

Skripsi Fisika

**ANALISIS KELUARAN RADIASI TERHADAP PENGGUNAAN
KOMBINASI TARGET/FILTER PADA PESAWAT MAMMOGRAFI
DI RUMAH SAKIT SYEKH YUSUF GOWA**

FENNY RAHMAH SARI

H021181324



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

2022

**ANALISIS KELUARAN RADIASI TERHADAP PENGGUNAAN
KOMBINASI TARGET/FILTER PADA PESAWAT MAMMOGRAFI
DI RUMAH SAKIT SYEKH YUSUF 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*

FENNY RAHMAH SARI

H021181324

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

2022

HALAMAN PENGESAHAN

**ANALISIS KELUARAN RADIASI TERHADAP PENGGUNAAN
KOMBINASI TARGET/FILTER PADA PESAWAT MAMMOGRAFI
DI RUMAH SAKIT SYEKH YUSUF GOWA**

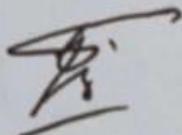
Disusun dan diajukan oleh

**FENNY RAHMAH SARI
H021181324**

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 12 Oktober 2022
Dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

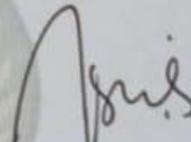
Menyetujui

Pembimbing Utama,



Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc
NIP. 196301111990021001

Pembimbing Pendamping,



Dr. Sri Dewi Astuty, M.Si
NIP. 197505131999032001

Ketua Program Studi,



Prof. Dr. Arifin, M.T.

NIP. 196705201994031002

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Fenny Rahmah Sari
NIM : H021181324
Program Studi : Fisika
Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul

**ANALISIS KELUARAN RADIASI TERHADAP PENGGUNAAN
KOMBINASI TARGET/FILTER PADA PESAWAT MAMMOGRAFI
DI RUMAH SAKIT SYEKH YUSUF GOWA**

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

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

Makassar, 12 Oktober 2022

ng menyatakan

Fenny Rahmah Sari

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT atas limpahan rahmat dan hidayahnya sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi dengan judul **“Analisis Keluaran Radiasi Terhadap Penggunaan Kombinasi Target/Filter Pada Pesawat Mammografi Di Rumah Sakit Syekh Yusuf Gowa”**. Berbagai upaya telah dilakukan penulis untuk menyelesaikan penulisan skripsi ini sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelas sarjana sains. Dalam penyelesaian skripsi penulis telah mengalami berbagai hambatan dan menyadari bahwa penulisan skripsi ini masih jauh dari kata sempurna, hal ini terjadi karena kelemahan dan keterbatasan pengetahuan yang dimiliki oleh penulis. Namun atas kehendaknya hambatan tersebut berhasil dilalui oleh penulis sehingga penyusunan skripsi ini dapat diselesaikan. Oleh karena itu, dengan segala kerendahan hati, penulis mengucapkan banyak terimakasih kepada:

1. Kedua orang tua tercinta ayahanda (**Parenring, S.Pd.SD**) dan ibunda tersayang (**Hj. Rahmatiah M, S.Pd**) yang tidak pernah memutuskan doanya untuk penulis, yang mengingatkan penulis ketika lalai dari agama, yang selalu mendukung dari kejauhan serta dukungan moril maupun materil. Semoga Allah selalu memberikan nikmat kesehatan kepadanya, Aamiin.
2. Kepada kakak-kakakku (**Firdamayani dan Fardillah**) dan kakak-kakak iparku (**Letda Lajamuddin dan Rahmatiah**) yang selalu memberi dukungan dan menasehati penulis ketika banyak mengeluh serta dukungan moril maupun materil yang tak henti-hentinya.
3. Kepada keponakanku (**Naura Qurani Awaliyah dan Kayra Nafisa Aditya**) yang selalu menyapa dan memberi keceriaan.
4. Kepada keluarga besar yang selalu memberikan dukungan dan saran untuk memperbaiki dan menjaga diri serta dukungan moril dan materil kepada sang penulis.
5. Bapak **Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng,Sc.** selaku pembimbing utama dan Ibu **Dr. Sri Dewi Astuty, M.Si** selaku pembimbing pertama yang telah banyak meluangkan waktunya untuk membimbing penulis, memberi arahan, motivasi,

dukungan serta kepercayaan selama penulis melakukan penelitian dan penyusunan skripsi ini.

6. Bapak **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng. Sc**, dan Ibu **Dr. Nurlaela Rauf, M.Sc** sebagai dosen penguji skripsi fisika yang telah banyak memberikan masukan dan saran yang membangun untuk kesempurnaan skripsi ini.
7. Bapak **Prof. Dr. Arifin, M.T.** selaku Ketua Departemen Fisika serta seluruh **Bapak dan Ibu Dosen Fisika** Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin yang telah mendidik dan membagi ilmunya kepada penulis.
8. Seluruh Staf Jurusan Fisika terkhusus kepada (**Ibu Rana, Ibu Evi dan Pak Syukur**) yang telah banyak membantu penulis dalam mengurus administrasi selama ini.
9. Seluruh **Pegawai dan Jajaran Staf Akademik** Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin yang selalu membantu penulis dalam menyelesaikan urusan-urusan akademik.
10. Teruntuk Ibu **Hikmawati.S, S.Si** selaku Fisikawan Medis di Instalasi Radiologi RSUD Syekh Yusuf Gowa dan kakak **Nurul Maghfirawati, S.Si, M.Si** yang telah membimbing dan membantu penulis selama proses penelitian.
11. Terkhusus kepada **Sertu Andis Julfianto** selaku *support system* terbaik yang selalu membantu penulis dalam hal apapun. Terima kasih atas segala dukungan yang telah diberikan kepada penulis, yang selalu mendengarkan semua keluh kesah penulis, yang selalu memberikan semangat kepada penulis sehingga dapat menyelesaikan skripsi ini.
12. Teruntuk teman seperjuangan penulis (**Siti Nurhayati, Risdayanti, Aqila, dan Nurul Ilmi**) yang selalu siap membantu penulis. Terimakasih selalu memberikan solusi dan semangat, selalu mau direpotkan dan paling mengerti keadaan. Semoga segala hal yang selalu diimpi-impikan terwujud dikemudian hari, Aamiin.
13. Seluruh **Fisika Unhas angkatan 2018** banyak cerita telah dilalui bersama dari mahasiswa baru hingga sekarang satu persatu telah menyelesaikan masa

studinya. Semoga kita semua sukses dimasa mendatang dan silaturahmi diantara kita tetap terjalin.

