

**SKRIPSI**

**UJI KEBERTERIMAAN KUALITAS RADIASI PESAWAT MAMOGRAFI  
BERDASARKAN CITRA FANTOM ACR DARI VARIASI KOMBINASI  
TARGET/FILTER DAN TEGANGAN TABUNG DI RSUD SYEKH YUSUF  
KABUPATEN GOWA**

**Disusun dan diajukan oleh**

**NUR AQILA ISMAIL**

**H021181310**



**DEPARTEMEN FISIKA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS HASANUDDIN  
MAKASSAR**

**2022**

**UJI KEBERTERIMAAN KUALITAS RADIASI PESAWAT MAMOGRAFI  
BERDASARKAN CITRA FANTOM ACR DARI VARIASI KOMBINASI  
TARGET/FILTER DAN TEGANGAN TABUNG DI RSUD SYEKH YUSUF  
KABUPATEN GOWA**

**SKRIPSI**

*Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat  
Memperoleh Gelar Sarjana Sains  
Pada Program Studi Fisika Departemen Fisika  
Fakultas Matematika Dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Universitas Hasanuddin*

**NUR AQILA ISMAIL**

**H021 18 1310**

**DEPARTEMEN FISIKA**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

**UNIVERSITAS HASANUDDIN**

**MAKASSAR**

**2022**

**HALAMAN PENGESAHAN**

**UJI KEBERTERIMAAN KUALITAS RADIASI PESAWAT MAMOGRAFI  
BERDASARKAN CITRA FANTOM ACR DARI VARIASI KOMBINASI  
TARGET/FILTER DAN TEGANGAN TABUNG DI RSUD SYEKH YUSUF  
KABUPATEN GOWA**

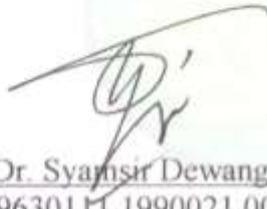
Disusun dan diajukan oleh

**NUR AQILA ISMAIL  
H021181310**

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka penyelesaian studi Program Sarjana Program Studi Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin  
Pada Tanggal 27 Oktober 2022  
Dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

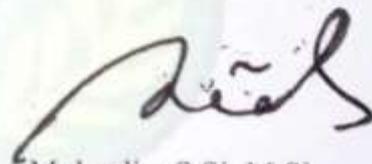
Menyetujui

Pembimbing Utama



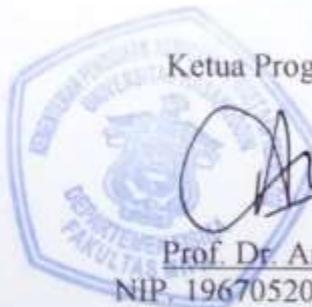
Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc  
NIP.19630111 1990021 001

Pembimbing Pertama



Mulyadin, S.Si, M.Si  
NIP. 19760502 2001121 002

Ketua Program Studi

Prof. Dr. Arifin, M.T.  
NIP. 19670520 1994031 002

## PERNYATAAN KEASLIAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : Nur Aqila Ismail

NIM : H021 18 1310

Program Studi : Fisika

Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul

**Uji Keberterimaan Kualitas Radiasi Pesawat Mamografi Berdasarkan Citra  
Fantom ACR dari Variasi Kombinasi Target/Filter dan Tegangan Tabung Di  
Rsud Syekh Yusuf Kabupaten Gowa**

Adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambilan alihan tulisan orang lain bahwa skripsi yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau seluruh skripsi ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, 27 Oktober 2022

Yang menyatakan

  
**Nur Aqila Ismail**  
**H021181310**

## KATA PENGANTAR

*Bismillahirrahmanirrahim,*

*Alhamdulillah, Alhamdulillahirabbi'lalamin* segala puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah *Subhanahu wa Ta'ala* atas segala limpahan nikmat dan hidayah-Nya, tak lupa salawat dan salam juga kepada junjungan kita Nabi Muhammad *shallallahu 'alaihi wassalam* yang telah menjadi suri tauladan bagi umat manusia sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “**Uji Keberterimaan Kualitas Radiasi Pesawat Mamografi Berdasarkan Citra Fantom ACR dari Variasi Kombinasi Target/Filter dan Tegangan Tabung Di Rsud Syekh Yusuf Kabupaten Gowa**” dengan baik sebagai salah satu syarat untuk mendapatkan gelar Sarjana Sains Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin. Beragam kendala dan tantangan yang dialami penulis, namun berkat do'a, bantuan, motivasi, dan dukungan dari berbagai pihak hingga akhirnya skripsi ini dapat diselesaikan.

Penulis hendak menyampaikan terima kasih yang sedalam-dalamnya kepada orang tua penulis, Bapak **Ismail**, Ibunda **Nur Sainab** yang selalu mendoakan, memberikan motivasi, dan bantuan yang begitu luar biasa baik secara moril, materil, maupun spiritual. Terimakasih kepada saudara penulis Kak **Nur Fadzillah** dan suaminya Kak **Alwi**, kemudian saudara penulis **Iful**, dan **Fajar** yang selalu mendukung, memberikan semangat dan yang tiada henti memberikan doa terbaik. Terimakasih juga kepada keponakan penulis **Ahmad** dan **Abdullah** yang selalu membuat penulis semangat dan tersenyum.

Penulis mengucapkan terima kasih dan penghargaan yang tulus kepada bapak **Prof. Dr. Syamsir Dewang, M. Eng . Sc** dan bapak **Mulyadin, S.Si, M.Si** selaku pembimbing yang selama ini telah banyak meluangkan waktu, dengan sabar memberikan ilmu, pemikiran, motivasi, serta bimbingan kepada penulis dalam melaksanakan penelitian maupun proses penyelesaian skripsi ini. Tak lupa penulis ucapkan terimakasih kepada ibu **Dr. Sri Dewi Astuty, S.Si, M.Si**, dan bapak **Prof. Dr. Tasrief Surungan, M.Eng.Sc** selaku penguji tugas akhir dari penulis yang telah banyak memberikan arahan dan masukan untuk penulis.

Penulis juga ingin mengucapkan terimakasih kepada:

1. Bapak **Prof. Dr. Afirin, M.T.**, selaku Ketua Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Hasanuddin.
2. Seluruh Bapak/Ibu **Dosen FMIPA** dan terkhusus kepada seluruh **Dosen Departemen Fisika** yang atas takdir dan izin Allah bisa membagikan ilmu yang Allah titipkan kepada mereka untuk penulis.
3. Seluruh **Pegawai dan Jajaran Staf FMIPA** dan khususnya kepada seluruh **Pegawai dan Staf Departemen Fisika (Bu Rana, Ibu Evi dan Pak Syukur)** yang telah membantu penulis dalam mengurus administrasi selama perkuliahan.
4. Saudari **Siti Nur Hayati** yang senantiasa membantu penulis dalam berbagai hal baik skripsi maupun kegiatan sehari-hari. Semoga *Allah* senantiasa memberikan rahmat dan rezeki kepadanya. Tetap istiqamah kapanpun dan dimanapun.
5. Kak **Safira Mulyani** yang selalu membantu penulis dalam menulis skripsi, mengerjakan amanah dan memberi nasehat dalam segala hal. Semoga *Allah* senantiasa meridhoi setiap langkah hingga akhirat.

