.11. Evaluasi Laser Printer

Evaluasi laser printer menggunakan unit pola TG18-QC spesifik dengan DICOM *header* yang akan dicetak dan kemudian densitometer akan mengukur *optical density* dalam citra TG18-QC.

Selain komponen-komponen diatas yang direkomendasikan oleh IAEA no. 17, dilakukan juga uji kontrol kualitas lainnya antara lain: uji kebocoran (*leakage*), akurasi kVp dan reproduksibilitas, dan linearitas output.

3.4.12. Uji *Leakage*

Uji *leakage* bertujuan untuk melihat kebocoran sinar-X ketika tempat keluarnya sinar-X pada sistem mamografi digital ditutup dengan menggunakan bahan Pb. Kebocoran diuji dengan meletakkan dosimeter sekitar 35 cm sejajar dengan kepala unit mamografi digital. Kemudian pemaparan dilakukan dengan mode manual (33 kV, 250 mAs, target/filter W/Rh).

3.4.13. Akurasi kVp dan Reproduksibilitas

Akurasi kVp bertujuan untuk melihat ketepatan kVp yang terbaca dengan kV panel. Pemaparan dilakukan dengan kVp yang bervariasi dalam rentang 25-30 kVp. Dosimeter digunakan untuk membaca nilai kVp. Reproduksibilitas kVp diperoleh dengan melakukan tiga kali pemaparan pada pengaturan kVp 28. Kemudian dosimeter akan membaca nilai kV.

3.4.14. Linearitas output

Linearitas output (kerma) untuk melihat konsistensi atau ketetapan output (kerma udara) pada sistem mamografi digital. Uji ini menggunakan target/filter W/Rh dan Mo/Mo. Alasan menggunakan W/Rh karena target/filter ini umum

digunakan untuk aplikasi klinis sedangkan Mo/Mo sebagai pembanding terhadap W/Rh sehingga diperoleh perbedaan output walaupun Mo/Mo jarang digunakan.

3.5 Kualitas Citra Fantom

Pada tahap ini, dilakukan pemaparan fantom (ACR dan CIRS) menggunakan sistem mamografi DR. Dari sistem ini akan dilakukan evaluasi hasil citra yang telah dipapar.

3.6 Perhitungan *Mean Glandular Dose* (MGD)

Perhitungan *Mean Glandular Dose* (MGD) pada fantom dengan menggunakan sistem mamografi DR adalah salah satu uji kontrol kualitas yang dilakukan pada penelitian ini. MGD (D_G) diperoleh dengan metode AEC menggunakan beberapa fantom (2 cm, 4 cm, 6 cm, dan ACR 4,3 cm). Pada tahap ini dilakukan pengukuran kerma udara yang kemudian akan digunakan untuk kalkulasi MGD. Kerma udara diperoleh melalui pengukuran menggunakan detektor khusus mamografi. MGD diperoleh dari kerma udara dengan hubungan:

$$D_G = g_t \cdot c_t \cdot s \cdot K_{i,t}$$

Keterangan:

D_G : *Mean Glandular Dose* (MGD) (mGy)

g_t : faktor konversi presentase glandularitas (Lampiran 3)

$K_{i,t}$: kerma udara (mGy)

c_t : faktor konversi yang merepresentasikan ketebalan payudara (Lampiran 3)

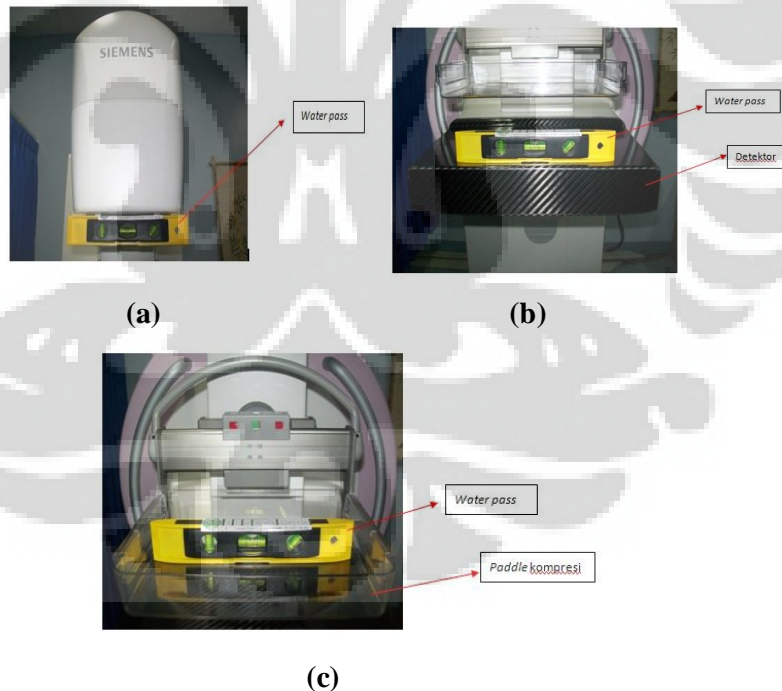
s : faktor koreksi bergantung pada kombinasi target/filter.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Hasil Uji Kontrol Kualitas Pesawat

4.1.1. Evaluasi Mekanis Sistem

Telah dilakukan evaluasi mekanis sistem yang secara umum untuk memastikan bahwa unit mamografi digital terpasang dengan aman, dan bagian dari sistem mamografi digital beroperasi dengan benar. Berbagai parameter yang dilakukan untuk mengevaluasi mekanis sistem ditunjukkan pada Tabel 4.1. Selain parameter-parameter tersebut, peneliti juga melakukan pengaturan posisi unit mamografi, detektor dan *paddle* kompresi dengan menggunakan *waterpass* yang ditunjukkan pada Gambar 4.1(a), (b), dan (c). Pengaturan posisi ini bertujuan untuk mengatur kelurusan atau ketegaklurusan unit mamografi, detektor, dan *paddle* kompresi. Kelurusan dilakukan untuk mendapatkan citra yang baik (tidak miring).



Gambar 4.1. Pengaturan posisi dengan menggunakan *waterpass* terhadap unit mamografi (a), detektor (b), dan *paddle* kompresi (c)

Tabel 4.1. Hasil Evaluasi Mekanis Sistem

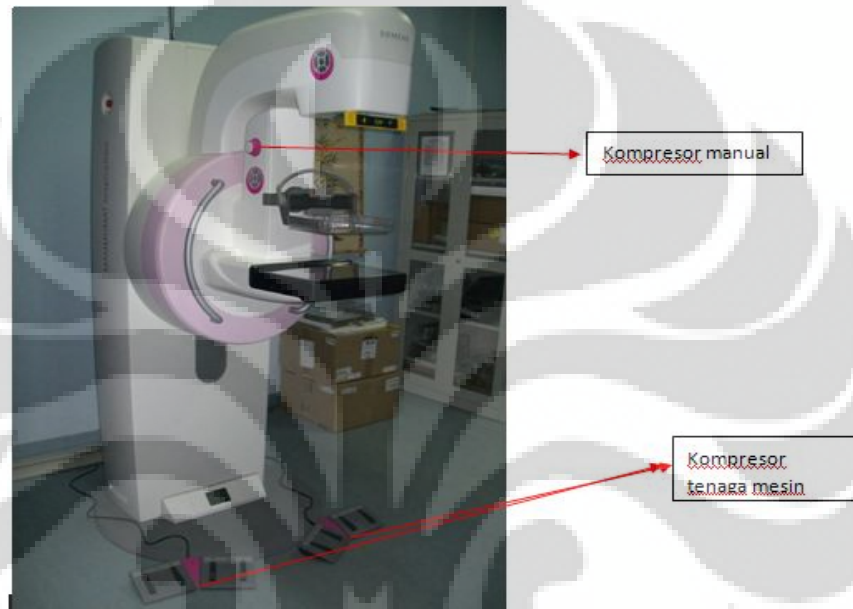
No	Parameter	Lolos (L/G/TT)
1	Unit yang 'berdiri bebas' stabil secara mekanis	L
2	Semua bagian pergerakan dapat bergerak dengan lancar tanpa gangguan.	L
3	Semua kunci, <i>detent</i> bekerja dengan benar	L
4	Indikator angulasi berfungsi dengan benar	L
5	Reseptor citra bebas dari getaran selama eksposur	L
6	Pelepasan kompresi otomatis dapat dikesampingkan untuk memelihara kompresi	L
7	Kompresi dapat secara manual atau otomatis dilepaskan saat kegagalan daya.	L
8	Skala ketebalan payudara kompresi akurat dan reproduksibel	L
9	Pasien dan operator tidak mengenai pinggiran tajam dan kasar atau bahaya lainnya termasuk bahaya listrik	L
10	Pelindung radiasi untuk operator memadai	L
11	Grafik kontrol teknis operator terbaru dan benar tersedia	L
12	Tombol panel, indikator cahaya dan meteran bekerja dengan baik	L
13	Citra dan <i>header</i> DICOM berisi institusi ID, ID pasien, waktu dan tanggal akuisisi citra, dan faktor teknis	L

Keterangan: L menyatakan lulus, G menyatakan Gagal, dan TT menyatakan Tidak Tersedia

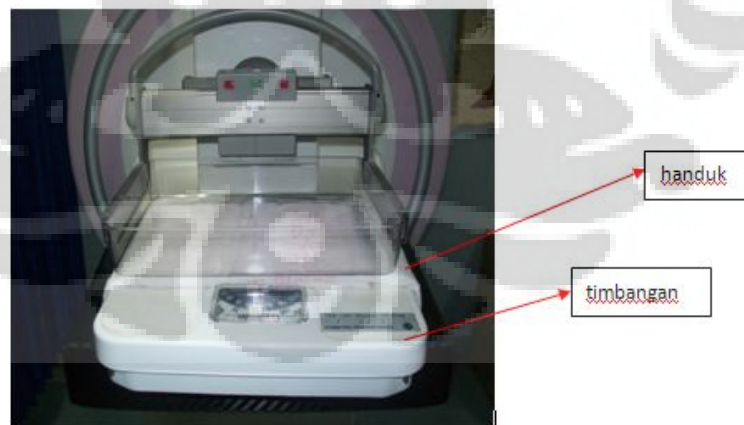
4.1.2. Evaluasi Sistem Kompresi dan Akurasi Ketebalan

Evaluasi telah dilakukan terhadap sistem kompresi yaitu menguji besar penunjukkan gaya kompresi (yang terbaca pada unit mamografi), menguji besar gaya kompresi maksimum (yang terbaca pada timbangan pada Gambar 4.3) baik secara manual maupun *power* (Gambar 4.2 dan Tabel 4.2), dan akurasi ketebalan (Gambar 4.3 dan Tabel 4.3). Evaluasi sistem kompresi perlu dilakukan agar kompresi yang diberikan memadai dalam mode manual dan *power* dan agar indikator gaya diberikan tepat. Kompresi pada payudara sangat penting dilakukan dalam mamografi karena dapat mengurangi dosis serap, mengurangi ketidaktajaman citra, dan meningkatkan kontras citra. Dosis berkurang karena meningkatnya penetrasi foton sinar-X melalui jaringan yang lebih tipis.

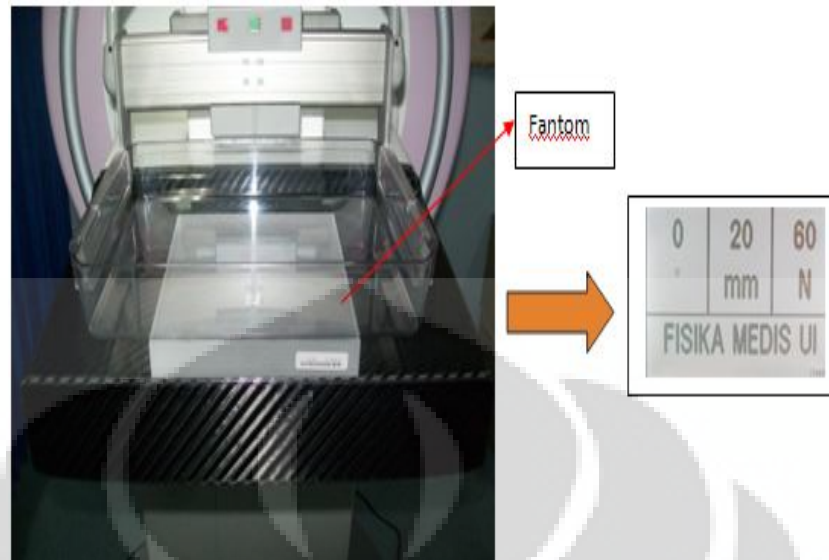
Ketidaktajaman berkurang karena sebagian besar struktur payudara akan lebih dekat dengan reseptor citra, sehingga mengurangi ketidaktajaman geometris. Selain itu, payudara tidak bergerak dan waktu paparan akan berkurang, sehingga keduanya dapat mengurangi ketidaktajaman karena tidak ada pergerakan. Peningkatan kontras karena kuantitas hamburan radiasi di bawah payudara berkurang. Semakin tebal payudara maka semakin besar hamburan yang terjadi dan kontras citra semakin buruk.