14. Dan untuk diri saya yang masih bertahan sampai sejauh ini serta semua pihak yang tidak dapat saya sebutkan satu persatu yang telah banyak berkontribusi sehingga skripsi ini dapat terselesaikan dengan baik. Semoga karya tulis ini dapat bermanfaat bagi penulis dan para pembacanya terutama yang berkaitan dengan Fisika Medis terkhusus kepada Radiodiagnostik (Pesawat Mammografi) . Akhir kata, penulis mengucapkan terimakasih banyak kepada semua pihak yang telah membantu dan semoga Allah SWT melimpahkan karunia-Nya dalam setiap amal kebaikan, aamiin.

Makassar, 12 Oktober 2022

Fenny Rahmah Sari

DAFTAR ISI

HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
PERNYATAAN KEASLIAN	iv
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR LAMPIRAN	xii
ABSTRAK	xiii
ABSTRACT	xiv
BAB I. PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah.....	3
1.3. Tujuan Penelitian	3
BAB II. TINJAUAN PUSTAKA	4
2.1. Sinar-X.....	4
2.2. Pesawat Mammografi	7
2.3. Kombinasi Target-Filter	10
2.4. <i>Quality Control</i> (QC)	11
2.5. Dosimetri dalam Mammografi	14
BAB III. METODE PENELITIAN	16
3.1. Alat dan Bahan.....	16
3.2. Prosedur Penelitian	16
3.3. Bagan Alur Penelitian.....	19
BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN	20
4.1 Akurasi tegangan	20
4.2 Reprodusibilitas	23
4.3 Linearitas Keluaran Radiasi.....	26
4.4 <i>Mean Glandular Dose</i> (MGD)	27

BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN	32
5.1 Kesimpulan	32
5.2 Saran	32
DAFTAR PUSTAKA	33
LAMPIRAN.....	36

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Proses terjadinya sinar-X <i>Bremsstrahlung</i>	5
Gambar 2.2 Proses terjadinya sinar-X karakteristik.....	6
Gambar 2.3 Perangkat Mammografi	8
Gambar 3.1 Skema pengaturan alat pada uji akurasi tegangan	16
Gambar 3.2 Skema pengaturan alat pada uji linearitas keluaran radiasi.....	17
Gambar 3.3 Skema pengaturan alat pada pengukuran kerma udara untuk perhitungan <i>mean glandular dose</i>	18
Gambar 4.1 Grafik hubungan antara tegangan (kV) dengan keluaran radiasi (mGy) yang dihasilkan pesawat Mammografi	22
Gambar 4.2 Grafik kenaikan nilai MGD terhadap kenaikan tegangan tabung untuk kombinasi target/filter Mo/Mo dan Mo/Rh	30

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Uji Kendali Mutu/ <i>Quality Control</i> (QC) berdasarkan Publikasi IAEA melalui <i>Human Health Series</i> No. 2.....	11
Tabel 4.1 Hasil Uji Akurasi Tegangan Panel Pesawat dan Tegangan Terukur pada Detektor mode Mo/Mo dan Mo/Rh.....	20
Tabel 4.2 Hasil pengukuran keluaran radiasi pada setiap variasi tegangan mode Mo/Mo dan Mo/Rh.....	21
Tabel 4.3 Hasil perhitungan koefisien variasi pada uji reproduksibilitas tegangan	23
Tabel 4.4 Hasil perhitungan koefisien variasi pada uji reproduksibilitas keluaran radiasi.....	24
Tabel 4.5 Hasil pengukuran keluaran radiasi pada dua mode target/filter	26
Tabel 4.6 Hasil perhitungan linearitas keluaran radiasi pada mode target/filter Mo/Mo dan Mo/Rh.....	27
Tabel 4.7 Nilai konstanta yang digunakan dalam perhitungan MGD	28
Tabel 4.8 Hasil pengukuran kerma udara dan perhitungan nilai MGD pada mode Mo/Mo	29

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Data Pengukuran Akurasi Tegangan dan Reprodusibilitas.....	36
Lampiran 2. Data Pengukuran Linearitas Keluaran Radiasi.....	38
Lampiran 3. Data Pengukuran Kerma Udara untuk Perhitungan MGD	39
Lampiran 4. Tabel Nilai Konstanta yang digunakan untuk perhitungan MGD (TRS 457).....	39
Lampiran 5. Perhitungan.....	40
Lampiran 6. Data Batas Lolos Uji Kesesuaian PERKA BAPETEN No. 2 Tahun 2022	50