6. Kak **Firawanti** yang selalu sabar menghadapi penulis ketika ceroboh dalam amanah dan menghargai segala keputusan penulis. Semoga Allah memudahkan setiap langkah untuk mencapai apa yang diimpikan.
7. Saudari **Yulia Fajriani** yang memberi penulis nasehat dan pertimbangan ketika ingin memilih topik penelitian. Terima kasih sudah ingin berbagi kisah dengan penulis. Tetap bersama dan istiqamah hingga jannah-Nya.
8. Para Saudariku dalam amanah KU, **Padillah, Hiqmah, Novi, Rizqi, Sindy, Amay, Andil, Kak Uswah, Kak Ismi, Anisa, Dek Nurdil, Dek Vira, Dek Muniqah, Dek Nani, Dek Gita**, dan lain-lain yang tidak sempat tertulis namanya.
9. Teman-teman **Fisika 2018 : Afni, Risda, Ilmi, Indah, Fatimah, Maya, Milda, Uli, Yuni, Cunni, Dena, Yesi, Gebi, Wibu, Suci, Nunu, Anty, Dei, Vika, Angela dan semua teman-teman yang belum sempat tertulis namanya)**
10. Teman-teman **Himafi 2018** yang kebersamai penulis melewati momen tersebut. Maaf, tidak selalu ada dan kebersamai dalam segala hal.
11. Saudari **Mujahidah MI 1442 H, Ukhty Maipaadiapati** partner PI yang selalu kebersamai penulis, Ukhty **Rasmi, Anisa, Nining, Ratni, Risjul**, dan lainnya yang tidak sempat penulis tulis.
12. **Ramsis Squad, Firda** sahabat dari kecil hingga sekarang, **Nanna** sahabat dari Smp hingga sekarang, **Fina** alias mee yang selalu memotivasi dengan kisah hidupnya, **Mage** teman seperjuangan, semoga *Allah* mudahkan kalian untuk menggapai apa yang dicita-citakan.

13. **Adik-adik Pengurus MI 1443 H, Dek Rahmah, Muharti, Dahliah, Af'idah, Salsabila, Inna, Nur, Yasmin, Herlia, Yusniar, Asfira, Dzulfraida, Indah, Asti dan lain-lain yang tidak sempat penulis tulis.**
14. Semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu, yang telah memberikan doa, semangat, serta dukungan kepada penulis sehingga skripsi ini dapat terselesaikan dengan baik, doa yang baik Insyaa Allah akan kembali kepada kalian, semoga selalu diberikan kesuksesan dunia dan akhirat.

Penulis menyadari masih terdapat banyak kesalahan serta kekurangan sehingga penulis sangat menerima kritik dan saran yang membangun dari semua pihak demi perbaikan selanjutnya. Akhir kata semoga skripsi ini bermanfaat bagi diri penulis pribadi maupun pembaca. Terima kasih.

**Makassar, 27 Oktober 2022**



**Nur Aqila Ismail  
H021181310**

## ABSTRAK

Penelitian ini dilakukan untuk menguji keberterimaan kualitas radiasi pesawat mamografi dari kombinasi target filter Mo/Mo dan kombinasi target filter Mo/Rh berdasarkan penilaian citra. Objek yang digunakan berupa fantom ACR (model CIRS 086) di ekspos dengan metode Automatic Exposure Control dengan 5 variasi tegangan tabung 25 kV, 27 kV, 29 kV, 31 kV dan 33 kV. Kesesuaian citra dievaluasi secara kualitatif dengan pengamat manusia. Citra fantom ACR memberikan informasi berupa serat, kelompok mikrokalsifikasi dan massa. Citra diperoleh dari *Image Phospor* yang menyimpan hasil eksposi dari phantom ACR yang memiliki ketebalan 4,1 cm. Citra dari kombinasi target/filter Mo/Mo pada tegangan tabung 25 kV nilai massa 6, serat 5,5 dan 6 untuk kelompok mikrokalsifikasi pada tegangan tabung 25 kV. Pada tegangan tabung 33 kV, citra yang dihasilkan memperoleh nilai 4 untuk serat, 4 untuk massa dan kelompok mikrokalsifikasi diberi nilai 5. Adapun untuk kombinasi target/filter Mo/Rh pada tegangan tabung 25 kV objek citra fantom memperoleh nilai 5 untuk serat, 5,5 untuk massa dan 5,5 untuk kelompok mikrokalsifikasi. Dan pada tegangan 33 kV nilai serat, masaa dan mikrokalsifikasi masing-masing memperoleh nilai 4, 4 dan 5. Berdasarkan nilai objek citra fantom pesawat mamografi di RSUD Syekh Yusuf Kabupaten Gowa dari 2 kombinasi target/filter yaitu Mo/Mo dan Mo/Rh menunjukkan citra masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan atau memenuhi kriteria keberterimaan uji citra pada panduan “*ACR Mammography Quality Cotrol Manual*”. Dimana hasil citra tampak sekurangnya 2 serat, 3 grup mikrokalsifikasi dan 2 massa. Sehingga radiasi pesawat mamografi di RSUD Syekh Yusuf Kabupaten Gowa memiliki kualitas yang baik berdasarkan perolehan citra.

**Kata Kunci:** *Mamografi, Target/Filter, Citra, Fantom*

## ABSTRACT

*This Study was conducted to test the acceptability of the radiation quality of a mammographic from a combination filter targets of Mo/Mo and a combination filter targets Mo/Rh based on image assessment. The object used in the form of ACR phantom (CIRS model 086) exposed by the Automatic Exposure Control method with 5 variations of tube voltage 25 kV, 27 kV, 29 kV, 31 kV and 33 kV. Image suitability was evaluated qualitatively by human observers. The ACR phantom image provides information in the form of fiber, microcalcification groups and mass. The image is obtained from Image Phospor which stores the results of the exposure of Phantom ACR which has a thickness of 4.1 cm. Image of target/filter combination Mo/Mo at tube voltage 25 kV mass value 6, fiber 5.5 and 6 for the microcalcification group at tube voltage 25 kV. At 33 kV tube voltage, the resulting fiber image obtained a value of 4 for, 4 for the mass and microcalcification group was given a value of 5. Target/filter Mo/Rh at a tube voltage of 25 kV the phantom image object obtained a value of 5 for fiber, 5, 5 for the mass and 5.5 for the microcalcification group. And at a voltage of 33 kV the fiber, mass and microcalcification values respectively obtained values of 4, 4 and 5. the image is still within the recommended tolerance limits or meets the image test acceptance criteria in the "ACR Mammography Quality Control Manual" guidelines. The image results appear at least 2 fibers, 3 microcalcifications and 2 masses. The radiation of the mammography at the RSUD Syekh Yusuf has good quality on the image acquisition.*

**Keywords:** *Mammography, Target/Filter, Image, Phantom*

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN SAMPUL</b> .....	<b>i</b>
<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	<b>ii</b>
<b>HALAMAN PENGESAHAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>PERNYATAAN KEASLIAN</b> .....	<b>iv</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>v</b>
<b>ABSTRAK</b> .....	<b>ix</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>x</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>xi</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>xiii</b>
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	<b>xiv</b>
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	<b>xv</b>
<b>BAB I. PENDAHULUAN</b> .....	<b>1</b>
I.1 Latar Belakang .....	1
I.2 Rumusan Masalah .....	2
I.3 Tujuan Penelitian .....	3
<b>BAB II. TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	<b>4</b>
II.1 Sinar-X .....	4
II.2 Citra Radiografi.....	6
II.2.1 Densitas Radiografi .....	6
II.2.2 Kontras Radiografi .....	7
II.2.3 Resolusi Spasial.....	9
II.2.4 Ketajaman Gambar ( <i>Sharpness</i> ).....	10
II.3 Mamografi .....	11
II.3.1 Perangkat Pesawat Mamografi.....	12
II.4 Kombinasi Target-Filter .....	14
II.5 Faktor Ekspos .....	16
II.5.1 Tegangan Tabung (kV) .....	16
II.5.2 Arus Tabung dan Waktu (mAs) .....	16
II.6 <i>Automatic Exposure Control</i> (AEC) .....	17
II.7 Fantom .....	18