Gambar 4.2. Pesawat mamografi digital



Gambar 4.3. Pengukuran kompresi



Gambar 4.4. Pengukuran akurasi ketebalan

Tabel 4.2. Hasil Gaya Kompresi

Keterangan	Manual (N)	Power (N)
Gaya Kompresi Maksimum	185	185
Gaya Kompresi yang Ditampilkan	191	194
Lulus/Gagal	L	L

Tabel 4.3. Hasil Akurasi Ketebalan

Tebal Fantom (mm)	Indikator Ketebalan (mm)
19	20
38	39
58	58

Gaya kompresi maksimum untuk kompresi *power* masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA no.17 yaitu tidak kurang dari 150 N dan tidak lebih dari 200 N. Gaya kompresi maksimum untuk manual juga masih dalam batas toleransi yaitu kurang dari 300 N. Pemilihan gaya kompresi maksimum untuk memudahkan uji sistem kompresi. Akurasi gaya kompresi yang ditampilkan masih dalam toleransi yaitu ± 20 N. Sedangkan akurasi ketebalan

(Gambar 4.3) yang ditampilkan masih dalam batas yang dapat diterima yaitu tak lebih dari ± 8 mm pada ketebalan *slab* dan masih dalam batas yang dapat dicapai tak lebih dari ± 5 mm pada ketebalan *slab*.

4.1.3. Uji Kebocoran (*Leakage*)

Uji *Leakage* dilakukan untuk melihat kebocoran sinar-X ketika tempat keluarnya sinar-X pada sistem mamografi digital ditutup dengan menggunakan bahan Pb. Kebocoran diuji dengan meletakkan *Unfors Xi Survey Detector* sekitar 35 cm sejajar dengan kepala unit mamografi digital. Kemudian pemaparan dilakukan dengan mode manual (33 kV, 250 mAs, target/filter W/Rh). Dosis yang terbaca pada dosimeter sebesar $0,081 \mu\text{Sv/jam}$. Sedangkan ketika dosimeter diletakkan sekitar 100 cm, dosis yang terbaca adalah $0 \mu\text{Sv/jam}$ atau 0mGy/jam . Nilai ini masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh manufaktur yaitu tidak lebih dari 1mGy/jam . Hal ini berarti bahwa *shielding* tabung dari manufaktur masih dalam keadaan baik.

4.1.4. Akurasi dan Reprodusibilitas kVp

Ketika dilakukan uji kVp pada sistem mamografi digital, selisih tiap nilai kV panel (yang diberikan) cukup jauh berbeda dengan nilai yang terbaca pada dosimeter (Tabel 4.4a). Ini mungkin menjadi salah satu alasan bahwa uji kVp tidak termasuk sebagai salah satu uji kontrol kualitas terhadap sistem mamografi digital yang direkomendasikan oleh IAEA no.17. Sebaliknya, uji kVp direkomendasikan sebagai salah satu uji kontrol kualitas pada sistem mamografi konvensional. Pada filter/target untuk Mo/Rh dan W/Rh tidak dapat dilakukan karena detektor yang digunakan belum dikalibrasi untuk Mo/Rh dan W/Rh. Persentase kesalahan kVp yang diperoleh masih dalam batas yang direkomendasikan yaitu tidak lebih dari 5 % atau selisih antara kV panel dengan kV pengukuran tidak lebih dari 1. Peneliti juga melakukan pengulangan pada 28 kVp untuk melihat reprodusibilitas kVp. Hasil reprodusibilitas yang ditunjukkan dengan nilai koefisien variasi (Tabel 4.4b) masih dalam syarat yang direkomendasikan oleh manufaktur yaitu tidak lebih dari 5%.

Tabel 4.4. Hasil akurasi (a) dan reproduksibilitas kVp (b) pada target/filter Mo/Mo

kV panel	kV pengukuran	% error
25	25,87	3,48
26	26,6	2,31
27	27,6	2,22
28	28,7	2,50
29	29,8	2,76
30	30,8	2,67

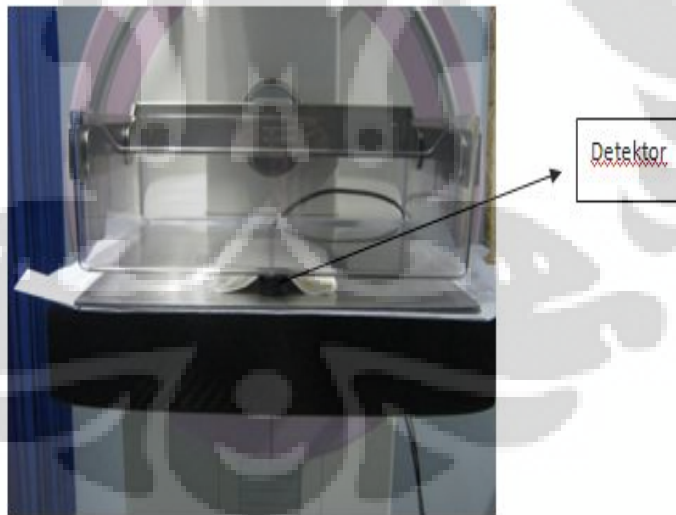
(a)

Reproduksibilitas	
ulangan 1	kV pengukuran
28	28,69
28	28,68
28	28,71
Rata-rata	28,69
SD	0,02
COV	0,0005

(b)

4.1.5. Half Value Layer (HVL)/ Kualitas Berkas

Evaluasi HVL dilakukan dengan meletakkan detektor pada sandaran payudara dan dikompresi (Gambar 4.4). Kemudian detektor dipapar dengan pengaturan 50 mAs dan rentang 25-30 kVp dan dengan variasi target/filter.



Gambar 4.5. Pengukuran HVL dengan menggunakan detektor

Tabel 4.5. Hasil evaluasi HVL

kVp	mGy	mmAl (HVL)	HVL maksimum	HVL minimum
25	2,564	0,362	0,37	0,28
26	3,245	0,361	0,38	0,29
27	3,679	0,375	0,39	0,3
28	4,129	0,386	0,4	0,31
29	4,616	0,396	0,41	0,32
30	5,123	0,405	0,42	0,33

(a)

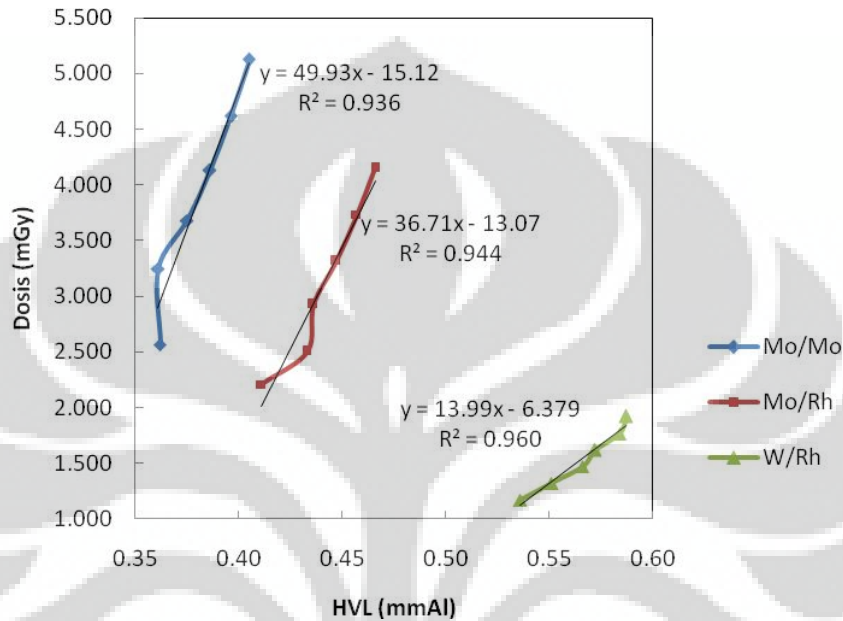
kVp	mGy	mmAl (HVL)	HVL maksimum	HVL minimum
25	2,207	0,411	0,44	0,28
26	2,505	0,433	0,45	0,29
27	2,925	0,436	0,46	0,3
28	3,316	0,447	0,47	0,31
29	3,729	0,457	0,48	0,32
30	4,15	0,466	0,49	0,33

(b)

kVp	mGy	mmAl (HVL)	HVL maksimum	HVL minimum
25	1,167	0,536	0,55	0,28
26	1,318	0,551	0,56	0,29
27	1,469	0,566	0,57	0,3
28	1,617	0,572	0,58	0,31
29	1,763	0,584	0,59	0,32
30	1,919	0,587	0,6	0,33

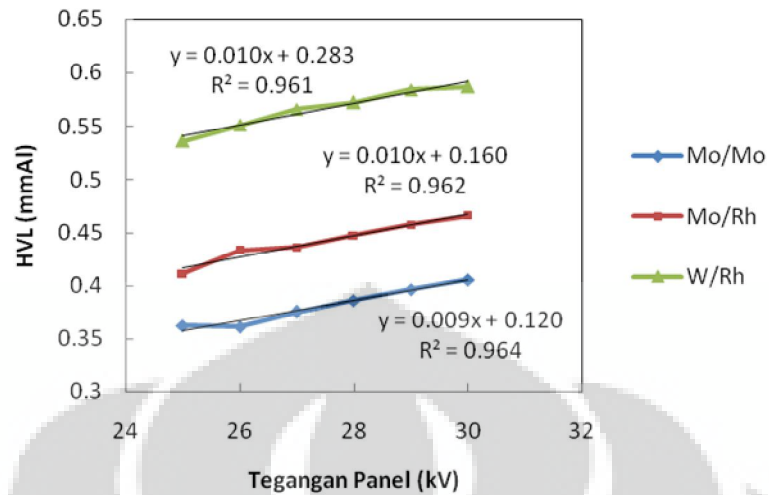
(c)

Tabel 4.5 menunjukkan dosis (mGy) dan nilai HVL dari variasi target/filter, yaitu Mo/Mo (a), Mo/Rh (b), dan W/Rh(c). Nilai HVL maksimum dan minimum yang ditunjukkan pada Tabel 4.5 masih dalam batas yang direkomendasikan oleh manufaktur.



Gambar 4.6. Grafik hubungan dosis terhadap HVL

Gambar 4.6 menunjukkan nilai HVL yang memiliki pengaruh terhadap dosis yang didapatkan pada target/filter Mo/Mo, Mo/Rh, dan W/Rh. Semakin tebal nilai HVL (mmAl) yang terukur, maka semakin besar pula dosis keluaran yang didapatkan. Dari gambar diatas juga terlihat bahwa pilihan dari kombinasi target/filter dapat mengubah kualitas radiasi. Penggunaan kualitas berkas W/Rh dapat mengurangi dosis pasien sekitar 50% ketika menggunakan sistem FFDM berbasis *amorphous selenium* [8]. Hal ini terbukti yang ditunjukkan pada Gambar 4.6 bahwa kombinasi W/Rh dapat mengurangi dosis (mGy) lebih banyak dibandingkan dengan menggunakan kombinasi Mo/Mo dan Mo/Rh. Faktor koreksi yang diperoleh pada kombinasi target/filter Mo/Mo, Dosis=49,93(HVL)-15,12 dengan $R^2=0,936$ pada kombinasi target/filter Mo/Rh, Dosis=36,71(HVL)-13,07 dengan $R^2=0,944$, dan pada kombinasi target/filter W/Rh, Dosis=13,99(HVL)-6,379 dengan $R^2=0,960$.