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian tentang analisis keluaran radiasi pada dua kombinasi target/ filter pesawat mammografi di Instalasi Radiologi RSUD Syekh Yusuf Gowa menggunakan detektor multimeter sinar-X Radcal. Penelitian ini bertujuan untuk mengukur parameter-parameter uji yang berkaitan dengan keluaran radiasi dari pesawat mammografi pada kombinasi target filter Mo/Mo dan Mo/Rh kemudian menganalisis hasil yang didapatkan dengan membandingkan nilai lolos uji berdasarkan Perka BAPETEN No. 2 Tahun 2018. Parameter yang diuji terdiri atas akurasi tegangan, reproduksibilitas, linearitas keluaran radiasi, dan mean glandular dose. Hasil yang didapatkan yaitu persentase error maksimal untuk uji akurasi tegangan sebesar 3,9% pada mode Mo/Mo dan 4,4% pada mode Mo/Rh, uji linearitas keluaran radiasi dengan nilai CL sebesar 0,029 pada mode Mo/Mo dan 0,025 pada mode Mo/Rh, uji reproduksibilitas tegangan dengan nilai CV sebesar 0,00209 pada Mo/Mo dan 0,00210 pada Mo/Rh, uji reproduksibilitas keluaran radiasi dengan nilai CV sebesar 0,00078 pada mode Mo/Mo dan 0,00084 Mo/Rh, uji mean glandular dose dengan nilai dosis maksimal diperoleh 2,176 mGy pada mode Mo/Mo dan 2,011 mGy pada mode Mo/Rh. Berdasarkan hasil yang diperoleh, keluaran radiasi pada dua target/filter pesawat Mammografi di Instalasi Radiologi RSUD Syekh Yusuf Gowa dalam kondisi baik karena masih berada di bawah batas lolos uji yang ditetapkan BAPETEN.

Kata Kunci: Mammografi, MGD, Target/filter, Uji Kesesuaian

ABSTRACT

Research has been carried out on the analysis of radiation output on two combinations of mammography targets/filters at the Radiology Installation of Syekh Yusuf Gowa Hospital using a Radcal X-ray multimeter detector. This study aims to measure the test parameters related to the radiation output from mammography on a combination of Mo/Mo and Mo/Rh filter targets and then analyze the results obtained by comparing the pass values based on BAPETEN Regulation No. 2 of 2018. The parameters tested consist of voltage accuracy, reproducibility, radiation output linearity, and mean glandular dose. The results obtained are the maximum error percentage for the voltage accuracy test of 3.9% in the Mo/Mo and 4.4% in the Mo/Rh, the radiation output linearity test with a CL value of 0.029 in the Mo/Mo and 0.025 in the Mo/Rh, voltage reproducibility test with CV value of 0.00209 in Mo/Mo and 0.00210 Mo/Rh, radiation output reproducibility test with CV value of 0.00078 in Mo/Mo and 0.00084 Mo/Rh, test mean glandular dose with dose value the maximum obtained is 2.176 mGy in Mo/Mo and 2.011 mGy in Mo/Rh. Based on the results obtained, radiation output on two mammography targets/filters at Radiology Installation of Syekh Yusuf Gowa Hospital is in good condition because it is still below the test pass limit set by BAPETEN.

Keywords: *Mammography, MGD, Target/filter, Compliance Test*

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Sinar-X yang ditemukan pada tahun 1895 oleh Wilhelm Conrad telah merevolusi dunia kesehatan. Pemanfaatan sinar-X ini telah digunakan secara luas dalam bidang kesehatan di seluruh dunia mulai dari radiasi diagnostik, pemeriksaan sinar-X gigi, dan penggunaan radiasi sinar-X untuk terapi. Sifat sinar-X yang memiliki daya tembus besar dan mampu menghitamkan plat film dimanfaatkan untuk memperoleh informasi anatomis di dalam tubuh sehingga dapat digunakan untuk mendiagnosis penyakit dalam tubuh manusia. Salah satu peralatan sinar-X yang digunakan untuk melakukan diagnostik yaitu pesawat sinar-X mammografi [1].

Pesawat mammografi merupakan pesawat radiologi sinar-X yang didesain khusus sebagai alat pendeteksi dini atau *screening* untuk mendiagnosis kanker payudara [2]. Pesawat mammografi ini biasanya menggunakan input tegangan tabung yang rendah yaitu pada rentang 25-35 kVp [3]. Payudara adalah jaringan yang lunak dan tipis dan merupakan salah satu organ tubuh yang paling radiosensitif sehingga apabila terdapat sedikit penyimpangan pada parameter paparannya dapat menyebabkan keluaran radiasi dan pemberian dosis menjadi lebih tinggi yang dapat merugikan. Oleh karena itu, monitoring faktor paparan dan dosis radiasi harus sangat diperhatikan dan diwajibkan untuk dilakukan setiap tahun oleh *International Atomic Energy Agency* [4]. Salah satu upaya untuk mereduksi dosis radiasi yaitu dengan menggunakan filter di dalam tabung sinar-X. Bahan filter yang biasa digunakan pada pesawat mamografi yaitu *molybdenum* (Mo) dan *rhodium* (Ro) tergantung pada target yang digunakan. Untuk target bahan Mo, maka filter yang dapat digunakan yaitu Mo atau Rh. Bila target dari Rh maka filter yang digunakan juga harus berbahan Rh [5].

Selain itu, dalam menjamin diperolehnya hasil pemeriksaan dan kinerja pesawat sinar-X mammografi yang optimal dengan dosis yang aman bagi pasien, maka perlu dilakukan uji kesesuaian pada pesawat mammografi. Berdasarkan pada Peraturan Kepala Bapeten No.2 Tahun 2022 tentang uji kesesuaian pesawat sinar-

X radiologi diagnostik dan intervensional telah mengatur pelaksanaan program uji kesesuaian untuk peralatan radiologi khususnya pesawat sinar-X mamografi meliputi kolimasi berkas sinar-X, generator dan tabung sinar-X, kendali paparan otomatis, kualitas citra dan informasi dosis pasien. Generator dan tabung sebagai elemen utama yang menentukan keluaran radiasi berpengaruh langsung pada kualitas dan kuantitas radiasi yang diproduksi dan berdampak pada kualitas gambar dan dosis radiasi yang diterima pasien. Ketidak-konsistenan nilai keluaran radiasi dari generator dapat diketahui melalui pengukuran parameter paparan antara lain akurasi tegangan, linearitas keluaran radiasi dan reproduksibilitas [6].