<b>BAB III. METODE PENELITIAN .....</b>	<b>20</b>
III.1 Waktu dan Tempat.....	20
III.2 Alat dan bahan .....	20
III.3 Tahap Penelitian.....	21
III.3.1 Pengambilan Data .....	22
III.3.2 Uji Keberterimaan Kualitas Radiasi Berdasarkan Citra Fantom.....	22
III.4 Bagan Alir.....	25
<b>BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN.....</b>	<b>26</b>
IV.1 Perhitungan Nilai Objek Fantom .....	26
IV.1.2 Penghitungan Nilai Objek Citra Fantom dari Kombinasi Target/Filter Mo/Mo.....	27
IV.1.2 Penghitungan Nilai Objek Citra Fantom dari Kombinasi Target/Filter Mo/Rh.....	28
IV.2 Pengaruh Tegangan Tabung pada Nilai Objek Citra Fantom.....	29
<b>BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN .....</b>	<b>34</b>
V.1 Kesimpulan .....	34
V.2 Saran .....	35
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>36</b>
<b>LAMPIRAN.....</b>	<b>39</b>

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar</b>	<b>halaman</b>
<b>Gambar 2.1</b> proses terjadinya sinar-x Bremsstrahlung.....	4
<b>Gambar 2.2</b> Proses terjadinya sinar-x karakteristik .....	5
<b>Gambar 2.3</b> Kurva Karakteristik Film Radiografi.....	7
<b>Gambar 2.4</b> <i>Average Gradient</i> untuk Kurva Karakteristik .....	9
<b>Gambar 2.5</b> Diagram Perangkat Pesawat Mamografi .....	12
<b>Gambar 2.6</b> Tabung Sinar-X Pesawat Mamografi.....	13
<b>Gambar 2.7</b> (a) phantom ACR (CIRS model 086) dan (b) Lokasi Benda Uji di Sisipan Lilin Merah.....	18
<b>Gambar 3.1</b> Pesawat sinar-X mamografi.....	20
<b>Gambar 3.2</b> Fantom ACR (CIRS model 086).....	20
<b>Gambar 3.3</b> <i>Image Plate</i> .....	21
<b>Gambar 3.4</b> Komponen <i>Computed Radiography (CR)</i> .....	21
<b>Gambar 3.5</b> Pengaturan Alat Pada Saat Ekspose.....	22
<b>Gambar 3.6</b> Lokasi Material Fantom ACR (CIRS model 086).....	23
<b>Gambar 3.7</b> Bagan Alir Penelitian.....	25
<b>Gambar 4.1</b> Hasil citra fantom dengan kombinasi target/filter Mo/Mo pada tegangan (a) 25 kV dan (b) 33 kV .....	27
<b>Gambar 4.2</b> Hasil citra fantom dengan kombinasi target/filter Mo/Rh pada tegangan (a) 25 kV dan (b) 33 kV .....	28
<b>Gambar 4.3</b> Grafik nilai objek (a) serat (b) massa dan (c) mikrokalsifikasi pada citra dari variasi tegangan tabung pesawat mamografi .....	30
<b>Gambar 4.4</b> Grafik hubungan nilai mAs dengan tegangan tabung.....	32

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel</b>	<b>halaman</b>
<b>Tabel 3.1</b> Hasil Bacaan pada Nilai Serat.....	23
<b>Tabel 3.2</b> Hasil Bacaan pada Nilai Mikrokalsifikasi.....	24
<b>Tabel 3.3</b> Hasil Bacaan pada Nilai Massa.....	24
<b>Tabel 4.1</b> Diameter Objek pada Fantom ACR.....	27
<b>Tabel 4.2</b> Nilai Arus Pesawat dan Waktu (mAs) .....	32

## DAFTAR LAMPIRAN

<b>Lampiran</b>	<b>halaman</b>
1. Izin Penelitian.....	39
2. Dokumentasi Penelitian.....	39
3. Hasil Citra.....	41

## BAB I

### PENDAHULUAN

#### I.1 Latar Belakang

Pemanfaatan sinar-X dalam bidang kesehatan dibedakan menjadi dua yaitu pesawat sinar-X terapi dan pesawat sinar-X diagnostik. Pesawat sinar-X terapi digunakan untuk radioterapi jaringan kanker atau tumor. Adapun pesawat sinar-X diagnostik dapat mendeteksi keretakan yang sangat halus pada tulang dan kanker pada berbagai jaringan tubuh manusia [1]. Salah satu pesawat sinar-X yang digunakan dalam *screening* dan diagnosis kanker payudara adalah mamografi. Mamografi diagnostik berguna untuk mengetahui penyebab masalah yang terjadi pada payudara. Adapun *screening* dilakukan untuk memperlihatkan ada tidaknya keabnormalan atau kelainan pada payudara, yang bentuknya sangat kecil serta pertumbuhan yang tidak dapat teraba [2].

Kualitas citra dan dosis radiasi merupakan perhatian utama dalam penggunaan mamografi baik dalam skrining maupun diagnosis. Kualitas citra sangat tergantung pada kinerja unit radiografi, jenis reseptor dan cara peralatan digunakan, untuk memperoleh dan memproses mammogram. Jenis tampilan dan kondisi citra diperlukan oleh ahli radiologi untuk mengekstrak informasi yang direkam dalam mammogram [3]. *The Joint Commission on the Accreditation of Hospital* (JCHA) menyatakan salah satu tanggung jawab dari pelayanan unit radiologi yaitu menjaga kendali kualitas. Hal ini berguna meminimalisir faktor pengulangan citra radiografi dan memaksimalkan kualitas citra [4].

Faktor utama untuk menunjang hasil citra yang berkualitas serta meminimalisir paparan dosis berlebih pada organ adalah kualitas radiasi sinar-X. Kualitas radiasi ditentukan oleh bahan target tabung sinar-X, jenis filtrasi, dan tegangan operasi tabung. Adapun kualitas berkas sinar-X ditentukan oleh tegangan tabung sinar-X serta bahan dari target dan filter [5]. Tegangan tabung pada pesawat mamografi berbeda dengan tegangan tabung dari beberapa alat radiologi lainnya. Pesawat mamografi biasanya dioperasikan pada tegangan

sekitar 25 kV sampai 35 kV karena organ tubuh yang mengandung jaringan lunak seperti payudara diperlukan tegangan pesawat lebih rendah dibandingkan organ tubuh seperti tulang [4].

Filter merupakan komponen yang berasal dari material tertentu dengan kemampuan menyerap berkas sinar x. Bahan filter yang biasa digunakan dalam diagnosis mamografi adalah *molybdenum* (Mo), *rhodium* (Rh) dan Tungsten (W) yang bergantung pada jenis anoda yang digunakan. Kombinasi target filter berguna untuk mengoptimalkan kualitas citra pada ketebalan yang berbeda-beda serta mengurangi dosis paparan radiasi. Anoda dengan bahan *molybdenum* dapat dikombinasikan dengan bahan filter *molybdenum* atau *rhodium*. Jika anoda dengan bahan rhodium maka dikombinasikan dengan *rhodium*. Masing-masing dari kombinasi target-filter ini memiliki keunggulan yang berbeda-beda pada setiap sampel yang digunakan [3].

Penelitian yang telah dilakukan *Alkhalifah and Brindhavan, 2018* melaporkan penggunaan filter Rh menghasilkan kualitas radiasi yang baik karena mampu menunjukkan gambar dengan kualitas yang sangat baik untuk semua phantom. Kemudian *Alkhalifah, et al, 2020* melaporkan Kombinasi Mo/Mo lebih unggul untuk kompresi payudara dengan ketebalan 2 cm. Adapun untuk kompresi payudara pada ketebalan 6 cm, kombinasi yang memberikan kinerja tinggi untuk radiasi yang mampu menghasilkan gambar berkualitas pada dosis radiasi yang lebih rendah maka disarankan yang terbaik menggunakan kombinasi target-filter Mo/Rh. Berdasarkan uraian diatas, penulis tertarik melakukan penelitian di RSUD Syekh Yusuf Kabupaten Gowa, dengan menguji keberterimaan kualitas radiasi dari kombinasi target filter Mo/Mo dan kombinasi target filter Mo/Rh berdasarkan penilaian citra. Objek yang digunakan berupa fantom ACR (model CIRS 086) di ekspos dengan metode Automatic Exposure Control dengan 5 variasi tegangan tabung.