Gambar 4.7. Grafik hubungan antara tegangan panel terhadap HVL

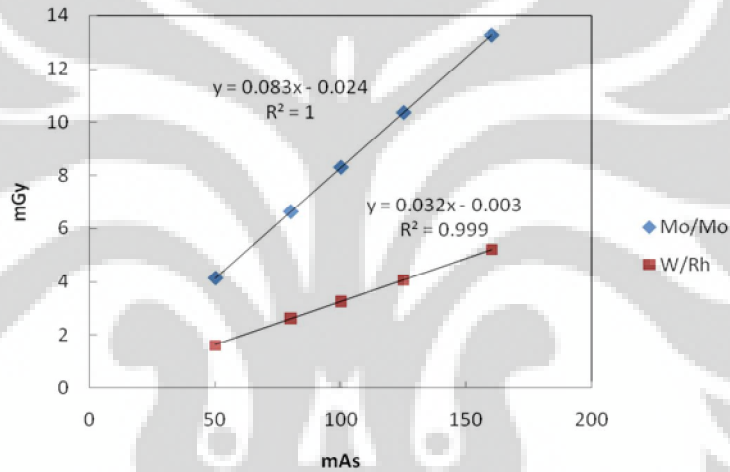
Gambar 4.7 menunjukkan nilai HVL yang diperoleh pada masing-masing tegangan tabung (kV) yang diberikan pada kombinasi target/filter Mo/Mo, Mo/Rh dan /Rh. Semakin meningkatnya tegangan tabung (kV) yang diberikan, maka HVL yang terukur juga semakin meningkat. Untuk tegangan tabung (kV) yang sama pada masing-masing kombinasi target/filter, HVL yang terukur akan lebih besar pada kombinasi target/filter W/Rh, ini dikarenakan karakteristik sinar-X (keV) berada pada tingkatan energi yang lebih tinggi dibandingkan dengan Mo/Mo dan Mo/Rh. Kenaikan HVL juga dipengaruhi oleh nomor atom target dan filter yang digunakan. Faktor koreksi yang diperoleh pada kombinasi target/filter Mo/Mo, $HVL = 0,009(kV) + 0,120$ dengan $R^2 = 0,964$ pada kombinasi target/filter Mo/Rh, $HVL = 0,010(kV) + 0,16$ dengan $R^2 = 0,962$ pada kombinasi target/filter W/Rh, $HVL = 0,010(kV) + 0,283$ dengan $R^2 = 0,961$.

4.1.6. Linearitas Output (Kerma Udara)

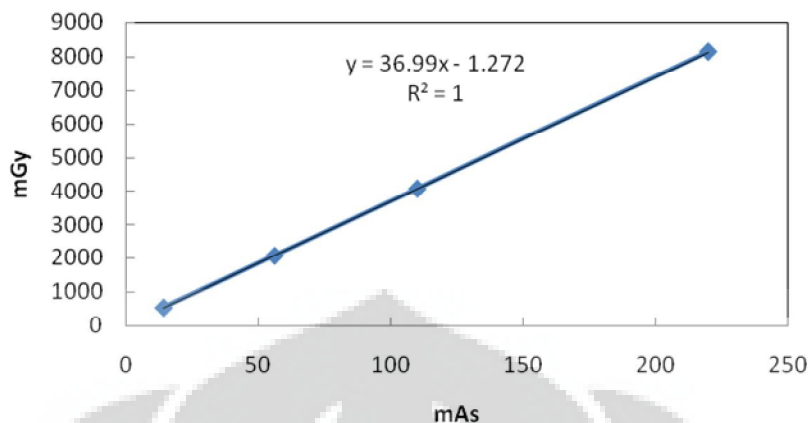
Uji linearitas output dilakukan untuk melihat konsistensi atau ketetapan output sistem mamografi digital. Uji ini menggunakan target/filter W/Rh dan Mo/Mo. Alasan menggunakan W/Rh karena target/filter ini umum digunakan untuk aplikasi klinis sedangkan Mo/Mo sebagai pembanding terhadap W/Rh sehingga diperoleh perbedaan output walaupun Mo/Mo jarang digunakan.

Tabel 4.6. Hasil linearitas kerma udara

kVp	mAs	Mo/Mo	W/Rh
		mGy	mGy
28	50	4,13	1,61
28	80	6,63	2,62
28	100	8,30	3,26
28	125	10,36	4,06
28	160	13,27	5,20

**Gambar 4.8.** Grafik hubungan nilai kerma udara (mGy) terhadap nilai mAs pada target/filter Mo/Mo dan W/Rh**Tabel 4.7.** Hasil linearitas output W/Rh

kV	mAs	mGy
28	14	527,7
28	56	2.059
28	110	4.065
28	220	8.142

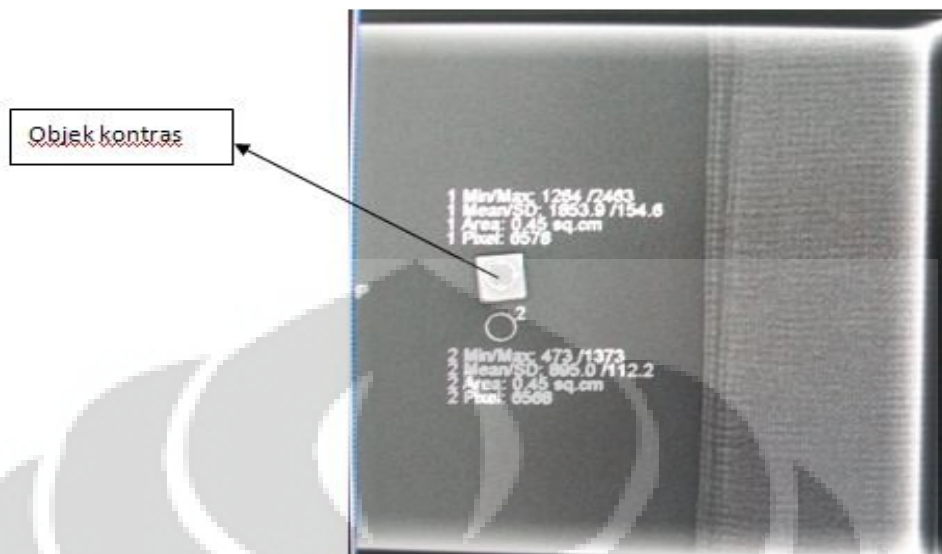


Gambar 4.9. Grafik hubungan antara kerma udara (mGy) terhadap mAs

Tabel 4.6 menunjukkan hasil output pesawat pada kombinasi filter/target nilai Mo/Mo dan W/Rh, dengan hasil output pesawat (mGy/mAs) sejalan terhadap besarnya beban tabung (mAs) yang diberikan pada tegangan panel (kV) yang sama. Pemilihan kombinasi target/filter mempengaruhi nilai dosis (mGy) terukur (Gambar 4.8). Dengan pengaturan kV dan mAs yang sama, diperoleh kerma udara yang lebih kecil dari target/filter W/Rh dibandingkan dengan Mo/Mo. Gambar 4.8 menunjukkan hubungan yang linear antara mAs dan output (kerma udara) yang sangat signifikan. Hubungan antara mAs (x) dan kerma udara (y) memenuhi persamaan $y = 0,083x - 0,024$ dengan $R^2 = 1$ untuk kombinasi target/filter Mo/Mo dan $y = 0,032x - 0,003$ dengan $R^2 = 0,999$. Hubungan yang linear ini menunjukkan konsistensi output pada sistem mamografi digital. Ketika dilakukan uji linearitas output pada target/filter W/Rh di hari yang berbeda, grafik yang diperoleh sangat linear dengan nilai $R^2 = 1$, persamaan $y = 36,99(x) - 1,272$ (Tabel 4.7 dan Gambar 4.9).

4.1.7. Evaluasi AEC

Evaluasi AEC dilakukan untuk mengevaluasi kemampuan sistem terhadap citra pada ketebalan payudara dan memastikan jika citra penetrasi yang cukup dan tingkat SDNR yang dapat diterima dihasilkan. Evaluasi AEC diawali dengan pemaparan terhadap sebuah fantom yang di atasnya diletakkan objek kontras dan melakukan ROI pada citra yang diperoleh seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.10. Perhitungan SDNR telah dijelaskan pada bab sebelumnya.



Gambar 4.10. Penempatan ROI pada citra fantom untuk menghitung SDNR

Tabel 4.8. Hasil evaluasi AEC

Tebal (cm)	Rata-rata piksel ROI 1	Rata-rata piksel ROI 2	Deviasi standar ROI 2	SDNR	Batasan	
					Yang diterima	Yang dicapai
2	2241,4	927,4	106,4	12,35	4,4	6,3
4,8	1853,9	895	112,2	8,55	3,9	5,7
6,8	1552,1	881,1	101,5	6,61	3,4	5,0

Tabel 4.8 menunjukkan nilai SDNR untuk fantom dengan tebal 2 cm, 4,8 cm (*spacer* 5 cm) dan 6,8 cm (*spacer* 22 cm) dan nilai tersebut masih dalam toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA no.17. Namun, fantom 4,5 cm dan 7 cm yang seharusnya disarankan untuk evaluasi AEC tidak tersedia. Peneliti menggunakan fantom 4,8 cm sebagai pengganti fantom 4,5 dan menggunakan fantom 6.8 sebagai pengganti 7 cm menurut IAEA no.17. Dari Tabel 4.8 diperoleh nilai SDNR diatas nilai batasan baik yang diterima maupun yang dicapai. Seperti yang telah dijelaskan pada pembahasan sistem akurasi dan ketebalan bahwa SDNR dipengaruhi oleh ketebalan fantom ataupun payudara. Semakin tebal fantom atau payudara maka SDNR makin kecil. Semakin tinggi SDNR, maka citra yang dihasilkan akan semakin baik karena tingkat sinyal yang diharapkan semakin

besar dan *noise* tidak mengganggu interpretasi citra. SDNR dapat dipengaruhi oleh target/filter yang digunakan. Kombinasi W/Rh selalu memberikan SDNR yang tertinggi untuk MGD tertentu dibandingkan dengan Mo/Mo dan Mo/Rh [9]. Mamografi digital FFDM a-Se yang digunakan pada penelitian ini menggunakan kombinasi W/Rh. Nilai SDNR yang memenuhi syarat (Tabel 4.8) menunjukkan bahwa sistem AEC masih mampu menghasilkan citra yang baik dengan variasi ketebalan payudara.

4.1.8. Evaluasi Reseptor Citra

4.1.8.a. Respon Detektor

Evaluasi respon detektor dilakukan untuk mengukur karakteristik *noise* dan respon pada sistem akuisisi citra dibawah kondisi eksposur radiasi standar.



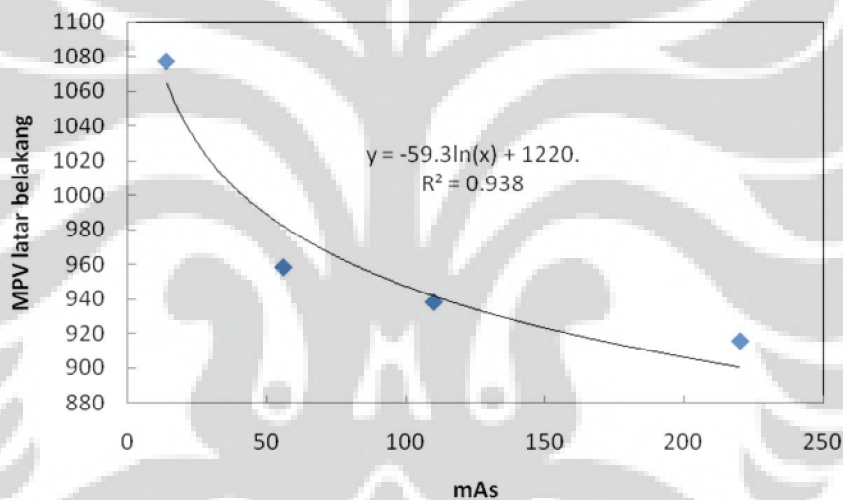
Gambar 4.11. Citra fantom dan objek kontras (diatas fantom) dan dilakukan ROI di dalam objek kontras (ROI 1) dan pada latar belakang citra (ROI 2); Citra ini diperoleh dari pengaturan 14 mAs

Tabel 4.9. Hasil Respon Detektor

mAs	Rata-rata piksel ROI 1 (A)	Rata-rata piksel ROI 2 (B)	Deviasi standar ROI 2 (C)	SDNR	Output
14	1730,9	1077	419,2	1,56	540,8 μ Gy
56	1976	958,3	183	5,56	2,15 mGy
110	1938,6	938,2	123,3	8,11	4,25 mGy
220	1927,7	915,5	82,9	12,21	8,49 mGy

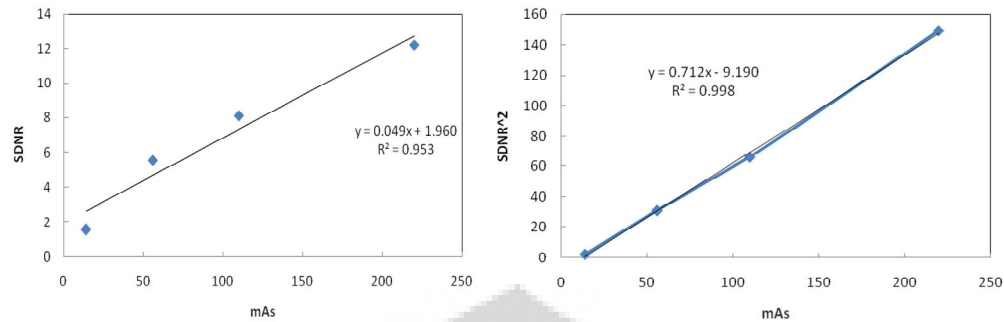
Tabel 4.9 menunjukkan nilai SDNR pada citra fantom 4,8 cm, dengan pengaturan kV sebesar 28 dan dengan variasi mAs (sistem manual). Metode perhitungan SDNR pada respon detektor sama dengan metode perhitungan SDNR pada evaluasi AEC (Gambar 4.11). Dari Tabel 4.9 dapat dilihat bahwa SDNR dipengaruhi oleh nilai piksel rata-rata latar belakang dan mAs. Semakin besar mAs yang diberikan semakin besar nilai SDNR dan semakin besar nilai piksel rata-rata pada objek kontras. Sedangkan nilai piksel rata-rata latar belakang semakin kecil. Nilai piksel rata-rata latar belakang menunjukkan karakteristik *noise* sehingga pada 14 mAs citra yang diperoleh tidak bagus karena terdapat banyak *noise*.