Beberapa hasil penelitian yang menjadi dasar dilakukannya penelitian ini antara lain telah dilaporkan oleh Caroline, dkk (2016) yang melakukan uji kesesuaian pada dua pesawat sinar-X mamografi meliputi tentang uji akurasi tegangan, reproduksibilitas, serta penilaian *mean glandular dose* (MGD) pada pasien yang menjalani pemeriksaan mamografi. Dari hasil uji kesesuaian tersebut menunjukkan bahwa akurasi tegangan untuk mamografi A adalah -4,6% dan B memiliki akurasi tegangan 0,30%, yang berada dalam kisaran yang dapat diterima yaitu $\pm 5\%$. Kedua mamografi mencatat reproduksibilitas masing-masing sebesar 1,71%, dan 0,30%, yang juga berada dalam kisaran normal 2%. Mamografi A mencatat reproduksibilitas keluaran 0,20% dan linearitas -0,20 $\mu\text{Gy/mAs}$, sedangkan mamografi B masing-masing adalah 0,30% dan 0,22 $\mu\text{Gy/mAs}$ [4]. Selain itu, Rini (2017) melakukan uji kesesuaian pesawat sinar-X mamografi dalam upaya mitigasi peningkatan jumlah pasien kanker. Pada penelitian ini, diperoleh bahwa kestabilan hasil keluaran radiasi pada mode Mo/Mo mencapai 69% dan masih memenuhi standar [7].

Berdasarkan uraian di atas, pada penelitian ini akan dilakukan analisis keluaran radiasi pesawat mamografi dengan melakukan uji kesesuaian pada beberapa parameter diantaranya uji akurasi tegangan, uji linearitas keluaran radiasi, dan uji reproduksibilitas serta penentuan nilai *Mean Glandular Dose* (MGD) yang diuji dengan menggunakan dua kombinasi target-filter yang berbeda yaitu Mo/Mo dan Mo/Rh. Hasil analisis keluaran radiasi dan nilai MGD yang diperoleh menjadi referensi pada pemeriksaan mamografi sebagai informasi kelayakan alat dan

besarnya dosis yang akan diterima pasien berdasarkan kombinasi target/filter yang digunakan.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah :

1. Bagaimana kinerja pesawat mammografi di Rumah Sakit Syekh Yusuf berdasarkan keluaran radiasi dan penggunaan kombinasi target/filter Mo/Mo dan Mo/Rh?
2. Bagaimana estimasi *mean glandular dose* berdasarkan penggunaan jenis kombinasi target/filter Mo/Mo dan Mo/Rh?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Menentukan kinerja pesawat mammografi di Rumah Sakit Syekh Yusuf yang terkait dengan keluaran radiasi meliputi akurasi tegangan, linearitas keluaran radiasi, dan reproduksibilitas pada kombinasi target/filter Mo/Mo dan Mo/Rh.
2. Menganalisis estimasi *mean glandular dose* berdasarkan penggunaan jenis kombinasi target/filter Mo/Mo dan Mo/Rh.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Sinar X

Sinar-X termasuk gelombang elektromagnetik yang memiliki Panjang gelombang antara 0,01-10 nm. Sinar-X digolongkan sebagai radiasi pengion karena energi sinar-X mampu mengionisasi materi yang dilaluinya [8]. Sinar-X pertama kali ditemukan oleh seorang berkebangsaan Jerman Bernama Wilhelm Conrad pada tahtik dimana electron dalam tabung mengenai sasaran (target) di dalam tabung tersebut. Penemuannya ini diperoleh dari hasil percobaan sebelumnya antara lain dari percobaan yang dilakukan J.J Thomson mengenai tabung katoda dan Heinrich Hertz tentang foto listrik. Kedua percobaan tersebut mengamati gerak electron yang keluar dalam tabung kaca yang hampa udara [1]. Wilhelm Conrad Roentgen merupakan fisikawan pertama yang berhasil membuat foto sinar-X anatomi tubuh manusia [9].

Foto sinar-X diperoleh dengan melewati sinar-X yang terkontrol jumlahnya melalui bagian yang dinilai dan intensitas sinar yang diteruskan akan ditangkap oleh film fotografi yang terpapar dengan sinar-X tersebut. Banyaknya sinar-X yang ditransmisikan (diteruskan) tergantung dari zat yang harus ditembus (tulang akan lebih sedikit meneruskan sinar dibandingkan jaringan), kemudian didapatkan gambar bayangan foto sinar-X [10].

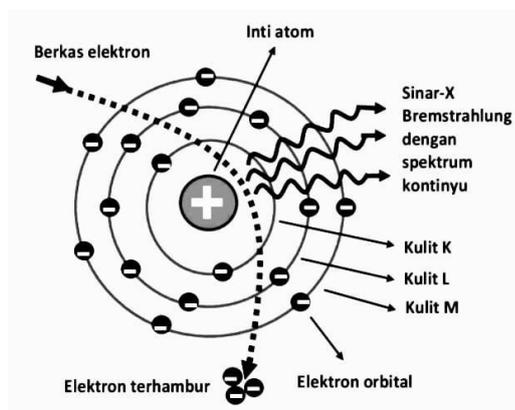
2.1.1 Terjadinya Sinar-X

Sinar-X diproduksi dalam tabung yang hampa udara, didalamnya terdapat filament sebagai katoda dan bidang target sebagai anoda. Filamen dipanaskan sehingga membentuk awan-awan elektron. Antara anoda dan katoda diberi beda potensial yang tinggi, yang menyebabkan elektron bergerak dengan kecepatan tinggi hingga menumbuk bidang target. Hasil dari peristiwa ini selanjutnya terbentuk radiasi sinar-X yang berkisar 1% dari jumlah energi yang disalurkan dan 99% akan membentuk panas pada katoda [11].