## **I.2 Rumusan Masalah**

1. Bagaimana keberterimaan kualitas radiasi pesawat mamografi berdasarkan penilaian citra fantom dari kombinasi target-filter Mo/Mo dan Mo/Rh ?

2. Bagaimana pengaruh faktor ekspos pada citra fantom pesawat mamografi di RSUD Syekh Yusuf ?

### **I.3 Tujuan Penelitian**

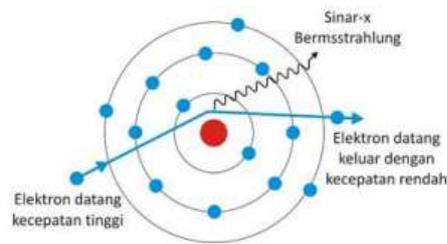
1. Mengevaluasi keberterimaan kualitas radiasi berdasarkan citra fantom dengan mengidentifikasi nilai serat, massa, dan mikrokalsifikasi dari kombinasi target-filter Mo/Mo dan Mo/Rh dari pesawat mamografi.
2. Menganalisis pengaruh tegangan tabung pada citra fantom pesawat mamografi di RSUD Syekh Yusuf.

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### II.1 Sinar-X

Radiasi sinar-x adalah pancaran energi yang bersumber dari proses Bremsstrahlung yang merupakan pancaran radiasi gelombang elektromagnetik jika elektron dipercepat dalam medan listrik inti atom [6]. Elektron energi tinggi yang dipancarkan oleh sinar-x Bremsstrahlung berinteraksi dengan atom dengan logam tinggi. Elektron tersebut kadang datang sangat dekat dengan inti atom target sehingga menyebabkan bergerak menyimpang akibat adanya interaksi elektromagnetik. Dalam proses ini elektron akan kehilangan energi yang banyak karena mengalami keterlambatan jadi foton akan diradiasikan [7].



**Gambar 2.1** proses terjadinya sinar-x Bremsstrahlung [7].

Sinar-x karakteristik merupakan sinar-x yang timbul akibat elektron energi tinggi yang datang berinteraksi dengan elektron yang berada dekat dengan inti atom, sehingga elektron yang berada dekat dengan inti atom tersebut berpindah dari tempatnya [7]. Perbedaan utama dari sinar-x Bremsstrahlung dan sinar-x karakteristik adalah sinar-x Bremsstrahlung memiliki spektrum energi kontinu yang lebar, sedangkan spektrum sinar-x karakteristik hanya muncul setiap panjang gelombang tertentu saja (diskrit). Sinar-x karakteristik terbentuk melalui proses perpindahan elektron atom dari tingkat yang lebih tinggi sampai ke tingkat energi yang lebih rendah. Beda energi antara tingkat-tingkat orbit dalam atom target cukup besar, sehingga radiasi yang dihasilkannya mempunyai frekuensi yang cukup besar dan berada pada area sinar-x [8].



**Gambar 2.2** Proses terjadinya sinar-x karakteristik [7].

Energi yang dimiliki oleh sinar-x mampu mengionisasi materi yang dilaluinya. Oleh sebab itu, sinar-x digolongkan menjadi radiasi pengion. Salah satu sifat dari sinar-x dapat menghitamkan plat fotografi, sifat ini dimanfaatkan untuk memperoleh hasil anatomi dalam tubuh manusia sehingga dapat diketahui penyakit dari pasien tersebut. Sinar-x dapat berbahaya pada sel-sel tubuh sehat yang lainnya jika dosis radiasi yang diberikan berlebihan. Diantara cara untuk meminimalisir dosis radiasi yang tinggi agar tidak merusak sel sehat adalah dengan menggunakan filter di dalam tabung sinar-x [9].

Sebelum pesawat sinar-x digunakan, perlu diatur terlebih dahulu parameter untuk mendapatkan radiasi yang dibutuhkan. Parameter-parameter yang dimaksud adalah tegangan (kV), arus tabung (mA) dan waktu paparan (s). Tegangan tabung adalah salah satu faktor yang dapat dikontrol pada pesawat sinar-x untuk mengurangi dosis dan radiasi hambur yang dibutuhkan dalam radiodiagnostik. Jika nilai tegangan tabung pada pesawat sinar-x ditingkatkan, maka nilai arus tabung dan waktu penyinaran harus diturunkan agar diperoleh intensitas radiasi dengan densitas bayangan yang cukup. Energi sinar-x berbanding lurus dengan kuadrat tegangan tabung. Semakin besar tegangan tabung yang digunakan maka semakin besar radiasi sinar-x yang dipancarkan, begitu juga sebaliknya, semakin rendah tegangan tabung yang digunakan maka radiasi sinar-x yang dipancarkan juga sedikit. Waktu penyinaran dan arus tabung merupakan faktor yang saling terikat satu sama lain dalam menentukan intensitas radiasi yang akan dipancarkan ke tubuh pasien yang akan ditangkap oleh film dan akan membentuk citra dari bagian tubuh yang telah disinari [10].

## II.2 Citra Radiografi

Dalam pemeriksaan radiologi tidak hanya dari alat dan sumber sinar-X yang menjadi perhatian tetapi kualitas citra juga perlu. Hal ini karena, diagnosa dapat ditentukan berdasarkan hasil citra dengan kualitas yang baik. Citra merupakan representasi optis dari sebuah obyek yang disinari sumber radiasi [11]. Citra digital radiografi adalah istilah untuk mendeskripsikan gambar radiografi dalam bentuk digital yang dapat ditampilkan di layar monitor. Citra memberikan informasi jaringan, lemak, lesi dan bagian yang dibutuhkan dalam pemeriksaan radiografi. Kualitas citra pada mammografi 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 beberapa faktor yang mempengaruhi kualitas citra yaitu kontras, densitas, ketajaman, noise dan *Spatial resolution* [12].

### II.2.1 Densitas Radiografi

Derajat kehitaman suatu film secara kuantitatif dinilai dengan istilah *optical density* (OD). Densitas dapat diukur dengan menggunakan alat densitometer [13]. Kehitaman terjadi akibat adanya interaksi antara sinar x dan emulsi film. Daerah yang tidak berinteraksi dengan foton sinar X maka akan berwarna abu-abu (translusen) pada radiograf. Citra yang berkualitas memiliki densitas yang memudahkan untuk membedakan daerah hitam (ruang udara), daerah putih (email, dentin, dan tulang), dan daerah abu-abu (jaringan lunak). Densitas menunjukkan ketebalan dan kepadatan jaringan pada suatu objek sedangkan kontras menggambarkan densitas antara parameter objek dan bukan [14]. Densitas merupakan fungsi logaritma yang menjelaskan suatu perbandingan dari dua pengukuran, secara spesifik merupakan perbandingan antara intensitas cahaya yang masuk ke film ( $I_0$ ) terhadap intensitas cahaya yang keluar melewati film ( $I_t$ ) [13].