Hubungan mAs dengan nilai piksel latar belakang dan SDNR serta $SDNR^2$ ditunjukkan pada Gambar 4.8 dan Gambar 4.9.



Gambar 4.12. Grafik hubungan antara nilai piksel rata-rata (MPV) latar belakang (B) terhadap mAs

Gambar 4.12 menunjukkan grafik hubungan antar nilai piksel latar rata-rata belakang terhadap mAs. Dari gambar 4.12 terlihat bahwa nilai piksel rata-rata latar belakang memiliki hubungan logaritma terhadap mAs. Hubungan antara mAs (x) dan nilai piksel rata-rata latar belakang (y) memenuhi persamaan $y = -59.3\ln(x) + 1220$ dengan $R^2=0.938$.



Gambar 4.13. Grafik hubungan antara (a) SDNR terhadap mAs (b) $SDNR^2$ terhadap mAs

Gambar 4.13 (a) menunjukkan hubungan antara nilai SDNR terhadap nilai mAs. Hubungan antara mAs (x) dan SDNR (y) memenuhi persamaan $y = 0.049x + 1.960$ dengan $R^2 = 0.953$. Hubungan yang linear ini menunjukkan SDNR semakin besar dengan mAs yang semakin besar ketika menggunakan kVp yang tetap dan mAs yang bervariasi. Hal ini disebabkan semakin kecilnya *noise* sehingga semakin tinggi SDNR citra akan semakin baik. Namun, mAs (sebanding dengan dosis) yang sangat besar dapat membahayakan pasien. Gambar 4.13 (b) menunjukkan hubungan antara $SDNR^2$ terhadap mAs. Hubungan antara mAs (x) dan $SDNR^2$ (y) memenuhi persamaan $y = 0.712(x) - 9.190$ dengan $R^2 = 0.998$. Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa reseptor citra dalam hal respon detektor masih memberikan kualitas yang baik.

4.1.8.b. Evaluasi *Ghosting* Detektor

Ghosting diakibatkan citra laten dari paparan sebelumnya dan tersisa pada citra yang baru diperoleh. Untuk itu perlu dilakukan evaluasi *ghosting* detektor untuk mencapai kualitas gambar yang optimal.



Gambar 4.14. Citra fantom yang telah di ROI

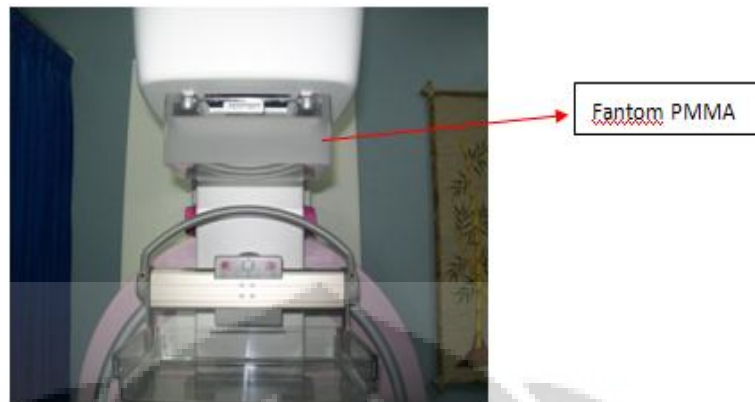
Tabel 4.10. Hasil Evaluasi Detektor *Ghosting*

Nilai piksel rata-rata ROI 1 (A)	Nilai piksel rata-rata ROI 2 (B)	Deviasi standar ROI 2 (C)	Ghost image SDNR
946,2	949,4	107,2	0,03

Tabel 4.10 menunjukkan nilai *Ghost Image SDNR* pada target/filter W/Rh, 28 kV, 140 mAs, dan pada fantom ketebalan 4,5 mm. Nilai *ghost image SDNR* diperoleh dengan melakukan ROI (Gambar 4.14 dan dari bab sebelumnya). Nilai *Ghost Image SDNR* yang diperoleh dalam perhitungan masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA no.17 yaitu $\leq 2,0$. Dengan demikian, nilai *Ghost Image SDNR* menunjukkan bahwa detektor masih dapat mencapai kualitas gambar yang optimal [10].

4.1.8.c. Evaluasi Uniformitas

Evaluasi uniformitas dilakukan untuk memastikan keseragaman citra *flat field* dalam level sinyal dan *noise*. Evaluasi uniformitas dilakukan dengan meletakkan fantom PMMA sebagai kolimasi (Gambar 4.15).



Gambar 4.15. Evaluasi uniformitas dengan menggunakan fantom PMMA

Tabel 4.11. Uniformitas

	PV	SD	PV <i>offset</i>	SNR (tengah)
ROI tengah	964,1	119,5	0	8,1

(a)

Keterangan	PV	SD	SNR
ROI kiri atas	975,8	121,6	8,0
ROI kiri bawah	980	124,2	5,4
ROI kanan atas	1026,3	138,5	7,4
ROI kanan bawah	1023,6	137,9	7,4

(b)

Tabel 4.11 menunjukkan uniformitas dan homogenitas respon detektor dengan menggunakan fantom PMMA (a) nilai SNR yang diperoleh dari nilai piksel (PV), deviasi standar (SD) dan PV *offset* pada ROI tengah (b) nilai SNR yang diperoleh dari nilai piksel (PV), deviasi standar (SD) dan PV *offset* pada ROI kiri atas, kiri bawah, kanan atas, dan kanan bawah. Uniformitas dan homogenitas dilihat dari persentase selisih nilai piksel (kiri atas, kiri bawah, kanan atas, dan kanan bawah) dengan nilai piksel pada ROI pusat dan selisihnya dibagi nilai piksel pada ROI pusat, dan persentase selisih nilai SNR (kiri atas, kiri bawah, kanan atas, dan kanan bawah) dengan nilai SNR pada ROI pusat dan kemudian selisihnya dibagi nilai SNR pada ROI pusat. Setelah dilakukan perhitungan,

persentase selisih antara nilai piksel masing-masing, kiri atas, kiri bawah, kanan atas, dan kanan bawah yang diperoleh masih dalam toleransi yaitu tidak lebih dari $\pm 15\%$. Selain nilai piksel, dilakukan juga perhitungan persentase selisih antara nilai SDNR masing-masing kiri atas, kiri bawah, kanan atas, dan kanan bawah yang diperoleh masih dalam toleransi yaitu tidak lebih dari $\pm 25\%$. Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa reseptor citra masih mampu memberikan kualitas citra yang baik karena citra yang seragam.

4.1.9. Evaluasi Monitor

4.1.9.a. Evaluasi Kualitas tampilan monitor

Evaluasi monitor dilakukan untuk memastikan bahwa akuisisi *workstation* monitor memiliki tingkat artefak yang rendah (Tabel 4.12), resolusi (Tabel 4.14) dan keseragaman luminansi yang baik (Tabel 4.13). Evaluasi tampilan monitor dapat dilakukan dengan menggunakan jenis pola uji TG18 (diunduh di <http://www.duke.edu/~samei/tg18.html>). Pola uji TG18 QC telah dijelaskan pada bab sebelumnya.

Tabel 4.12. Hasil evaluasi kualitas tampilan pola uji TG18-QC

Keterangan		Lulus (L)/Gagal (G)
Kualitas citra secara umum	tidak ada goresan	L
	tidak ada artefak	L
	<i>ramp</i> kontinu	L
Distorsi geometris	garis lurus	L
	pola terpusat	L
	kotak persegi	L
Luminansi	<i>patches distinct</i>	L
	tepi <i>patch</i> terlihat	L
	0-5%	L
	95-100%	L
Tulisan (terlihat)	Gelap	L
	setengah abu-abu	L
	Terang	L

Tabel 4.13. Hasil evaluasi uniformitas citra TGUNL-10 dan TGUNL-80

Lokasi	Luminansi (nits)	
	UNL10	UNL80
Kiri Atas	1,97	126,8
Kanan Atas	1,69	116,2
Tengah	1,75	124,4
Kiri Bawah	1,67	128,2
Kanan Bawah	1,87	121
Tidak ada artefak	Lulus	Lulus
Uniformitas (Lulus/Gagal)	Lulus	Lulus

Tabel 4.14. Hasil evaluasi resolusi monitor TG18-QC

Resolusi monitor		Lulus (L)/Gagal (G)
Garis <i>Nyquist</i> yang terlihat:		
Kiri Atas	Horisontal	L
	Vertikal	L
Kanan Atas	Horisontal	L
	Vertikal	L
Tengah	Horisontal	L
	Vertikal	L
Kiri Bawah	Horisontal	L
	Vertikal	L
Kanan Bawah	Horisontal	L
	Vertikal	L

Dari Tabel 4.12, 4.13, dan 4.4 diperoleh bahwa hasil kualitas tampilan monitor yang masih baik dengan melihat luminansi, uniformitas, resolusi, tidak ada artefak, dan lain-lain.

4.1.9.b. Respon Luminansi Monitor

Evaluasi respon luminansi monitor dilakukan untuk memastikan bahwa kontras dan kecerahan yang cukup pada monitor workstation, dan respon luminansi secara perseptual adalah linear. Tabel 4.15 menunjukkan nilai luminansi yang diperoleh dari pola TG18-LN dengan menggunakan luminansi meter. Nilai luminansi *ambient light* yang diperoleh sebesar 0,1 nits.

Tabel 4.15. Nilai luminansi dari pola TG18-LN pada monitor

TG18-LN	Luminansi (nits)
1	0,55
2	1,15
3	2,21
4	3,74
5	5,91
6	8,87
7	12,57
8	18,05
9	24,89
10	33,97
11	45,63
12	60,91
13	78,65
14	104,90
15	136,80
16	177,20
17	229,10
18	295,70

Rasio kontras (rasio antara luminansi target putih (18) dengan luminansi target hitam (1), termasuk *ambiet light*) adalah 657:1. Rasio ini memenuhi toleransi yang direkomendasikan oleh IAEA yaitu $\geq 250:1$. Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa kualitas tampilan monitor dalam hal kontras dan kecerahan masih bagus. Citra yang terlihat pada monitor masih memiliki kontras dan kecerahan yang baik.

4.1.10. Evaluasi viewbox

Evaluasi *viewbox* dilakukan untuk memastikan bahwa luminansi *viewbox* untuk interpretasi atau kontrol kualitas pada citra mamografi cocok atau melampaui tingkat minimum dan level ruang iluminansi dibawah level yang ditentukan (Gambar 4.16). Dari uji luminansi pada 3 *viewbox* yang dilakukan diperoleh nilai luminansi rata-rata berturut-turut sebesar 1282,083 nits, 569,66 nits, dan 552,975 nits. Nilai ini tidak memenuhi syarat yang direkomendasikan oleh IAEA no.17 untuk mamografi yaitu diatas 3000 nits. Sedangkan nilai iluminansi pada 3 *viewbox* berturut turut sebesar 1,35 lux, 1,53 lux, dan 1,18 lux.



Gambar 4.16. *Viewbox* untuk interpretasi citra yang telah dicetak

4.1.11. Evaluasi Laser Printer

Evaluasi laser printer untuk memastikan jika kualitas citra tinggi, seragam, dan bebas dari artefak. Dari TG18-QC yang sudah dicetak secara subjektif terlihat: semua *step* densitas, persegi kontras rendah, target 0-5%, target 95-100%, semua pasangan garis, sedikitnya tulisan 'QUALITY CONT'.