Pada peristiwa terjadinya tumbukan tak kenyal sempurna antara electron dengan atom anoda (target) akan terbentuk dua hal berikut [1].

1. Sinar-X *Bremstrahlung*

Pada pesawat sinar-X, hal terpenting dalam proses terbentuknya sinar-X adalah proses yang dikenal dengan istilah *bremmstrahlung* dalam Bahasa Jerman yang berarti radiasi pengereman (*braking radiation*). Proses terjadinya sinar-X *bremmstrahlung* dapat dilihat pada Gambar 2.1. Elektron sebagai partikel bermuatan listrik yang bergerak dengan kecepatan tinggi, apabila melintas mendekati inti atom yang kuat dapat menyebabkan arah gerak electron membelok dengan tajam. Peristiwa itu menyebabkan electron kehilangan energinya dengan memancarkan radiasi elektromagnetik yang dikenal sebagai sinar-X *bremstrahlung* [12]. Radiasi ini memiliki aneka ragam panjang gelombang, oleh karena itu proses *bremstrahlung* dapat dialami electron berulang kali sehingga spektrum radiasi ini bersifat kontinyu [1].



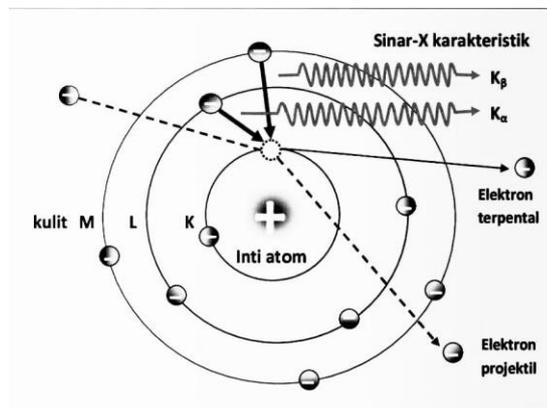
Gambar 2.1 Proses terjadinya sinar-X *Bremstrahlung* [13]

Apabila sebuah muatan listrik dipercepat maupun diperlambat, maka muatan listrik akan memancarkan energi elektromagnetik. Jika seberkas elektron telah mencapai energi eV (setelah dipercepat melalui suatu potensial V) menumbuk suatu sasaran/target logam, maka elektronnya akan diperlambat sehingga nantinya akan berhenti karena bertumbukan dengan atom-atom materi sasaran. Proses tumbukan tersebut terjadi transfer momentum dari elektron ke atom, sehingga kecepatan elektron menjadi berkurang dan memancarkan foton [13].

2. Sinar-X Karakteristik

Sinar-X dapat pula terbentuk melalui proses perpindahan electron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah. Sinar-X yang terbentuk melalui proses ini mempunyai energi sama dengan selisih energi

antara kedua tingkat energi electron tersebut. Karena setiap jenis atom memiliki tingkat-tingkat energi electron yang berbeda-beda, maka sinar-X yang terbentuk dari proses ini disebut sebagai sinar-X karakteristik. Sinar-X karakteristik mempunyai spektrum energi yang bersifat diskrit. Sinar-X karakteristik terbentuk melalui proses perpindahan electron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah. Beda energi antara tingkat-tingkat orbit dalam atom target cukup besar, sehingga radiasi yang dipancarkannya memiliki frekuensi yang cukup besar dan berada pada daerah sinar-X [12]. Proses terjadinya sinarr-X karakteristik dapat dilihat pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 Proses terjadinya sinar-X karakteristik [12]

Sinar-X karakteristik terjadi karena electron atom yang berada pada kulit K terionisasi sehingga terpendal keluar. Kekosongan kulit K ini segera diisi oleh electron dari kulit di luarnya. Jika kekosongan pada kulit K diisi oleh electron dari kulit L, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik K_{α} . Jika kekosongan itu diisi oleh electron dari kulit M, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik K_{β} . Oleh sebab itu, apabila spektrum sinar-X dari suatu atom berelektron banyak diamati, maka di samping spektrum sinar-X bremsstrahlung dengan energi kontinyu, juga akan terlihat pula garis-garis tajam berintensitas tinggi yang dihasilkan oleh transisi elektron dari tingkat energi lebih tinggi ke tingkat energi yang lebih rendah [12].

2.1.2 Sifat Sinar X

Sinar x mempunyai beberapa sifat fisik antara lain daya tembus yang dipengaruhi tahanan listrik filamen serta oleh jenis bahan yang disinari dimana

semakin besar tegangan, semakin tinggi daya tembusnya, pertebaran, penyerapan, efek fotografik, fluoresensi, ionisasi dan efek biologik, selain itu, sinar x tidak dapat dilihat dengan mata, bergerak lurus dimana pergerakannya sama dengan kecepatan cahaya, tidak bisa difraksikan bersama lensa atau prisma tetapi bisa difraksikan dengan kisi kristal. Bisa diserap oleh timah hitam, dapat dibelokkan setelah menembus logam atau benda padat, memiliki frekuensi gelombang yang tinggi, tidak bermuatan dan tidak dibelokkan oleh medan magnet, Panjang gelombangnya sangat pendek berkisar 0,001-10 Å [14].