$$D = \text{Log } 10 \frac{I_0}{I_t} \quad (2.1)$$

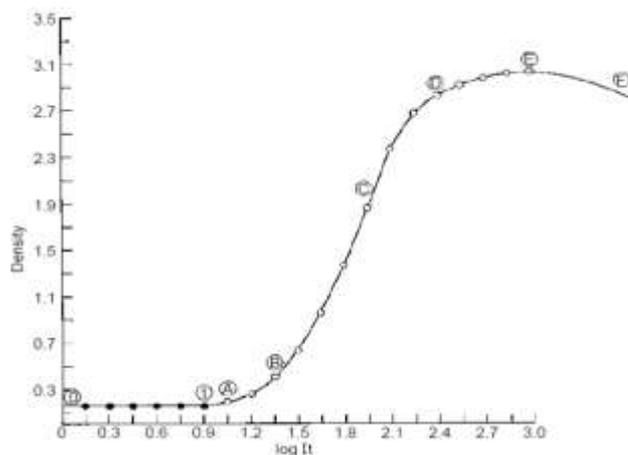
## II.2.2 Kontras Radiografi

Kontras Radiografi merupakan derajat densitas perbedaan antara dua area pada gambar radiografi. Kontras merupakan perbedaan derajat keabuan (*gray scale*) antara dua daerah yang berdekatan dalam sebuah citra. Kontras pada gambar dipengaruhi oleh spektrum sinar-X, yang selanjutnya ditentukan oleh tegangan tabung, bahan anoda dan filter radiasi sinar-X. Berdasarkan reseptor gambar, kontras radiasi ditransformasikan menjadi perbedaan densitas optik di radio grafik (kontras gambar) atau perbedaan nilai piksel dari gambar digital (histogram). Kemampuan untuk mengonversi perbedaan kerapatan halus di jaringan pasien menjadi informasi gambar yang disebut kontras resolusi. Semakin tinggi kontras maka semakin jelas area terang dan gelap gambar, sehingga efek ini menciptakan kesan gambar yang lebih tajam [15].

Kontras adalah perbedaan densitas pada film radiografi, yang disebabkan karena perbedaan atenuasi dari intensitas radiasi yang sampai ke film setelah melewati objek. Kontras dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$C = D_2 - D_1 \quad (2.2)$$

Hubungan antara pemaparan dengan tingkat densitas film dapat ditunjukkan dalam bentuk grafik yang akan menghasilkan suatu kurva yang disebut dengan kurva karakteristik.



**Gambar 2.3** Kurva Karakteristik Film Radiografi [13]

Kurva karakteristik adalah kurva yang menggambarkan hubungan antara densitas optik (OD) pada sumbu  $y$  dengan  $\log$  *relative exposure* pada sumbu  $x$ . Pembuatan kurva karakteristik terdiri dalam 3 tahap, yang pertama eksposi dan prosesing film kemudian pengukuran nilai densitas yang dihasilkan dan terakhir *plotting* kurva. Secara garis besar, terdapat tiga daerah atau bagian kurva karakteristik, yaitu daerah samping kiri *toe*, daerah antara *toe* dan *shoulder* dan daerah samping kanan *shoulder* [13]. Daerah 0-1 merupakan daerah *underexposure* yang menunjukkan tingkat kabut (fog). Daerah ini merupakan daerah dengan densitas rendah, dimana sebagian besar dari penghitaman yang timbul dikarenakan tidak berhubungan dengan eksposi, misalnya karena penyerapan cahaya oleh lapisan film, terutama pada lapisan dasar (*base*). Daerah A-B merupakan daerah jari kaki (*toe*). Densitas di daerah ini lebih besar sedikit dari tingkat kabut dan menunjukkan efek eksposi dan disebut dengan eksposi ambang. Pada daerah ini densitas naik secara perlahan dari 1 pada A sampai sekitar 1,4 pada B. Rentang densitas ini menunjukkan daerah terang dari radiografi [13].

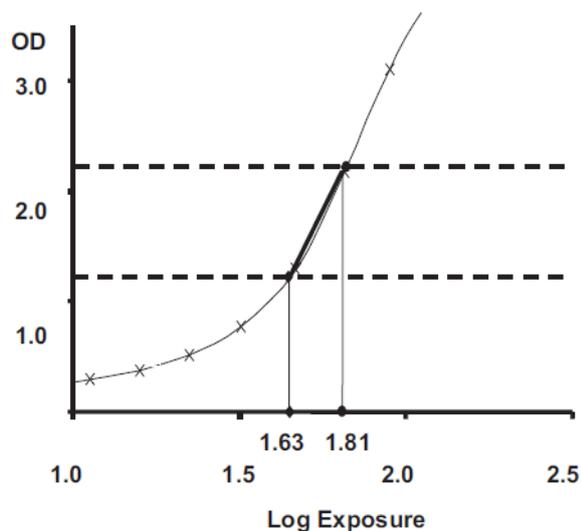
Daerah B-C dikenal dengan istilah daerah garis lurus (*stright line*). Daerah ini membawa informasi penting tentang film, yakni kecepatan, kontras dan *latitude* film. Kontras film juga dapat dilihat dari sudut kemiringan garis lurus sebuah kurva atau biasa disebut dengan gradien (G). Gradien dari suatu titik pada kurva karakteristik adalah nilai tangen dari kurva pada titik tersebut. Kurva yang mempunyai daerah garis lurus benar-benar lurus, maka nilai G konstan disepanjang garis lurus dan disebut dengan *gamma*. Daerah C-D merupakan daerah yang mempunyai densitas maksimum dari film radiografi. Daerah D dan seterusnya merupakan daerah solarisasi yang apabila diberi eksposi akan menyebabkan penurunan densitas film [13].

Kontras antara bagian yang berbeda pada gambaran akan membentuk gambaran tersebut, Semakin besar nilai kontras, maka gambaran akan semakin jelas terlihat. Kontras film ditentukan oleh kemiringan daerah *stright line*. Semakin besar kemiringan kurva atau semakin tegak, maka semakin tinggi nilai kontrasnya. Daerah *stright line* yang berupa garis lurus atau biasa disebut gradien

(G). Gradien dari suatu titik pada kurva karakteristik adalah nilai tangen dari kurva pada titik tersebut. Pada kurva yang mempunyai daerah garis lurus benar-benar lurus, maka nilai G konstan disepanjang garis lurus dan disebut dengan gamma. Dalam kenyataannya, bentuk kurva menyerupai huruf “S”, maka dipergunakanlah Gradient rata-rata (G) untuk mengetahui nilai kontras [16].

$$AG = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1} \quad (2.3)$$

Dimana AG adalah gradien rata-rata film,  $D_1$  dan  $D_2$  adalah kerapatan atau densitas yang masing-masing pada nilai  $(0,25 + \text{basic fog level})$  dan  $(2,0 + \text{basic fog level})$ . Adapun  $\log E_1$  dan  $\log E_2$  adalah nilai log eksposi pada masing-masing nilai  $D_1$  dan  $D_2$ . Nilai log eksposur dapat berupa pendekatan interpolasi linier antara titik-titik data yang tersedia [16].



**Gambar 2.4** *Average Gradient* untuk Kurva Karakteristik [16]

Kemampuan untuk mendeteksi objek yang memiliki kontras rendah dari sebuah citra berhubungan dengan banyaknya noise yang ada dalam citra. Kontras memudahkan identifikasi ciri-ciri yang berbeda pada area inspeksi seperti goresan, patahan dan sebagainya [15].

### II.2.3 Resolusi spasial

Resolusi spasial pada sistem pencitraan mengacu pada kemampuannya untuk menggambarkan dua struktur yang berdekatan dengan terpisah, atau ke tepi

dalam gambar (ketajaman). Resolusi spasial mampu menampipkan ukuran terkecil obyek dalam suatu citra [14]. Pengukuran dilakukan dengan metode kualitatif atau kuantitatif. Kehilangan resolusi spasial terjadi karena pengaburan yang disebabkan oleh faktor geometris seperti ukuran titik fokus tabung sinar-X dan perbesaran struktur tertentu yang diinginkan. Efek resolusi spasial pada kualitas gambar klinis paling mudah diamati saat mencitrakan detail halus di payudara seperti spikula yang memancar dari massa atau mikrokalsifikasi [17].