Gambar 4.17. Laser printer model DRYSTAR 5503

Tabel 4.16. Hasil evaluasi laser printer

Kotak	<i>Optical Density (OD)</i>	Kotak	<i>Optical Density (OD)</i>
18	0,31	9	1,05
17	0,34	8	1,18
16	0,41	7	1,32
15	0,49	6	1,48
14	0,55	5	1,66
13	0,63	4	1,91
12	0,72	3	2,24
11	0,83	2	2,72
10	0,92	1	3,05

Tabel 4.16 menunjukkan nilai densitas optis pada kotak TG18-QC. Densitas optis pada *step wedge grayscale* juga memenuhi syarat yaitu *Mid-density (MD)* pada kotak 8 tidak kurang dari 1,2, *Upper Density (DD1)* pada kotak 4 tidak kurang dari 2,20, *Lower Density (DD2)* pada kotak 13 tidak kurang dari 0,45. *Base+fog (BF)* pada kotak 18 adalah *step* paling terang, dan *Maximum Density*

(Dmax) pada kotak 1 adalah *step* paling gelap. Dengan demikian, laser printer masih mencetak citra dengan kualitas yang tinggi. Laser printer yang digunakan adalah jenis dry laser printer model DRYSTAR 5503 yang memiliki resolusi tinggi (Gambar 4.17). Berdasarkan bukti parameter objektif dan subjektif, dry laser printer menghasilkan kualitas citra yang sama baiknya dengan wet laser printer [11].

4.1.12. Evaluasi Sistem Kolimasi

Evaluasi sistem kolimasi dilakukan untuk menentukan jumlah jaringan payudara pada dinding dada yang dikeluarkan dari citra karena geometris citra atau desain detektor; untuk memastikan bahwa kolimator yang memberikan pencakupan penuh pada reseptor citra dengan lapangan sinar dan tidak memberikan radiasi di luar tepi pemberhentian berkas kecuali pada dinding dada, dan memastikan jika tepi dinding dada pada *paddle* kompresi searah dengan tepi dinding dada pada reseptor citra.

Tabel 4.17. Deviasi antara lapangan sinar-X dengan lapangan cahaya

Material anoda	W
Kolimator (cm x cm):	24 x 31
Deviasi tepi kiri (mm)	3
Deviasi % SID	0,5
Deviasi tepi kanan (mm)	-2
Deviasi % SID	-0,3
Deviasi tepi <i>nipple</i> (mm)	2
Deviasi % SID	0,3
Deviasi tepi dinding dada (mm)	0
Deviasi % SID	0

Tabel 4.18. Deviasi antara lapangan cahaya dengan reseptor citra

Deviasi tepi kiri (mm)	1,4
Deviasi tepi kanan (mm)	2,6
Deviasi tepi <i>nipple</i> (mm)	1,2
Deviasi tepi dinding dada (mm)	-3,5

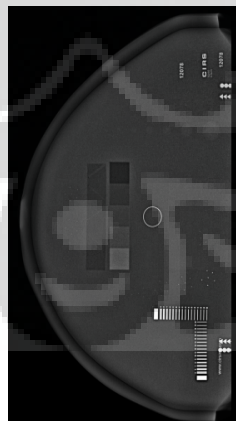
Tabel 4.19. Selisih antara lapangan sinar-X dan tepi reseptor citra

Deviasi tepi kiri (mm)	4,4
% SID	0,7
Deviasi tepi kanan (mm)	0,6
% SID	0,1
Deviasi tepi puting (mm)	3,2
% SID	0,5
Deviasi tepi dinding dada (mm)	-3,5
% SID	-0,5

Dari Tabel 4.17 diperoleh deviasi antara lapangan sinar-X dengan lapangan cahaya pada beberapa tepi tidak lebih dari 1 % terhadap SID sehingga nilai ini memenuhi syarat yang direkomendasikan. Dari Tabel 4.19 diperoleh lapangan sinar-X diluar reseptor citra pada beberapa tepi memenuhi syarat yaitu tidak lebih dari 2 % terhadap SID. Dengan demikian, kinerja sistem kolimasi masih baik.

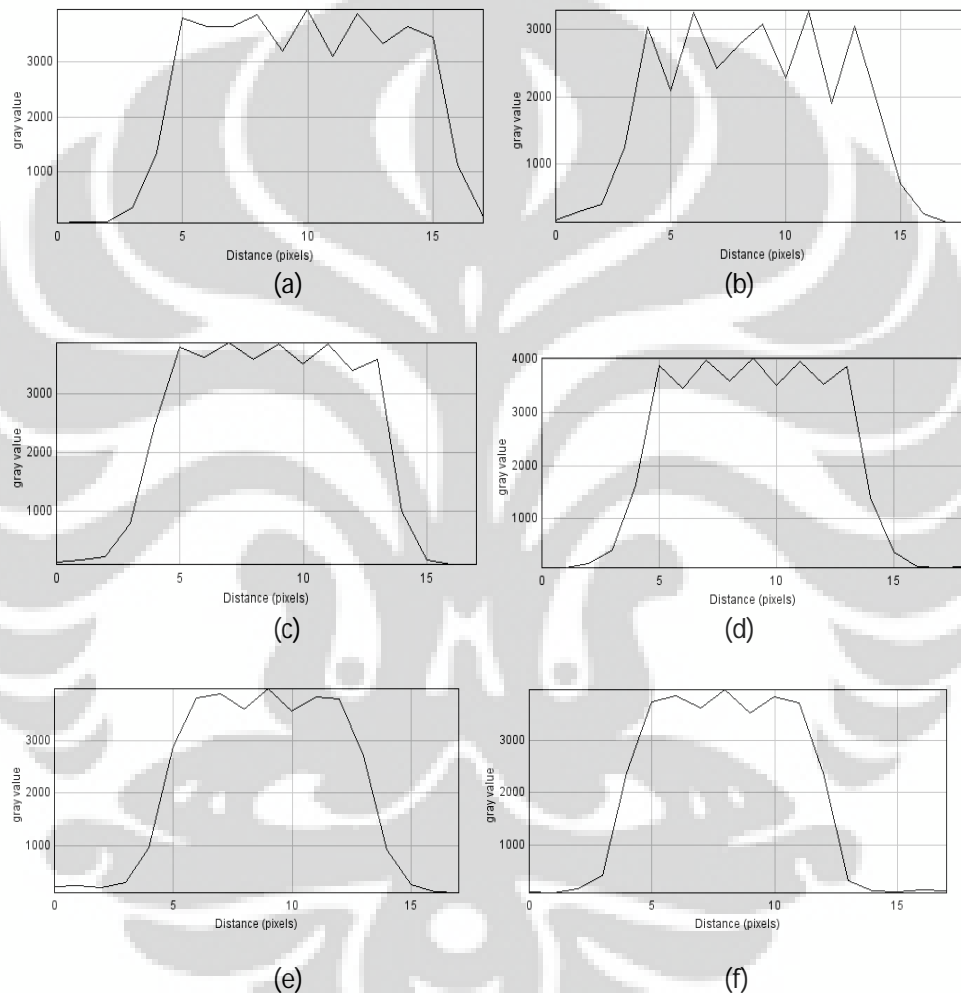
4.2. Evaluasi Kualitas Citra

Sudah dilakukan pemaparan terhadap fantom CIRS 011 A dan fantom Nuclear Associates 18-220 dan mendapatkan citra yang ditunjukkan pada Gambar 4.18 dan Gambar 4.20.

**Gambar 4.18.** Citra Fantom CIRS 011 A

Fantom CIRS 011 A (Gambar 4.18) dipapar dengan menggunakan mode AEC (28 kVp 95,7 mAs, dan 1,20 mGy dosis glandular). Dari citra fantom terdapat *missing tissue* ~ 3 mm dan jarak ini masih dalam batas yang

direkomendasikan oleh manufaktur. Jika diamati secara subjektif, objek uji yang terlihat pada citra antara lain: 7 massa dari 7 massa, 4,5 serat dari 5 serat, dan 11 kelompok bintang dari 12 kelompok bintang. Objek uji yang terlihat memenuhi syarat yang direkomendasikan oleh manufaktur yaitu massa dan serat yang terlihat lebih besar dari 4, kelompok bintang dengan ukuran yang lebih besar dari 0,169 mm dapat terlihat.

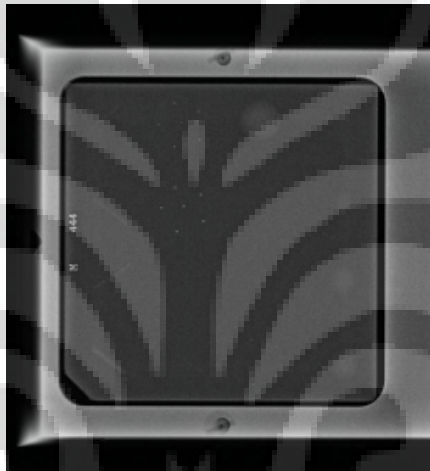


Keterangan : a. 6 pasangan garis/mm pada vertikal; b. 6 pasangan garis/mm pada horisontal; c. 7 pasangan garis/mm pada vertikal; d. 7 pasangan garis/mm pada horisontal; e. 8 pasangan garis/mm pada vertikal; dan f. 8 pasangan garis/mm pada vertikal.

Gambar 4.19. *profile* hubungan antara greyscale terhadap jarak (piksel)

Pada fantom CIRS 011 A terdapat 20 target pasangan garis/milimeter (lp/mm) baik vertikal maupun horisontal. Pasangan garis per millimeter

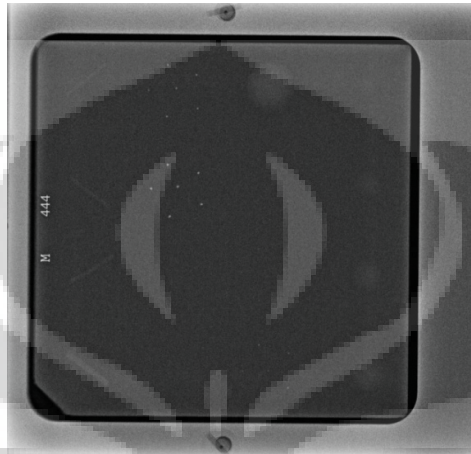
merupakan urutan dari garis hitam dan garis putih. Pasangan garis per millimeter biasanya menyatakan suatu resolusi atau frekuensi sistem pencitraan. Setelah dilakukan analisis dengan memplot *profile* pada ImageJ (Gambar 4.19), diatas 7 pasangan garis per millimeter pada vertikal dan horisontal sudah tidak dapat membedakan 5 pasangan garis. Ini berarti bahwa resolusi diatas 7 pasangan garis per millimeter adalah buruk. Namun, detektor digital hanya mampu mencapai resolusi spasial maksimum antara 5-9 pasangan garis per millimeter, lebih kecil daripada resolusi yang diperoleh dari system *Screen Film Mammography* (SFM) secara signifikan.



Gambar 4.20. Citra fantom Nuclear Associates 18-220

Seperti halnya fantom CIRS 011 A, fantom Nuclear Associates 18-220 (Gambar 4.20) diambil dari target/filter W/Rh dengan dosis glandular 1,02 mGy, 81,2 mAs, 28 kV, dan target filter W/Rh. Ada dua cara untuk mengevaluasi kualitas citra: evaluasi kualitas citra subyektif, analisis kontras dan *noise* [12]. Penelitian ini hanya melakukan evaluasi kualitas citra subyektif. Jika diamati pada citra fantom (Gambar 4.20) terdapat objek uji antara lain: 5 serat, 4 kelompok bintik, dan 5 massa. Peneliti melakukan eksposur kembali pada fantom yang sama dengan dosis glandular 0,98 mGy, 78,3 mAs, 28 kV dan target/filter W/Rh untuk membandingkan persentase selisih nilai mAs dan objek uji yang terlihat (Gambar 4.21). Setelah dilakukan perhitungan, selisih nilai mAs yang diperoleh sebesar $\pm 3,7 \%$ dan hasil ini masih dalam batas toleransi yaitu sebesar $\pm 15\%$. Sedangkan selisih jumlah objek uji pada kedua citra $\leq 0,5$ karena jika diamati pada citra

fantom (Gambar 4.21) terdapat objek uji antara lain: 5 serat, 4 kelompok bintang, dan 4,5 massa. Kualitas citra yang optimal diperoleh dari penggunaan target/filter W/Rh walaupun dosis yang diberikan berkurang dibandingkan dengan penggunaan target/filter Mo/Mo dan Mo/Rh [13].