2.2. Pesawat Mammografi

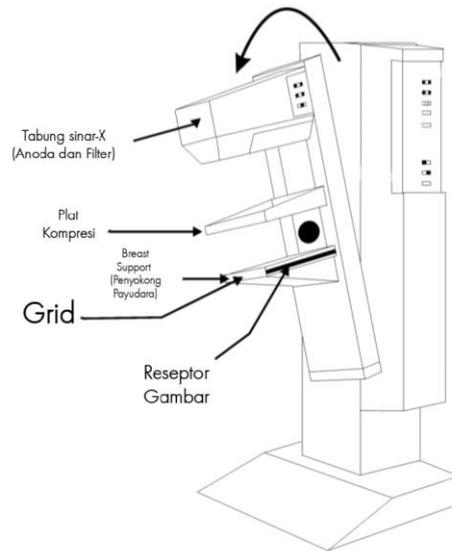
Pesawat mamografi termasuk salah satu unit pemeriksaan radiografi yang dirancang untuk mendeteksi patologi payudara, khususnya kanker payudara. Bagi banyak wanita, mamografi adalah cara yang sangat efektif untuk mendeteksi kanker payudara stadium awal [15]. Pesawat mammografi mampu memperlihatkan adanya kelainan pada payudara dalam bentuk yang sangat kecil hingga 5 mm (stadium nol). Tegangan tabung yang diaplikasikan pada pesawat mammografi relatif rendah yaitu <40 kVp karena jaringan payudara merupakan jaringan lunak dan tipis [16].

Terdapat dua jenis mamografi, yaitu [17] :

- *Screen-film mammography* di mana hasil pencitraannya dilakukan menggunakan film fotografi yang harus dicetak.
- *Full-field mammography* di mana hasil pencitraannya dapat dilihat di layar monitor secara digital dan dapat dicetak langsung jika diperlukan.

2.2.1 Bagian-Bagian Mamografi

Peralatan mamografi dasar umumnya terdiri dari konsol kontrol dengan perisai radiasi dan monitor, generator, gantry, tabung x-ray, filter x-ray, kolimator, pelat detektor, perangkat eksposur otomatis, dayung kompresi, pelindung wajah, pegangan, dan penyesuaian ketinggian, kontrol kompresi manual [18]. Unit mamografi terdiri dari tabung sinar-X dan reseptor gambar yang dipasang di sisi berlawanan dari rakitan mekanis. Karena payudara harus dicitrakan dari aspek yang berbeda, rakitan dapat diputar pada sumbu horizontal, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1 [15].



Gambar 2.3 Perangkat Mammografi [15]

Peralatan untuk mamografi telah berkembang hingga saat ini. Meskipun ada beberapa perbedaan dari satu pabrikan ke pabrikan lainnya, ada juga banyak karakteristik dan fitur yang sama untuk semua diantaranya sebagai berikut [19] :

1. Anoda Tabung Sinar-X

Sementara sebagian besar tabung sinar-X menggunakan tungsten sebagai bahan anoda, peralatan mamografi menggunakan anoda molibdenum atau dalam beberapa desain, anoda bahan ganda dengan trek rhodium tambahan. Bahan-bahan ini digunakan karena mereka menghasilkan spektrum radiasi karakteristik yang mendekati optimal untuk pencitraan payudara.

2. Filter

Tujuan filter adalah menghentikan komponen-komponen radiasi lemah yang tidak dapat mencapai film dan membentuk bayangan. Pemasangan filter yang memadai akan memperkecil penyinaran yang tidak perlu pada jaringan, tanpa memanjangkan waktu penyinaran. Dengan adanya filter maka kekuatan sinar radiasi langsung dikurangi sejak keluar dari pesawat sinar x mamografi, biasanya setelah melewati filter, kekuatan atau daya tembus sinar radiasi hanya separuhnya. Filtrasi ini disebut nilai paruh, atau half value layer. Jenis filter yang digunakan biasa aluminium berupa lempengan pipih, tebalnya tergantung kekuatan sinar

radiasi yang dihasilkan di dalam pesawat. Logam lain dapat dipakai juga, tetapi sebagai penara adalah lapisan lempeng logam aluminium.

Sebagian besar mesin x-ray menggunakan aluminium atau "aluminium setara" untuk menyaring sinar x-ray untuk mengurangi paparan yang tidak perlu kepada pasien, mamografi menggunakan filter yang bekerja pada prinsip yang berbeda dan digunakan untuk meningkatkan sensitivitas kontras. Molibdenum (sama seperti di anoda) adalah bahan filter standar. Beberapa sistem memungkinkan operator (atau fungsi kontrol otomatis) untuk memilih filter molibdenum atau rhodium untuk mengoptimalkan spektrum untuk kondisi payudara tertentu.

3. Titik Fokus

Tabung sinar-x khas untuk mamografi memiliki dua titik fokus yang dapat dipilih. Bintik-bintik umumnya lebih kecil daripada prosedur x-ray lainnya karena persyaratan untuk pengaburan minimal dan visibilitas detail yang baik untuk melihat kalsifikasi kecil. Yang lebih kecil dari dua titik umumnya digunakan untuk teknik pembesaran.

4. Kompresi

Pedal kompresi pada pesawat mammografi berfungsi untuk menghilangkan kerutan-kerutan pada kulit, menahan bagian payudara agar tidak bergerak, dan untuk mendapatkan penampang payudara yang lebih luas.

5. Grid

Sebuah grid digunakan dalam mamografi (seperti dalam prosedur x-ray lainnya) untuk menyerap radiasi yang tersebar dan meningkatkan sensitivitas kontras. Dibandingkan dengan kisi-kisi untuk pencitraan sinar-x umum, kisi-kisi untuk mamografi memiliki rasio yang lebih rendah dan bahan di antara strip dipilih untuk penyerapan sinar-x yang rendah. Kisi terdapat dalam perangkat Bucky yang memindahkannya selama paparan sinar-x untuk mengaburkan dan mengurangi visibilitas garis kisi.