Deteksi bentuk dan margin membantu membedakan proses jinak dan ganas. Namun, seseorang mungkin tidak mengisolasi efek resolusi spasial pada kualitas gambar klinis dari efek karena titik-titik kuantum dan kebisingan elektronik di bawah kondisi akuisisi gambar digital yang khas. Meskipun pemrosesan gambar memiliki sejumlah aspek yang bermanfaat, pengguna juga harus menyadari potensi konsekuensi yang merugikan dari penggunaan alat pemrosesan gambar tertentu pada mamografi digital [17].

Penyamaran yang tidak tajam dapat meningkatkan ketajaman batas lesi massa, tetapi dapat membuat massa yang tidak jelas tampak lebih berbatas tegas. Intensitas windowing berbasis histogram dapat meningkatkan keterlihatan tepi, tetapi dengan potensi kerugian kehilangan detail di luar bagian gambar yang lebih padat. Pemerataan histogram adaptif kontras-terbatas juga memunculkan informasi tepi lesi. Pada saat yang sama, meningkatkan visibilitas fitur nonlesi yang mengganggu, yang berpotensi mengarah pada laporan positif palsu [17].

#### **II.2.4 Ketajaman Gambar (*Sharpness*)**

Kemampuan sistem pencitraan untuk menampilkan pemisahan antara detail kecil yang disandingkan dengan detail yang lebih jelas dengan latar belakang yang dapat dijelaskan dengan ketajaman gambar. Ketajaman hasil citra memberi gambaran suatu radiografi dengan batas yang tegas pada bagian objek citra sehingga struktur dapat terlihat jelas. Citra radiografi harus memiliki standar ketajaman yang maksimal, dan tingkat pengaburan minimal. Faktor-faktor yang mempengaruhi kontras suatu citra juga berpengaruh terhadap ketajaman suatu citra seperti tingkat eksposi, ketajaman dan kontras objektif. Penerangan dan

penglihatan pengamat juga menjadi salah satu faktor yang mempengaruhi ketajaman suatu citra [15].

### **II.3 Mamografi**

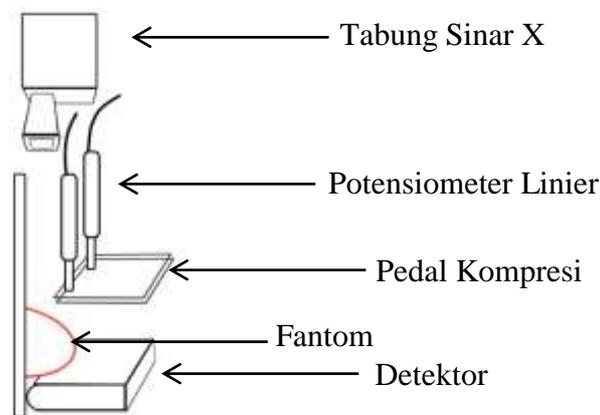
Mamografi merupakan salah satu alat pemeriksaan radiologi yang menggunakan sinar-X dosis rendah untuk mendeteksi kelainan pada payudara. Mamografi adalah pesawat sinar-X yang tepat secara teknis prosedur dalam skrining payudara. Mampu mendeteksi perbedaan halus dalam jaringan dan mendeteksi objek yang sangat kecil, serta meminimalkan dosis yang diserap ke payudara [18]. Mamografi merupakan pesawat sinar-X yang mampu menghasilkan kualitas citra (mammogram) yang baik pada radiasi pengan rendah energi. Meskipun, mamografi aman digunakan dalam diagnosis kanker payudara, pesawat sinar-X ini juga mampu memberikan dampak negatif untuk pasien maupun non pasien jika hasil keluaran radiasi terlalu besar [19]. Mammogram dengan kualitas yang baik serta dosis rendah, yang konsisten dengan sensitivitas dan spesifisitas diagnostik yang tinggi merupakan hasil yang ingin dicapai dalam skrining payudara. Pertimbangan yang cermat perlu diterapkan dalam pemilihan peralatan, posisi pasien, teknik pencitraan dan pembentukan program pengendalian mutu yang efektif [20].

Skrining rutin dengan mamografi berkualitas tinggi terbukti efektif dalam mengurangi kematian akibat kanker payudara pada wanita berusia 40-69 tahun. Mamografi berguna dalam menyempurnakan diagnosis kanker payudara (penilaian atau pemeriksaan) setelah area yang mencurigakan di payudara telah terdeteksi dan untuk melokalisasi lesi untuk terapi [16]. BIRADS (*Breast Imaging Reporting and Dated System*) melaporkan fitur-fitur yang dapat dideteksi pesawat mamografi berupa kepadatan dan massa, mikro/makrokalsifikasi, distorsia arsitektur, kasus spesial : ektasia duktus, getah bening *intramammary*, kepadatan asimetri, retraksi kulit atau puting susu, penebalan kulit, lesi kulit, kelenjar getah bening aksila [21].

Teknologi pesawat mammografi mengalami perkembangan yang cukup pesat, dari mamografi konvensional dengan menggunakan *screen film*

*mammography* (SFM) hingga mamografi digital (*computed radiography, direct radiography, breast CT, digital breast tomosynthesis*). Mamografi digital memiliki empat jenis, tipe pertama adalah *flat-panel phosphor system*, salah satu contoh pesawat mamografi tipe ini adalah Senographe 2000D (*GE medical systems*). Dalam sistem ini, sinar-x terdeteksi pada lapisan talium (TI) diaktifkan CsI, atau CsI(TI), fosfor. Keunggulan dari teknologi ini berupa kemampuan untuk melakukan pencitraan dengan cepat, yang dapat digunakan dalam beberapa aplikasi. Adapun kekurangan dari teknologi ini ukuran paparan detektor yang besar dan kesulitan dalam mengubah format. Tipe ke-dua yaitu *scanning phosphor-CCD system*. Contoh pesawat mamografi tipe ini adalah sistem seno scan (*fischer medical imaging*). Tipe ke-3 yaitu *computed radiography system* dan tipe ke-empat adalah *selenium flat-panel system* [22].

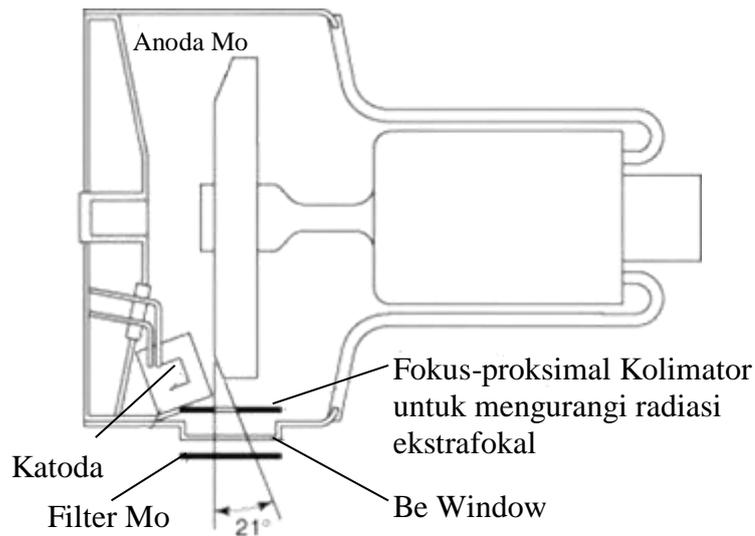
### II.3.1 Perangkat Pesawat Mamografi



**Gambar 2.5** Diagram Perangkat Pesawat Mamografi [9].

Tabung sinar-X berfungsi sebagai rumah bagi 2 elektroda, masing-masing berperan sebagai filamen pemancar elektron (katoda) dan target logam berat yang berperan sebagai pemancar sinar-X (anoda) [1]. Tabung sinar-X mamografi berisi anoda putar, katoda, kolimator focus proksima, jendela B dan filter. Sinar-X yang dihasilkan dari tabung merupakan sinar-X karakteristik yang bersifat lembut tepat digunakan untuk organ radiosensitif (payudara). Sinar-X karakteristik terbentuk akibat terjadinya ionisasi atom oleh elektron bergerak yang memiliki energi. Dari

proses ionisasi tersebut tercipta lubang elektron pada orbit tertentu, kemudian elektron yang berada pada lintasan di atasnya mengisi lubang tersebut. Proses ini disebut dengan absorpsi-ionisasi. Kemudian anoda memancarkan energi berupa sinar-X karakteristik dalam energi rendah [23].