Gambar 4.21. Citra fantom Nuclear Associates 18-220

4.3. Evaluasi Dosimetri

Tabel 4.20 menunjukkan hasil perhitungan *mean glandular dose* (MGD) yang diperoleh dari perhitungan antar nilai kerma udara (Lampiran 14), dengan faktor konversi g (faktor konversi glandularitas) dan c (faktor kombinasi target/filter).

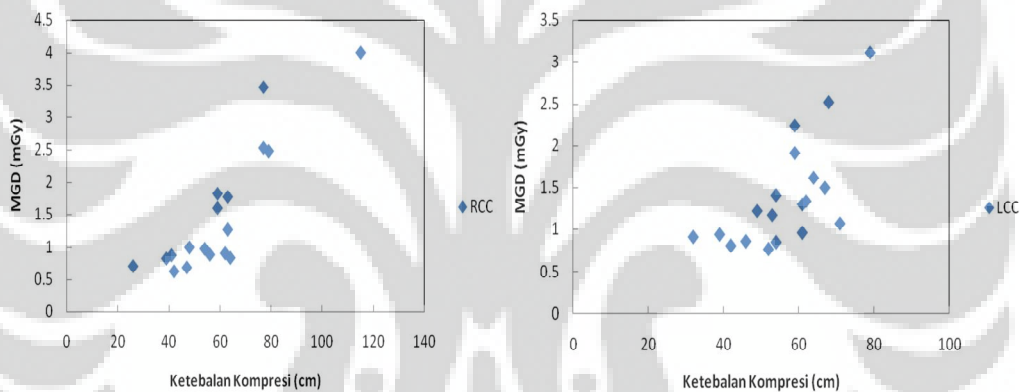
Tabel 4.20. Hasil perhitungan kerma dan MGD (*Mean Glandular Dose*)

Fantom (cm)	Kerma (mGy)	$g.c$	s	MGD (mGy)	Yang diterima (mGy)	Yang dicapai (mGy)
2	0,920	0,523	1,042	0,501	1,0	0,6
3,8	3,053	0,327	1,042	1,041	2,0	1,6
4,3	2,695	0,301	1,042	0,845	2,5	2,0
6	8,017	0,234	1,042	1,956	4,5	3,6

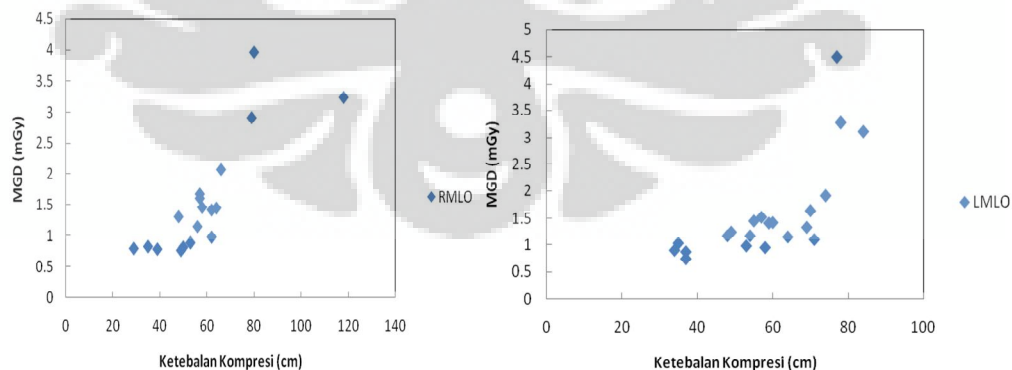
Berdasarkan IAEA no. 17, nilai MGD yang didapatkan masih dalam level yang dapat diterima dan dicapai. Rendahnya dosis glandular rata-rata yang

diperoleh dipengaruhi oleh ketebalan fantom dan kombinasi target filter yang digunakan yaitu W/Rh. Penggunaan kombinasi target/filter W/Rh dapat mencapai MGD yang lebih rendah secara signifikan dibandingkan dengan Mo/Mo atau Mo/Rh [14]. Pengurangan MGD dapat dicapai dari 25% sampai 60%. Pengurangan dosis glandular rata-rata oleh target/filter W/Rh tanpa memperburuk kualitas citra yang diperoleh [15]. Dalam mamografi digital FFDM a-Se, W/Rh lebih sering digunakan karena W/Rh memberikan dosis terendah pada ketebalan yang lebih besar. Sedangkan kombinasi target/filter Mo/Mo mengirimkan dosis paling rendah hanya untuk payudara 2 cm, namun memberikan dosis paling tinggi untuk payudara yang lebih tebal.

Observasi Teknis Pemeriksaan 21 Pasien Mammografi



Gambar 4.22. Grafik hubungan antara MGD terhadap ketebalan kompresi dengan proyeksi RCC (kiri) dan LCC (kanan)

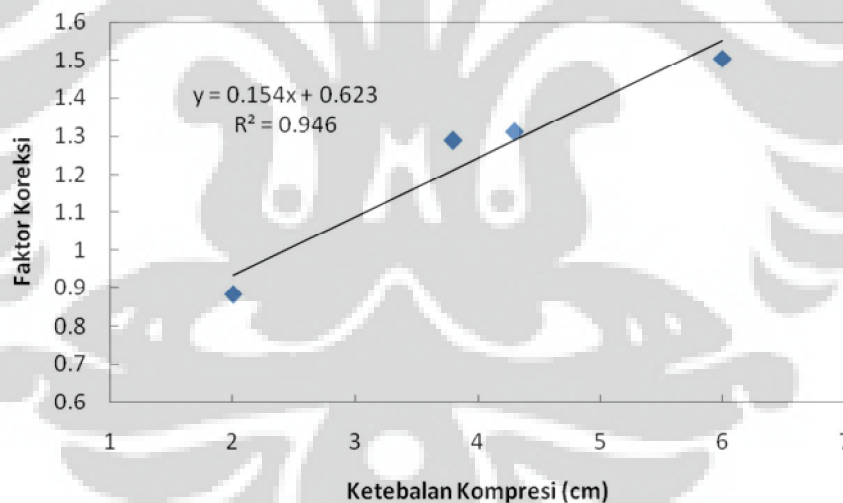


Gambar 4.23. Grafik hubungan antara MGD terhadap ketebalan kompresi dengan proyeksi RMLO (kiri) dan LMLO (kanan).

Komposisi glandular pada payudara mempengaruhi ketebalan payudara [16]. Hal ini dibuktikan dalam hasil grafik yang diperoleh pada Gambar 4.22 dan 4.23 yang memperlihatkan kecenderungan pola hubungan antara MGD terhadap ketebalan kompresi pada proyeksi RMLO, LMLO, RCC dan LCC. Nilai MGD cenderung meningkat dengan semakin besarnya ketebalan kompresi.

Tabel 4.21. Faktor Koreksi MGD Pasien dan Fantom pada Ketebalan Kompresi yang Berbeda

Tebal (cm)	MGD Pasien (tampilan)	MGD fantom (pengukuran)	Faktor koreksi (pengukuran/tampilan)
2	0,569	0,501	0,882
3,8	0,809	1,041	1,287
4,3	0,645	0,845	1,31
6	1,3	1,956	1,504



Gambar 4.24. Grafik hubungan antara faktor koreksi terhadap ketebalan kompresi (cm)

Dari Gambar 4.24 diatas diperoleh grafik dengan persamaan $y=0,154x+0,624$ dengan $R^2 = 0,946$.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

1. Uji kontrol kualitas yang meliputi evaluasi: mekanis sistem, sistem kompresi dan AEC, kinerja reseptor citra, *ghosting*, uniformitas dan homogenitas, kualitas berkas (HVL), sistem kolimasi, tampilan monitor, dan laser printer, menunjukkan hasil yang baik. Sedangkan berdasarkan hasil uji luminansi, perlu dilakukan koreksi pada *viewbox*.
2. Dari ketebalan fantom 2 cm, 3,8 cm, 4,3 cm, dan 6 cm diperoleh estimasi dosis rata-rata berturut-turut 0,501 mGy, 1,041 mGy, 0,845 mGy, dan 1,956 mGy. Berdasarkan IAEA no. 17, estimasi *Mean Glandular Dose* (MGD) pada fantom dalam sistem mamografi digital (DR) masih memenuhi syarat dengan pertimbangan faktor koreksi = $0,154 \cdot (\text{Ketebalan kompresi}) + 0,624$.
3. Hasil evaluasi kualitas citra yang menggunakan fantom CIRS 011 A dan fantom *Nuclear Associates* 18-220 masih dalam batas direkomendasikan oleh *Computerized Imaging Reference Systems* (CIRS) dan *American College of Radiology* (ACR).

5.2. Saran

1. Kontrol kualitas sistem mamografi sebaiknya tidak hanya dilakukan sebatas kinerja sistem pesawat namun juga meliputi sistem pemroses citra, monitor, dan *viewbox*.
2. Fisikawan Medis sangat diperlukan untuk melakukan uji kontrol kualitas pada pesawat mamografi.
3. Perlu dikembangkan mekanisme/protokol uji kontrol kualitas untuk mempermudah pelaksanaan evaluasi sistem mamografi digital di instalasi radiologi rumah sakit.

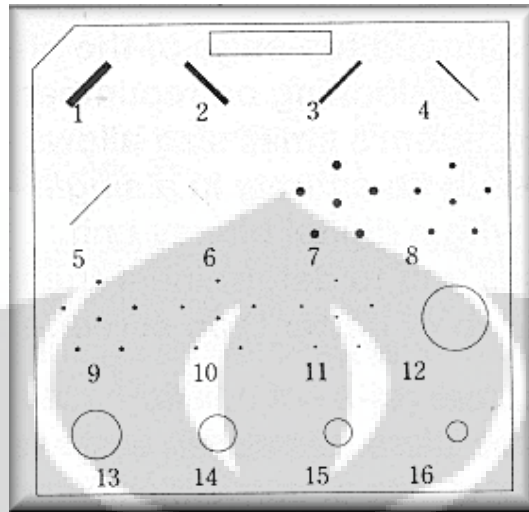
DAFTAR PUSTAKA

- [1] Bushberg J, T., Seibert J. A., Leidholdt Jr E. M., & Boone J. M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging – Second Edition*, University of California, California: Lippincott Williams & Wilkins.
- [2] Noel, A., & Thibault, F. (2004). Digital detectors for mammography: the technical challenges. *Springer*, 10.1007/s00330-004-2446-6.
- [3] Markus Korner, M., Christof H. Weber, M., Stefan Wirth, M., Klaus Jurger, M., Maximilian, M., & Markus Treitl, M. (2007). Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. *RadioGraphics*, 27, 675-686.
- [4] Supertech. (n.d.). *Mammographic Accreditation Phantom Model 015*. Diambil Juni 7, 2012, dari <http://www.supertechx-ray.com/a252-r.htm>.
- [5] inc, P. N.-r. (1997-2012). *Tissue-Equivalent Mammography Phantom*. Diambil Juni 7, 2012 dari <http://www.pnwx.com/Accessories/Phantoms/Mammography/CIRS/TissueEquivalent/>.
- [6] Scientific, O. (n.d.). *Medical Physics : Unfors Xi Platinum Prestige - Extremely Intelligent QA Device*. Diambil Juni 7, 2012, dari <http://www.owensscientific.com/cgi-bin/owensscientific/00408.html>.
- [7] International Atomic Energy Agency (IAEA). 2011. Quality Assurance Programme for Digital Mammography. *IAEA Human Health Series No.17*. Vienna: IAEA
- [8] Uhlenbrock DF, M. T. (2009). Comparison of anode/filter combinations in digital mammography with respect to the average glandular dose. *PubMed*, 181(3):249-54.
- [9] Zanca F, V. O. (2010). The relationship between the attenuation properties of breast microcalcifications and aluminum. *Phys Med Biol*, 55(4), 1057-68. (F, et al., 2010).
- [10] Rama S. Ayyala, M. C. (2008). Digital Mammographic Artifacts on Full-Field Systems: What Are They and How Do I Fix Them?. *RadioGraphics*, 28, 1999-2008.