6. Reseptor

Baik reseptor film/layar maupun digital digunakan untuk mamografi. Masing-masing memiliki karakteristik khusus untuk meningkatkan kualitas gambar.

2.2.2 Prinsip Kerja Mammografi

Prinsip kerja dari pesawat mammografi sama dengan prinsip kerja pesawat sinar-X biasa, yang membedakan hanya terletak pada tegangan tabung (kV) yang digunakan pada pesawat mammografi lebih rendah serta bahan anoda dan filternya menggunakan Molybdenum (Mo) dan Rhodium (Rh) untuk menghasilkan sinar-X karakteristik. Dalam pemeriksaan mammografi, payudara pasien ditekan atau dikompresi hingga 50% sehingga hasil citra radiografi tampak lebih jelas dalam memperlihatkan posisi mikrokalsifikasi yang terbentuk [16].

2.3. Kombinasi Target-Filter

Ada tiga tipe material target-filter yang digunakan pada mamografi yaitu molybdenum (Mo), rhodium (Rh), dan tungsten (W). Pemilihan bahan target tergantung pada berbagai faktor seperti aplikasi tabung, ketahanan termal terhadap penguapan, titik leleh dan nomor atom. Kebanyakan anoda tabung sinar-x terbuat dari tungsten (bahan target). Tungsten memiliki nomor atom tinggi ($Z=74$) dan titik leleh tinggi $3370\text{ }^{\circ}\text{C}$ dengan tingkat penguapan yang rendah. Jumlah atom tungsten yang tinggi memberikan produksi bremsstrahlung yang lebih efisien dibandingkan dengan bahan target nomor atom yang lebih rendah. Tungsten pada tegangan 22-26 kVp menghasilkan energi karakteristik sebesar 69 keV. Molibdenum juga sering digunakan sebagai bahan target untuk anoda yang digunakan dalam mamografi karena memiliki nomor atom menengah ($Z=42$) dan sinar-x karakteristik yang dihasilkan memiliki energi yang sesuai untuk tujuan pemeriksaan mammografi yaitu sebesar 20 keV. Beberapa anoda yang digunakan dalam mamografi juga terbuat dari rhodium ($Z=45$), yang memiliki karakteristik sinar-x dengan energi yang sedikit lebih tinggi, yang lebih menembus dan lebih disukai digunakan dalam pencitraan payudara yang padat yaitu 23 keV [20].

Filter termasuk salah satu komponen dalam pesawat mamografi untuk meminimalkan dosis dan mengoptimalkan kualitas gambar. Filter biasanya juga didesain dari material tertentu yang dapat menyerap berkas sinar-x secara selektif, utamanya pada energi rendah. Proses pemfilteran ini disebut proses filtrasi yang berfungsi untuk menghilangkan foton yang dapat meningkatkan dosis radiasi namun tidak memengaruhi gambaran radiografi. Bahan yang biasa digunakan

dalam pesawat mamografi sama dengan bahan target yaitu molybdenum (Mo), rhodium (Rh), dan tungsten (W). Untuk target bahan Mo, maka filter yang dapat digunakan yaitu Mo atau Rh. Bila target dari Rh maka filter yang digunakan juga harus berbahan Rh. Sedangkan jika target berbahan W maka filter yang digunakan yaitu Mo atau Rh [21]. Kombinasi target-filter Mo/Mo lebih unggul untuk kompresi payudara dengan ketebalan 2 cm. Sementara itu, kombinasi target-filter alternatif, seperti W/Rh telah direkomendasikan untuk kompresi payudara dengan ketebalan 4-6 cm di atas Mo/Rh, Rh/Rh, dan Rh/Al [22]

2.4. *Quality Assurance (QA) dan Quality Control (QC)*

Program QA dalam radiologi diagnostik, seperti yang didefinisikan oleh WHO, adalah upaya terorganisir oleh staf yang mengoperasikan fasilitas untuk memastikan bahwa gambar diagnostik yang dihasilkan memiliki kualitas yang cukup tinggi sehingga secara konsisten memberikan informasi diagnostik yang memadai dengan biaya serendah mungkin dan dengan paparan radiasi seminimal mungkin kepada pasien. Pendaftar dan pemegang lisensi harus menetapkan program QA komprehensif untuk diagnosis medis dengan partisipasi fisikawan medis yang sesuai, dengan mempertimbangkan prinsip-prinsip yang ditetapkan oleh WHO. Bagian dari program ini yang berkaitan dengan aspek teknis disebut sebagai uji kendali mutu/*Quality Control (QC)* [23].

Quality Control (QC) merupakan program yang dilakukan untuk digunakan untuk menguji komponen sistem radiologi dan untuk memverifikasi bahwa peralatan beroperasi dengan baik. Berdasarkan publikasi IAEA melalui Human Health Series No.2 uji kendali mutu yang dilakukan oleh fisikawan medis adalah sebagai berikut [23]:

Tabel 2.1 Uji Kendali Mutu/*Quality Control (QC)* berdasarkan Publikasi IAEA melalui *Human Health Series No. 2*