**Gambar 2.6** Tabung Sinar-X Pesawat Mamografi [23]

Pada tabung sinar-X mamografi terdapat *focal spot* yang berukuran kecil antara 0,1 sampai 0,6 mm. *Focal spot* memiliki fungsi menghasilkan citra yang memiliki resolusi spasial tinggi. Pesawat mamografi biasanya disistem dengan anoda putar dan bahan dari tungsten atau molybdenum untuk penggunaan *focal spot* pada pembebanan arus tabung. Sumbu anoda dan katoda sejajar dengan dinding dada hingga *nipple* untuk membentuk efek *heel* sehingga foton sinar-X dengan intensitas lebih tinggi mengenai daerah payudara yang paling tebal adapun intensitas sinar-X yang rendah mengenai bagian *nipple*. Pedal kompresi berfungsi mengkompresi payudara untuk mengurangi tebal payudara dan menghilangkan kerutan-kerutan pada kulit. Selain itu, pedal kompresi juga berfungsi untuk menahan bagian payudara yang akan di ekspos agar tidak bergerak. Keuntungan adanya pedal kompresi mampu menghasilkan citra dengan penampang payudara yang luas dan kualitas lebih bagus karena hamburan yang sedikit [9].

## II.4 Kombinasi Target/Filter

Mamografi digunakan secara khusus untuk mendeteksi kelainan pada payudara. Namun, pemeriksaan dengan menggunakan pesawat mamografi ini tetap menggunakan radiasi pengion yang harus tetap memperhatikan batasan-batasan dalam penggunaannya. Penggunaan sinar-x yang melebihi batas paparan dikhawatirkan dapat menimbulkan efek tertentu pada kesehatan pasien, salah satunya yaitu kanker [24]. Bahan target anoda dalam film layar dan mamografi digital biasanya menggunakan molibdenum (Mo) dan rhodium (Rh). Sinar-X karakteristik, sangat bergantung pada struktur kulit elektron dari bahan anoda, memberikan sebagian besar foton sinar-X yang dihasilkan oleh tabung sinar-X. Mo dan Rh keduanya memiliki struktur elektron yang menghasilkan foton sinar-X berlimpah di dekat 20 kV (17,5 dan 19,6 kV untuk Mo, dan 20,2 dan 22,7 kV untuk Rh), rentang energi yang diinginkan untuk pencitraan payudara [25].

Tungsten (W) adalah bahan target anoda lain yang banyak digunakan dalam mamografi digital. Dengan detektor digital, terlepas dari pilihan yang tidak menguntungkan mengenai karakteristik produksi sinar-X, W menunjukkan keunggulan mampu memberikan efisiensi produksi sinar-X yang lebih tinggi, karena nomor atomnya yang lebih tinggi, dan pemuatan panas yang jauh lebih baik, karena sifatnya titik leleh yang lebih tinggi, dibandingkan dengan Mo dan Rh; selain itu, jangkauan dinamis yang lebih luas dan kemampuan pascapemrosesan dari detektor digital mengurangi kebutuhan energi berkas sinar-X [25].

Filter berkas sinar-x adalah komponen penting dari sistem pencitraan payudara yang dapat meminimalkan dosis dan mengoptimalkan kualitas gambar. Filter berperan untuk pembentukan spektrum sinar dengan target tertentu (anoda), yang memengaruhi kontras dan radiasi citra. Filtrasi tabung sinar-X yang ditambahkan selanjutnya membentuk spektrum energi berkas sinar-X dengan secara selektif menghilangkan foton sinar-X yang tidak diinginkan dengan energi yang terlalu tinggi atau terlalu rendah. Hal ini sering dilakukan dengan menggunakan bahan yang memiliki energi K-edge yang sedikit di atas batas atas

energi optimal untuk pencitraan payudara. Filter sinar-x yang umum digunakan adalah molybdenum (Mo), rhodium (Rh), perak (Ag) dan aluminium (Al). Bahan filter berkas sinar-x dan ketebalannya bervariasi di antara sistem mamografi digital dan *digital breast tomosynthesis* (DBT) saat ini [26].

Ciri-ciri fisik dari filter molybdenum dan rhodium. Rhodium mempunyai nomor atom 45 dengan *K-edge* 23,2 kV sedangkan pada molibdenum memiliki nomor atom 42 dengan *K-edge* 20,0 kV. Energi sinar x karakteristik pada rhodium lebih tinggi daripada molybdenum. Sebagai hasilnya, energi rata-rata sinar-x spektrum intensitas kombinasi (Rh/Rh) lebih besar dari kombinasi (Mo/Rh), yang dimana (Mo/Rh) memiliki energi lebih besar dibandingkan (Mo/Mo) [3]. Secara latihan klinis, energi rata-rata yang lebih tinggi menghasilkan penetrasi yang lebih besar, yang menguntungkan dalam pencitraan radiografi payudara padat. Pada saat tertentu potensi tabung sinar-x, paparan radiasi dan dosis kelenjar rata-rata berkurang. Namun, terkait dengan peningkatan penetrasi dan pengurangan dosis bisa menjadi pengurangan dalam kontras subjek [26].

Pemilihan kombinasi yang tepat dari bahan filter target adalah masalah yang tidak sepele dalam desain tabung mamografi. Ketika Mo atau Rh digunakan sebagai bahan target, karena karakteristik sinar-X yang melimpah dalam spektrum yang dihasilkan, tepi-K dari filter yang ditambahkan harus sedikit di atas energi sinar-X karakteristik tersebut agar tidak menyerap foton yang berguna ini. Jika Mo digunakan sebagai bahan target, baik Mo dan Rh dapat digunakan sebagai bahan filter. Jika Rh digunakan sebagai bahan target, maka Rh sendiri merupakan bahan filter yang dapat diterima, tetapi Mo tidak akan menjadi kandidat yang baik karena *K-edge*-nya lebih rendah daripada energi karakteristik sinar-X yang dihasilkan oleh target Rh [25].

Kombinasi Mo/Mo lebih unggul untuk kompresi payudara dengan ketebalan 2 cm. Kombinasi anoda/filter alternatif, seperti W/Rh, telah direkomendasikan untuk kompresi payudara dengan ketebalan 4–6 cm di atas Mo/Rh, Rh/Rh, dan Rh/Al. Pada sistem digital mamografi berdasarkan detektor, kombinasi W/Rh adalah pilihan terbaik untuk semua tugas deteksi. Untuk deteksi

tumor, tegangan tabung optimal untuk kombinasi Mo/Mo, Mo/Rh, dan W/Rh masing-masing adalah 26,5 kV, 28,5 kV, dan 28 kV, untuk ketebalan payudara 4 cm [3].

## **II.5 Faktor Ekspos**

Faktor ekspos mempengaruhi penentuan kualitas dan kuantitas dari spektrum sinar-X. Pada setiap pemeriksaan radiologi telah memiliki standar faktor ekspos berdasarkan rekomendasi yang sesuai dengan jenis diagnostik. Faktor ekspos terdiri dari tegangan tabung (kV), arus tabung (mA) dan waktu (s) [27].