- [11] Gerd Schueller, E. K.-W. (2007). Validation of image quality in full-field digital mammography: Is the replacement of wet by drylaserprinters justified? *ScienceDirect*, 267–272.
- [12] Dance, D. R., Thilander, A. K., Sandborg, M., Skinner, C. L., Castellano, I. A., & Carlsson, G. A. (2000). Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. *Br J Radiol*, 73:1056-67.
- [13] Andrew Smith, P., Biao Chen, P., & Alan Semine, M. (2010). *Minimizing Dose in Digital Mammography*. mammography whitepaper.
- [14] Varjonen, M., & Strömmer, P. (2008). Optimizing the anode-filter combination in the sense of image quality and average glandular dose in digital mammography. *Mendeley*, 69134K-69134K-8.
- [15] Despond, L. (1991). Image quality index (IQI) for screen-film mammography. *PubMed*, 36(1):19-33.
- [16] Jamal, N., Ng, K.-H., McLean, D., Looi, L.-M., & Moosa, F. (2004). Mammographic Breast Glandularity in Malaysian Women: Data Derived from Radiography. *American Journal of Roentgenology*, 182(3), 713-717.
- [17] A.R. Craig, dkk. (2001). “Recommendations for a Mammography Quality Assurance Program,” *Australian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 24(3).
- [18] Anonim. 2009. *Mammography Quality Assurance Program: Guidelines for Quality Control Testing for Digital (CR & DR) Mammography*. The Royal Australian and New Zealand College of Radiologists.
- [19] Bengt Hemdal, “Evaluation of absorbed dose and image quality in mammography,” Faculty of Science at Lund University, Medical Radiation Physics, Department of Clinical Sciences, Malmö University Hospital, 2009.
- [20] Donald Jacobson, “Quality Control Siemens MAMMOMAT Novation^{DR},” Medical College of Wisconsin, Milwaukee, WI.
- [21] Eugenia Kulama. “Commissioning and Routine Testing of Full Field Digital Mammography Systems,” *NHSBSP Equipment Report 0604*, Version 3, April 2009.

- [22] Yulfiatry Yubhar, Rachmat W. Adi, Supriyanto A. Pawiro, dan Kardinah. "Evaluasi Dosis Glandular dalam Pemeriksaan Mammografi," *Seminar Keselamatan Nuklir BAPETEN*, 1-2 Agustus 2007.
- [23] G.E. Mawdsley, A.K. Bloomquist, M.J. Yaffe. "Digital Mammography Quality Control for the Mammographic Physicist," *Ontario Breast Screening Program*, November 2011.
- [24] I.D. McLean, dkk. "ACPSEM Position Paper : Interim Recommendations for A Digital Mammography Quality Assurance Program," St' Vincent Hospital Melbourne.
- [25] International Atomic Energy Agency (IAEA). "Optimization of the radiological protection of patients: Image quality and dose in mammography," Results of the Coordinated Research Project on Optimization of Protection in Mammography in some eastern European States, May 2005.
- [26] McLean *et al.* "Interim Recommendations for A Digital Mammography Quality Assurance Program V 2.0," *ACPSEM Position Paper*, Mei 2009.
- [27] Q.A. Collectible. "Mammography Phantom Image Quality Evaluation," from *the American College of Radiology, Mammography Quality Control Manual*, 1999.
- [28] Robert McLelland, R. Edward Hendrick, Marie D. Zinninger, Pamela A. Wilcox. "The American College of Radiology Mammography Accreditation Program," *AJR* 157: 473-479, September 1991.
- [29] Siemens AG. "Mammography Applications for MAMMOMAT 1000/3000 Nova," *Siemens Medical Solutions*, 2004.
- [30] Susan Sprinkle dan Vincent R.T. "Digital Mammography Quality Control," *Advanced Health Education Center*. 2000.

Lampiran 1. Lokasi dan posisi benda uji dalam fantom Nuclear Associates 18-220



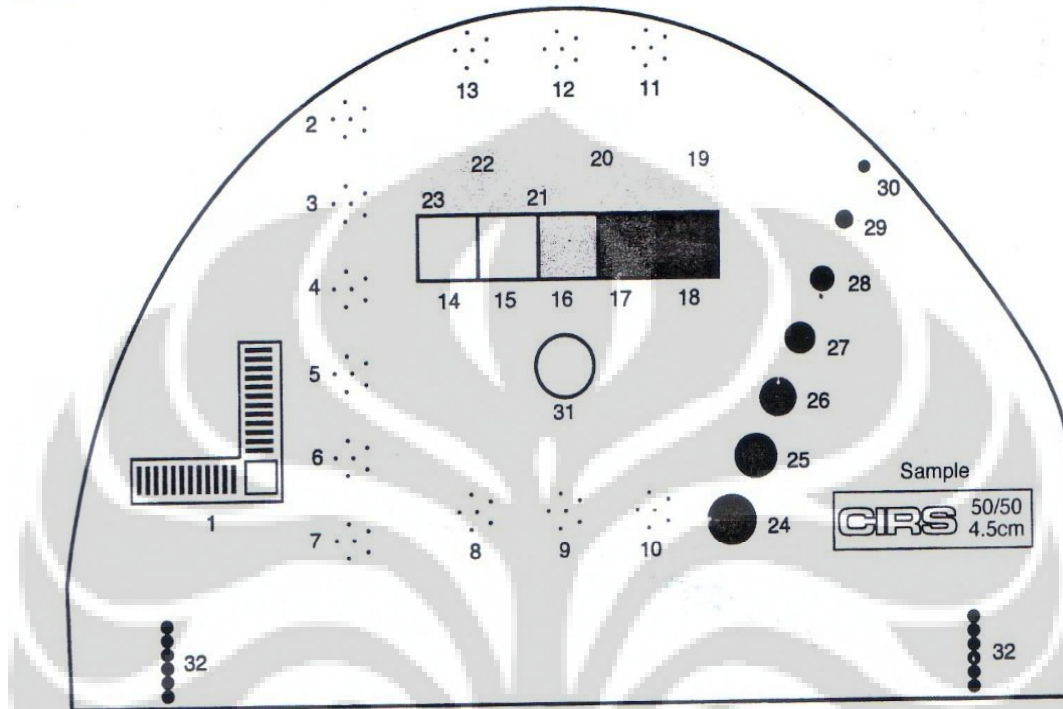
Gambar lokasi dan posisi benda uji dalam fantom

Ukuran-ukuran dalam Gambar adalah sebagai berikut :

- Kelompok Serat dengan tebal:
 1. 1,56 mm
 2. 1,12 mm
 3. 0,89 mm
 4. 0,75 mm
 5. 0,54 mm
 6. 0,40 mm
- Kelompok Bintik-bintik dengan diameter:
 7. 0,54 mm
 8. 0,42 mm
 9. 0,32 mm
 10. 0,24 mm
 11. 0,16 mm
- Kelompok Massa dengan diameter dan ketebalan penurunan:
 12. 2,00 mm
 13. 1,00 mm
 14. 0,75 mm
 15. 0,50 mm
 16. 0,25 mm

Lampiran 2. Lokasi dan posisi benda uji dalam fantom CIRS 011 A

**SPECIFICATIONS:
MODEL 010 & 011A TARGETS**



1	Line Pair target 20 lp/mm	CaCO ₃ specks grain size (mm)	Step Wedge 1 cm thick	Nylon Fibers diameter size (mm)	Hemispheric Masses 75% glandular/ 25% adipose thickness (mm) (Model 010B, 010D, 011A)
2.		0.130	14. 100% gland	19. 1.25	
3.		0.165	15. 70% gland	20. 0.83	
4.		0.196	16. 50% gland	21. 0.71	
5.		0.230	17. 30% gland	22. 0.53	
6.		0.275	18. 100% adipose	23. 0.30	
7.		0.400			24. 4.76
8.		0.230			25. 3.16
9.		0.196			26. 2.38
10.		0.165			27. 1.98
11.		0.230			28. 1.59
12.		0.196			29. 1.19
13.		0.165			30. 0.90

31 Optical Density reference zone

32 Edge of Beam localization target

Lampiran 3. Faktor konversi dan batasan MGD [7]

Keterangan: Hasil faktor-faktor konversi g dan c untuk kalkulasi D_G untuk payudara standar dari pengukuran dengan ketebalan yang berbeda pada fantom PMMA

Ketebalan PMMA (mm)	Ekuivalen ketebalan payudara (mm)	Proporsi fibroglandular pada ekuivalen payudara (%)	Hasil faktor-faktor g dan c						
			HVL (mmAl)						
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	97	0,336	0,337	0,415	0,450	0,482	0,513	0,539
30	32	67	0,245	0,277	0,308	0,338	0,368	0,399	0,427
40	45	41	0,191	0,217	0,241	0,268	0,296	0,322	0,351
45	53	29	0,172	0,196	0,218	0,242	0,269	0,297	0,321
50	60	20	0,157	0,179	0,198	0,221	0,245	0,269	0,296
60	75	9	0,133	0,151	0,168	0,187	0,203	0,230	0,253
70	90	4	0,112	0,127	0,142	0,157	0,173	0,194	0,215
80	103	3	0,097	0,110	0,124	0,136	0,150	0,169	0,188

Lampiran 4. Faktor s untuk kombinasi target-filter yang dipilih [7]

Kombinasi target-filter	Ketebalan filter (μm)	Faktor s
Mo/Mo	30	1,000
Mo/Rh	25	1,017
Rh/Rh	25	1,061
W/Rh	50-60	1,042
W/Ag	50-75	1,042

Lampiran 5. Faktor s target tungsten yang difilter dengan 0,5 mm Aluminium [7]

Ketebalan PMMA (mm)	Ketebalan ekuivalen payudara	Faktor s
20	21	1,075
30	32	1,104
40	45	1,134
45	53	1,149
50	60	1,160
60	75	1,181
70	90	1,198
80	103	1,208

Lampiran 6. Batas yang dapat dijangkau dan dapat diterima untuk *Mean Glandular Dose* (D_G) [7]

Ketebalan PMMA (mm)	Ketebalan ekuivalen payudara (mm)	Level yang dapat diterima D_G untuk ekuivalen payudara (mGy)	Level yang dijangkau D_G untuk ekuivalen payudara (mGy)
20	21	1,0	0,6
30	32	1,5	1,0
40	45	2,0	1,6
45	53	2,5	2,0
50	60	3,0	2,4
60	75	4,5	3,6
70	90	6,5	5,1

Lampiran 7. Data pengamatan uji HVL/Kualitas Berkas

Mo/Rh

kVp	mGy	mGy/s	ms	mmAl (HVL)
25	2,207	2,736	806,5	0,411
26	2,505	3,095	809,3	0,433
27	2,925	5,843	500,5	0,436
28	3,316	3,775	878,3	0,447
29	3,729	7,452	500,4	0,457
30	4,15	8,292	500,4	0,466

Mo/Mo

kVp	mGy	mGy/s	ms	mmAl (HVL)
25	1,167	1,448	806,1	0,536
26	1,318	1,64	803,7	0,551
27	1,469	1,822	806	0,566
28	1,617	1,859	869,5	0,572
29	1,763	3,536	498,5	0,584
30	1,919	2,386	804,3	0,587

Mo/Mo

kVp	kVp ditampilkan	mGy	mGy/s	ms	mmAl (HVL)	Dosis glandular (mGy)
25	25,87	2,564	5,131	449,7	0,362	1,77
25	25,88	2,551	2,946	865,7	0,366	1,32
26	26,57	3,245	6,494	499,6	0,361	0,45
27	27,62	3,679	7,362	499,6	0,375	0
28	28,69	4,129	4,37	872,8	0,386	0
28	28,68	4,122	4,73	871,5	0,387	0
28	28,71	4,126	8,258	499,6	0,387	0
29	29,8	4,616	5,291	872,3	0,396	0
30	30,87	5,123	5,871	872,6	0,405	0

Lampiran 8. Data pengamatan uji linearitas output

Mo/Mo

kVp	mAs	kVp ditampilkan	mGy	mGy/s	ms	mmAl (HVL)
28	50	28,69	4,126			
28	80	28,72	6,625	6,837	969	0,387
28	100	28,7	8,296	7,836	1,059	0,387
28	125	28,71	10,36	6,395	1,621	0,387
28	160	28,71	13,27	7,029	1,889	0,388

W/Rh

kVp	mAs	mGy	mGy/s	ms	mmAl(HVL)
28	50	1,608	3,231	497,5	0,576
28	80	2,624	5,258	499	0,559
28	100	3,26	3,66	890,6	0,562
28	125	4,063	3,903	1,041	0,563
28	160	5,204	3,977	1,309	0,563

Lampiran 9. Data pengamatan uji AEC

kV	mAs	sudut	fokus	M	gaya	tebal	A/F	<i>entrance dose</i>	Dosis glandular
26	35,9	-0,1	L	1	60	20	W/Rh	0,8	0,59
29	115,5	-0,1	L	1	60	53	W/Rh	4	1,37
32	227,7	-0,1	L	1	60	90	W/Rh	11,2	2,31