No.	Jenis Pengujian	Tujuan	Periode Pengujian	Batas Toleransi
1.	Evaluasi unit perakitan	Untuk mengevaluasi fungsionalitas mekanis dan keamanan unit mamografi	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan yang dapat	-

			mengubah fungsi mekanis semua atau sebagian unit	
2.	Kebocoran radiasi	Untuk mengevaluasi kebocoran radiasi tabung sinar-X	Pada penerimaan, dan setelah perubahan dalam rumah sinar-X yang dapat mempengaruhi tingkat radiasi.	Dapat diterima: ≤ 1 mGy/jam pada 1 m
3.	Akurasi dan reproduksibilitas tegangan	Untuk memverifikasi keakuratan dan pengulangan kVp	Saat diterima, setiap tahun (penting), atau setengah tahunan (diinginkan), dan setelah perubahan yang dapat mengubah kVp tabung sinar-X.	Dapat diterima: Akurasi : $\pm 5\%$ Reproduksibilitas : $CV \leq 2\%$
4.	<i>Half Value Layer</i> (HVL)	Untuk memastikan bahwa filtrasi total berkas sinar X sesuai dengan persyaratan minimum standar nasional dan internasional	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan atau pemeliharaan dalam sistem kolimasi	$kVp/100 + 0,03 \leq HVL \leq kVp/100 + c$
5.	Reproduksibilitas dan Linearitas keluaran radiasi	Untuk mengevaluasi pengulangan kerma udara untuk mAs tertentu, linieritas dengan mAs dan nilai dosis keluaran radiasi (mGy/mAs)	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan	Dapat diterima: Reproduksibilitas : $CV \leq 5\%$ Linearitas : $\pm 10\%$
6.	Kompresi	Untuk memeriksa apakah sistem mamografi memberikan kompresi yang memadai dalam mode manual dan otomatis; untuk	Pada penerimaan, setiap tahun, dan jika penurunan kompresi	-

		memeriksa keakuratan (atau penyimpangan) dari indikator gaya kompresi ketika ada pada peralatan; untuk memeriksa keakuratan indikator ketebalan kompresi	payudara diamati	
7.	Evaluasi Automatic Exposure Control (AEC)	Untuk menguji pengulangan MEA; untuk menetapkan nilai dasar untuk kepadatan optik target di bawah AEC dan memastikan bahwa target ini dipertahankan seiring waktu; untuk mengevaluasi waktu pemaparan untuk pelat uji PMMA setebal 45 mm; untuk menguji kompensasi AEC untuk kualitas dan ketebalan balok yang berbeda; untuk menguji kinerja kontrol kepadatan	Pada saat penerimaan/pengoperasian, setiap tahun, dan setelah perubahan pada peralatan, pada reseptor gambar dan/atau pada prosesor	Dapat diterima : Reproduksibilitas pada mAs : COV $\leq 5\%$ OD = OD _{target} $\pm 0,20$
8.	Sistem Kolimasi	Untuk mengevaluasi kebetulan antara medan radiasi dan reseptor gambar; untuk mengevaluasi kebetulan antara medan cahaya dan medan radiasi; untuk mengevaluasi keselarasan dayung kompresi dengan margin penyangga payudara	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan.	Dapat dicapai : $\leq 1\%$ FFD semua sisi
9.	Luminansi dan homogenitas viewbox	Untuk memverifikasi bahwa kotak tampilan menyediakan kondisi tampilan yang	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan	Luminansi : >3000 cd/m ² Homogenitas viewbox: <30% untuk setiap

		memadai untuk mamografi		viewbox dan <15% antar panel dalam viewbox
10.	Evaluasi kualitas citra - Target kepadatan latar belakang - Perbedaan kerapatan optik antara disk dan latar belakang - Evaluasi kualitas gambar Phantom	Untuk memastikan bahwa kerapatan optik, kontras gambar, dan kualitas gambar dapat diterima	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan	Dapat diterima: - $OD = OD_{target} \pm 0,20$ - $\geq 0,55 OD$ - $\geq 0,40 OD$ - Skor serat : 4 Skor titik : 3 Skor massa : 3
11.	Resolusi spasial sistem	Untuk menentukan sistem resolusi kontras tinggi	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan	≥ 11 lp/mm
12.	Incident Air Kerma di permukaan Phantom	Untuk memperkirakan Incident Air Kerma (tanpa <i>backscatter</i>) pada posisi yang sesuai dengan permukaan pintu masuk phantom	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan	-
13.	Penentuan <i>Mean Glandular Dose</i> (MGD)	Untuk memperkirakan <i>Mean Glandular Dose</i> (MGD) untuk payudara standar.	Saat diterima, setiap tahun, dan setelah perubahan	$\leq 2,5$ mGy

2.5. Dosimetri dalam Mammografi

Ada tiga besaran dosimetri yang digunakan untuk mamografi: (i) *Intrance Air Kerma* (IAK) (Ki), (ii) *Entrance Surface Air Kerma* (Ke) dan (iii) dosis rata-rata ke jaringan kelenjar payudara, yang dikenal sebagai *Mean Glandular Dose* (MGD) (DG). *International Commission on Radiological Protection* (ICRP)

merekomendasikan penggunaan dosis rata-rata ke jaringan kelenjar di dalam payudara untuk dosimetri payudara dalam radiologi diagnostik. Hal ini karena payudara termasuk dalam jaringan yang berada pada risiko tertinggi karsinogenesis yang diinduksi radiasi. Rekomendasi ini telah diadopsi secara umum [15]. MGD merupakan dosis rerata yang diserap di daerah tengah payudara dengan asumsi jaringan homogen berupa kelenjar. Meskipun pada kenyatannya jaringan payudara terdiri dari jaringan kelenjar, jaringan adiposa dan kulit tetapi dalam penilaian MGD, dosis rerata yang diserap dalam jaringan adiposa dan kulit dianggap tidak memberi dampak risiko karsinogenik yang utama [24]. Ada dua metode utama untuk menentukan nilai MGD terkait mammografi, yaitu dengan menggunakan fantom payudara standar dan pengukuran berbasis pasien [25].

International Atomic Energy Agency (IAEA) merekomendasikan bahwa nilai MGD < 3 mGy untuk tebal payudara yang terkompresi hingga 42 mm yang terdiri dari 50% kelenjar dan 50% jaringan adiposa [26]. Besarnya nilai MGD bergantung pada tegangan tabung sinar-X (kVp), arus tabung dan waktu (mAs), nilai HVL, kombinasi target-filter, komposisi payudara dan ketebalan payudara [24].