### **II.5.1 Tegangan Tabung**

Tabung sinar-X yang dirancang untuk film mamografi dioperasikan pada rata-rata tegangan 22 hingga 35 kV dan umumnya memiliki anoda yang berputar untuk mencapai arus dari 100-200mA. Untuk menghasilkan film dengan citra kualitas tinggi, target tungsten harus dioperasikan pada tegangan pengaturan 3 hingga 5 kV lebih rendah daripada yang digunakan dengan target molybdenum. kV yang lebih rendah membutuhkan peningkatan waktu pemaparan dan muatan tabung. Pilihan tegangan tabung harus didasarkan pada karakteristik payudara pasien dan bagan teknik harus dibuat untuk setiap unit mamografi. Jika rata-rata payudara diekspos pada 25-28 kV. Peningkatan sebesar 1-4 kV digunakan untuk flay payudara yang lebih padat dan pengurangan 1-3 kV untuk payudara tipis [23].

### **II.5.2 Arus tabung dan waktu**

mAs merupakan satuan dari perkalian arus tabung (mA) dan waktu ekposi (s) yang berperan dalam penentuan kuantitas radiasi. Kuantitas radiasi ditentukan dengan banyaknya jumlah sinar-X yang diukur berupa jumlah mR tiap mAsnya. Nilai mAs diperoleh dan diketahui dari tampilan setelah pemberian paparan radiasi. Pada tabung mamografi filament katoda dan jarak anodanya lebih dekat dibandingkan dengan tabung sinar-X biasa sehingga saat beroperasi temperatur tabung biasa jauh lebih rendah. Pengaturan waktu exposure berfungsi memberikan waktu bagi sinar-X untuk mencapai atau penetrasi terhadap obyek

sehingga bisa menghasilkan citra yang tajam. Waktu exposure yang terlalu singkat mampu menyebabkan sinar-X belum mencapai objek sehingga citra objek yang dihasilkan cenderung gelap/kurang kontras. Namun jika terlalu lama maka dapat menyebabkan ketidaknyamanan dan dosis yang berlebih. Waktu rata-rata yang biasa digunakan untuk pesawat mamografi berkisar 1-2 detik. [23]

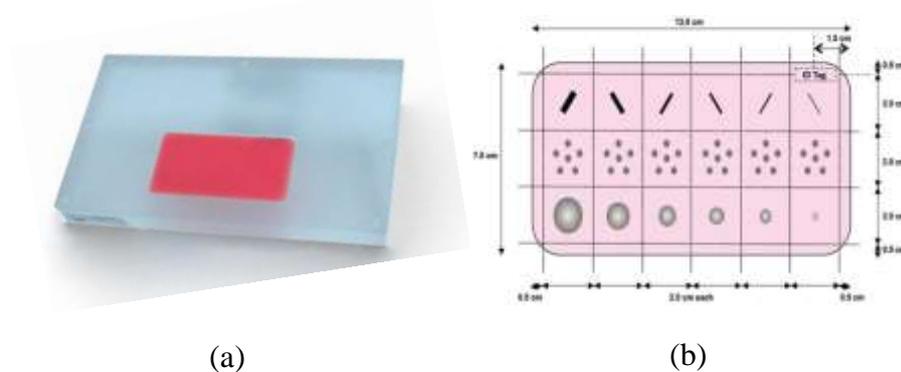
## **II.6 Automatic Exposure Control (AEC)**

Pada *screen-film* mamografi, *automatic exposure control* berperan untuk memastikan bahwa jumlah radiasi sesuai saat mencapai reseptor gambar untuk menghasilkan kepadatan optik target pada film yang diproses. Hal ini penting, karena gradien film, yang menentukan kontras tampilan, bergantung pada kerapatan optik. Terlalu terang atau gambar kurang terang, menghasilkan kontras tidak jelas karena film digunakan di bagian bawah atau bagian kaki dari *Hurter* dan *Driffield* kurva, di mana kemiringannya datar dan menunjukkan kontras yang buruk. Ini adalah alasan utama untuk kontrol eksposur otomatis; Namun, untuk kombinasi pemrosesan layar-film tertentu, jumlah radiasi yang digunakan juga menentukan tingkat kebisingan, dalam hal ini rasio sinyal-to-noise [10].

AEC dengan otomatis mengontrol durasi pemaparan densitas optimum dari mamogram dengan ukuran dan kepadatan payudara yang berbeda. Teknik AEC ini digunakan untuk mengatur kontrol kualitas dan kuantitas sinar-X yang keluar dari tabung sinar-X. Hal-hal yang memengaruhi kualitas dan kuantitas sinar-X tidak hanya yang keluar dari tabung sinar-X tetapi juga yang sampai ke film yang biasa disebut dengan faktor penyinaran [4]. AEC dilakukan dengan menempatkan sensor x-ray elektronik area kecil di bawah reseptor gambar dan menghentikan eksposur ketika tingkat radiasi telah ditentukan. Dalam mamografi digital, situasinya jauh lebih bervariasi. Sistem fosfor yang dapat difotostimulasi (*Fuji Medical Systems*) menggunakan otomatis sensor kontrol eksposur (AEC) pada konvensional unit mamografi, sedangkan panel datar sistem fotodiode (*System Medis GE*) adalah satu-satunya sistem yang memiliki desain khusus kontrol eksposur otomatis dan menggunakan detektor digital sebagai sensornya [10].

## II.7 Fantom

Fantom antropomorfik adalah instrumen radiologi yang digunakan dalam diagnostik radiologi. Fantom sangat berguna digunakan dalam sebuah penelitian karena dapat diberi paparan tak ter-batas. Fantom dirancang khusus dari bahan yang setara dengan jaringan yang bertujuan untuk memberikan gambaran yang realistis dan representasi akurat dari anatomi dan sifat-sifat jaringan, organ, untuk digunakan dalam studi klinis dan virtual yang dilakukan dalam penelitian [28].



**Gambar 2.7** (a) phantom ACR (CIRS model 086) dan (b) Lokasi Benda Uji di Sisipan Lilin Merah [29]

Pada radiologi mamografi, phantom dibuat dengan menyerupai jaringan dalam payudara yang realistis dan presentasi anatomi yang akurat. Fantom mamografi memiliki beberapa jenis dengan bentuk yang berbeda-beda. Salah satu jenis fantom selain fantom ACR adalah DBT QC Phantom yang didesain dengan meniru bentuk luar payudara dan struktur jaringan internal utama, jaringan fibroglandular, jaringan adiposa dan berbagai jenis lesi payudara untuk keragaman jenis payudara. Sifat-sifat struktur yang dimodelkan bergantung pada pengganti jaringan yang digunakan dalam pencitraan payudara sinar-x, dan khususnya komposisi unsur, kerapatan fisik, dan nomor atom efektif [28].

Fantom memiliki beberapa struktur bentuk dan dimensi, mensimulasikan serat, kelompok mikrokalsifikasi, dan massa. Gambar ditinjau oleh fisikawan medis pada kotak tampilan (gambar analog) atau pada tampilan medis (gambar digital) yang ditujukan untuk mamografi. Semua gambar diberi skor sesuai

dengan aturan yang diuraikan dalam “*ACR Mammography Quality Control Manual*”. 1 poin untuk setiap struktur yang terlihat, 1/2 poin untuk setiap struktur yang terlihat sebagian, -1 poin (penalti) untuk setiap struktur yang salah. Pemenuhan syarat dari struktur fantom yang muncul pada citra yaitu minimal 2 poin untuk serat, 3 poin untuk mikrokalsifikasi, dan 2 poin untuk massa. Poin penalti memberikan informasi berharga untuk kualitas gambar terutama yang berdasarkan visibilitas artefak yang menyerupai secara klinis struktur yang relevan [29].