Lampiran 10. Data pengamatan uji respon Detektor

kV	mAs	sudut	fokus	M	gaya	tebal	A/F	<i>entrance dose</i>	Dosis glandular
28	14	-0,1	L	1	60	49	W/Rh	0,4	0,16
28	56	-0,1	L	1	60	48	W/Rh	1,7	0,65
28	110	-0,1	L	1	60	48	W/Rh	3,4	1,27
28	220	-0,1	L	1	60	48	W/Rh	6,8	2,54
28	116,4	-0,1	L	1	60	49	W/Rh	3,6	1,32

Lampiran 11. Data pengamatan uji *ghosting* detektor

kV	mAs	sudut	fokus	M	gaya	tebal	A/F	entrance dose	Dosis glandular
28	140	-0,1	L	1	59	49	W/Rh	4,3	1,59
28	140	-0,1	L	1	60	48	W/Rh	4,3	1,62

Lampiran 12. Data pengamatan uji kualitas citra CIRS 011 A dan *Nuclear Associates* 18-

220

PMMA	Ketebalan kompresi (mm)	Gaya kompresi (N)	kVp	Target/filter	mAs	Dosis glandular (mGy)
CIRS	43	53	28	W/Rh	95,7	1,20
ACR	43	53	28	W/Rh	81,2	1,02
ACR	43	60	28	W/Rh	78,3	0,98

Lampiran 13. Data pengamatan uji viewbox

viewbox 1				rata-rata	
1179	1160	1295	1373	1282,083	
1229	1388	1470	1479		
1021	1216	1295	1280		
Viewbox 2					rata-rata
571,7	730,7	510,4	764,9	275,3	569,66
823,3	916,2	788,5	1112	471,2	
266,6	244,9	569,5	319,7	180	
viewbox 3				rata-rata	
458,8	438,6	602,5	521,7	552,975	
826,6	847,4	922,2	1023		
246,2	175,7	252,8	320,2		

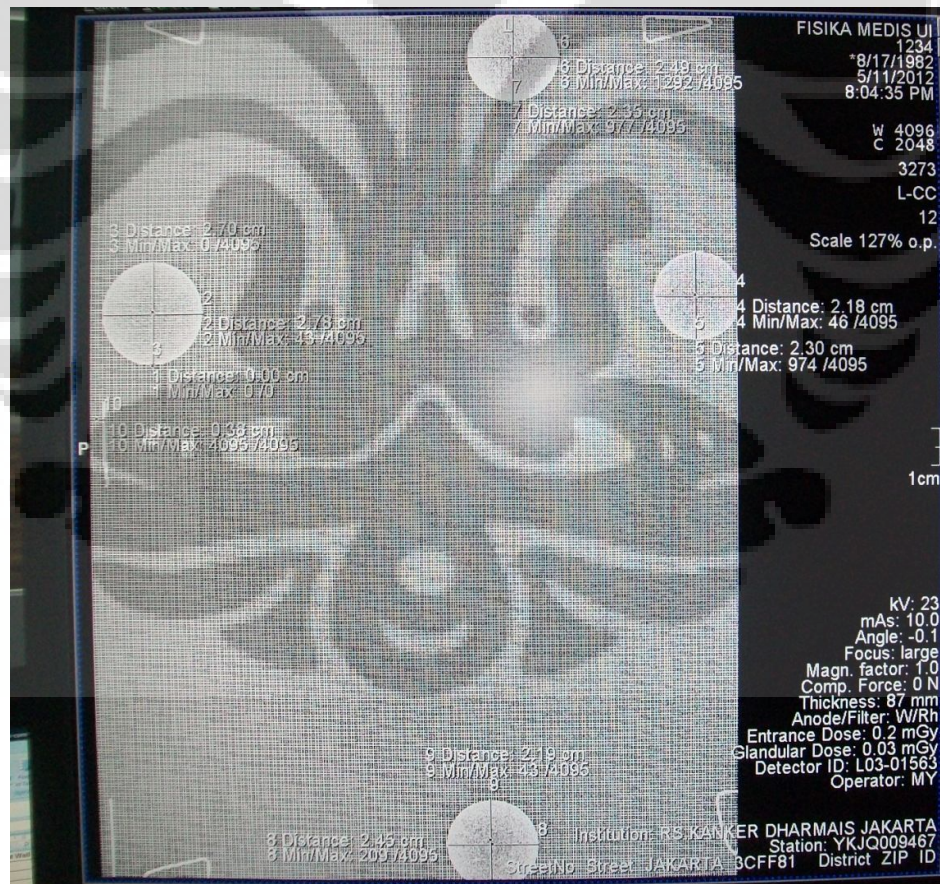
Lampiran 14. Data pengamatan uji kerma

Mode AEC mencari faktor eksposi untuk kerma udara

keterangan	kV	mAs	sudut	fokus	M	gaya	tebal	A/F	entrance dose	Dosis glandular
fantom 2 cm	28	25,3	-0,1	L	1	71	20	W/Rh	0,7	0,52
fantom ACR 4,3 cm	28	79,8	-0,1	L	1	70	43	W/Rh	2,4	1
fantom 4 cm	28	69,1	-0,1	L	1	70	39	W/Rh	2,1	0,92
fantom 6 cm	28	193,8	-0,1	L	1	72	58	W/Rh	6,2	1,91

pengaturan mAs	mGy	mGy/s	ms	hvl	entrance dose
25	0,9386	1,047	896,7	0,569	1,3
80	2,981	5,971	499,2	0,559	5,7
71	2,651	2,953	898	0,558	5
180	6,716	4,563	1,472	0,559	12,8

Lampiran 15. Gambar pengamatan kolimasi antara lapangan cahaya dan reseptor citra



Lampiran 16. Observasi Teknis Pemeriksaan 21 pasien

No	Citra	kV	mAs	sudut	fokus	Magnifikasi	Gaya	tebal	A/F	Dosis <i>entrance</i>	Dosis glandular
1	RCC	29	78,7	-0,1	L	1	34	56	W/Rh	2,8	0,89
	LCC	30	238,6	-0,1	L	1	37	68	W/Rh	9,5	2,52
	RMLO	29	150,2	-45	L	1	38	57	W/Rh	5,3	1,67
	LMLO	32	290	45	L	1	32	84	W/Rh	14	3,11
2	LCC	27	65,5	0	L	1	55	32	W/Rh	1,7	0,91
	LMLO	27	79,1	45	L	1	47	35	W/Rh	2,1	1,03
3	RCC	28	68,4	-0,1	L	1	47	41	W/Rh	2,1	0,88
	LCC	27	78,7	-0,1	L	1	33	39	W/Rh	2,1	0,94
	RMLO	27	63	-45	L	1	40	35	W/Rh	1,7	0,82
	LMLO	27	69,5	45	L	1	50	37	W/Rh	1,9	0,87
4	RCC	31	240,6	-0,1	L	1	30	77	W/Rh	10,6	2,53
	LCC	29	97	-0,1	L	1	50	52	W/Rh	3,3	1,17
	RMLO	30	191,3	-45	L	1	40	66	W/Rh	7,5	2,07
	LMLO	28	101,6	45	L	1	58	48	W/Rh	3,1	1,17
5	LCC	31	301,9	-0,1	L	1	38	79	W/Rh	13,4	3,11
	LMLO	31	314,8	45	L	1	46	78	W/Rh	13,9	3,27
6	RCC	29	148,3	0	L	1	57	59	W/Rh	5,2	1,6
	LCC	29	97	0	L	1	85	49	W/Rh	3,3	1,22
	RMLO	28	113	-45	L	1	71	48	W/Rh	3,5	1,3
	LMLO	28	109,4	45	L	1	75	49	W/Rh	3,4	1,24
7	RCC	31	328,9	-0,1	L	1	61	77	W/Rh	14,5	3,46
	LCC	29	72,4	-0,1	L	1	68	54	W/Rh	2,5	0,85
	RMLO	32	356,4	-45	L	1	41	80	W/Rh	16,9	3,96
	LMLO	29	86,9	45	L	1	46	58	W/Rh	3,1	0,95
8	RCC	30	80,6	-0,1	L	1	47	62	W/Rh	3,1	0,91
	LCC	30	83,5		L	1	37	61	W/Rh	3,2	0,96
	RMLO	30	85,3	-45	L	1	41	62	W/Rh	3,3	0,97
	LMLO	30	104	45	L	1	32	64	W/Rh	4,1	1,15
9	RCC	28	86,9	-0,1	L	1	106	48	W/Rh	2,7	1
	LCC	29	177,8		L	1	40	59	W/Rh	6,3	1,91
	RMLO	29	101	-45	L	1	58	56	W/Rh	3,5	1,14
	LMLO	29	125,8	45	L	1	50	55	W/Rh	4,4	1,45
10	RCC	34	400	-0,1	L	1	35	115	W/Rh	23,7	4
	LCC	31	95,8		L	1	35	71	W/Rh	4,1	1,07
	RMLO	33	360	-45	L	1	39	118	W/Rh	21,2	3,24
	LMLO	33	360	45	L	1	29	77	W/Rh	18,2	4,49
11	RCC	29	168,8	-0,1	L	1	46	59	W/Rh	6	1,82
	LCC	29	120,4	-0,1	L	1	60	54	W/Rh	4,2	1,41
	RMLO	29	143,4	-45	L	1	35	57	W/Rh	5	1,6
	LMLO	29	136,4	45	L	1	29	57	W/Rh	4,8	1,52
12	RCC	29	93,5	-0,1	L	1	64	54	W/Rh	2,9	0,98

(Lanjutan)

	LCC	29	98,8	-0,1	L	1	52	53	W/Rh	3,4	1,17
	RMLO	30	124,3	-45	L	1	50	62	W/Rh	4,8	1,41
	LMLO	29	131,1	45	L	1	52	59	W/Rh	4,6	1,41
13	RCC	30	113,4	0	L	1	46	63	W/Rh	4,4	1,27
	LCC	30	118,1	0	L	1	50	62	W/Rh	4,6	1,34
	RMLO	30	130	-45	L	1	49	64	W/Rh	5,1	1,44
	LMLO	30	122,3	45	L	1	68	60	W/Rh	4,7	1,42
14	RCC	30	158,3	-0,1	L	1	62	63	W/Rh	6,2	1,77
	LCC	30	190,2	-0,1	L	1	52	59	W/Rh	7,3	2,24
	RMLO	29	132,3	-45	L	1	29	58	W/Rh	4,7	1,45
	LMLO	29	101,5	45	L	1	51	54	W/Rh	3,5	1,17
15	RCC	28	49,3	-0,1	L	1	60	42	W/Rh	1,5	0,63
	LCC	30	113	-0,1	L	1	57	61	W/Rh	4,4	1,3
	RMLO	28	67,1	-45	L	1	92	49	W/Rh	2,1	0,76
	LMLO	31	145,4	45	L	1	50	70	W/Rh	6,3	1,64
16	LCC	29	64,2	-0,1	L	1	61	52	W/Rh	2,2	0,77
	LMLO	31	98,5	45	L	1	43	71	W/Rh	4,2	1,1
17	RCC	28	58,6	-0,1	L	1	31	47	W/Rh	1,8	0,69
	LCC	28	72,3	-0,1	L	1	53	46	W/Rh	2,2	0,86
	RMLO	29	65	-45	L	1	29	50	W/Rh	2,2	0,81
	LMLO	29	82,7	45	L	1	48	53	W/Rh	2,9	0,98
18	RCC	32	220,9	-0,1	L	1	42	79	W/Rh	10,5	2,48
	LCC	30	140,1	-0,1	L	1	45	67	W/Rh	5,5	1,5
	RMLO	32	259,5	-45	L	1	53	79	W/Rh	12,3	2,91
	LMLO	31	175,7	45	L	1	54	74	W/Rh	7,7	1,91
19	RCC	29	71,8	-0,1	L	1	44	64	W/Rh	2,5	0,84
	LCC	30	146,1	-0,1	L	1	65	64	W/Rh	5,7	1,62
	RMLO	29	74,4	-45	L	1	52	53	W/Rh	2,6	0,88
	LMLO	30	127,4	45	L	1	48	69	W/Rh	5,1	1,33
20	RCC	26	50	-0,1	L	1	45	26	W/Rh	1,1	0,71
	LCC	27	55,8	-0,1	L	1	36	31	W/Rh	1,5	0,79
	RMLO	26	60,2	-45	L	1	41	29	W/Rh	1,4	0,79
	LMLO	27	67,4	45	L	1	40	34	W/Rh	1,8	0,9
21	RCC	27	69,5	-0,1	L	1	64	39	W/Rh	1,9	0,83
	LCC	28	63,9	-0,1	L	1	61	42	W/Rh	1,9	0,81
	LMLO	27	59,3	45	L	1	74	37	W/Rh	1,6	0,74
	RMLO	27	64,7	-45	L	1	53	39	W/Rh	1,7	0,78