UJI CELAH (*SHUTTER*) KOLIMATOR PESAWAT SINAR-X DI INSTALASI RADIOLOGI RSIA ZAINAB PEKANBARU

KARYA TULIS ILMIAH

ZALIA FITRI
NIM. 202211402022

PROGRAM STUDI DIPLOMA III TEKNIK RADIOLOGI
FAKULTAS ILMU KESEHATAN
UNIVERSITAS AWAL BROS
2025

UJI CELAH (*SHUTTER*) KOLIMATOR PESAWAT SINAR-X DI INSTALASI RADIOLOGI RSIA ZAINAB PEKANBARU

KARYA TULIS ILMIAH

Disusun sebagai salah satu syarat memperoleh gelar
Ahli Madya Kesehatan

ZALIA FITRI
NIM. 202211402022

PROGRAM STUDI DIPLOMA III TEKNIK RADIOLOGI
FAKULTAS ILMU KESEHATAN
UNIVERSITAS AWAL BROS
2025

LEMBAR PERSETUJUAN

Karya Tulis Ilmiah telah diperiksa, disetujui dan siap untuk dipertahankan dihadapan tim penguji Karya Tulis Ilmiah Program Studi Diploma III Teknik Radiologi Fakultas Ilmu Kesehatan Universitas Awal Bros

JUDUL	:	UJI CELAH (*SHUTTER*) KOLIMATOR PESAWAT SINAR-X DI INSTALASI RADIOLOGI RSIA ZAINAB PEKANBARU
PENYUSUN	:	ZALIA FITRI
NIM	:	202211402022

Pekanbaru, 14 Juni 2025

Menyetujui,

Pembimbing I	Pembimbing II
Aulia Annisa, M.Tr.ID	R. Sri Ayu Indrapuri, M.Pd
NIDN. 1014059304	NIDN. 1006089104

Mengetahui,
Ketua Program Studi Diploma III Teknik Radiologi
Fakultas Ilmu Kesehatan
Universitas Awal Bros

Shelly Angella, M.Tr. Kes
NIDN. 1022099201

LEMBAR PENGESAHAN

Karya Tulis Ilmiah :

Telah disidangkan dan disahkan oleh Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Program Studi Diploma III Teknik Radiologi Fakultas Ilmu Kesehatan Universitas Awal Bros.

JUDUL	:	UJI CELAH (*SHUTTER*) KOLIMATOR PESAWAT SINAR-X DI INSTALASI RADIOLOGI RSIA ZAINAB PEKANBARU
PENYUSUN	:	ZALIA FITRI
NIM	:	202211402006

Pekanbaru, 31 Juli 2025

1. Penguji I : Marido Bisra, M. Tr. ID ( )
   NIDN. 1019039302

2. Penguji II : Aulia Annisa, M.Tr.ID ( )
   NIDN. 1014059304

3. Penguji III : R. Sri Ayu Indrapuri M.Pd ( )
   NIDN. 1006089104

Mengetahui,
Ketua Program Studi Diploma III Teknik Radiologi
Fakultas Ilmu Kesehatan
Universitas Awal Bros

Shelly Angella, M. Tr. Kes
NIDN. 1022099201

PERNYATAAN KEASLIAN PENELITIAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

NAMA	:	ZALIA FITRI
JUDUL	:	UJI CELAH (*SHUTTER*) KOLIMATOR PESAWAT SINAR-X DI INSTALASI RADIOLOGI RSIA ZAINAB PEKANBARU
NIM	:	202211402022

Dengan ini saya menyatakan bahwa dalam Karya Tulis Ilmiah ini tidak terdapat karya yang pernah diajukan untuk memperoleh gelar ahli madya kesehatan di suatu perguruan tinggi dan sepanjang sepengetahuan saya tidak terdapat karya/pendapat yang pernah ditulis/diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis diacu dalam naskah ini dan disebutkan dalam daftar pustaka.

Pekanbaru, 17 Juni 2025

(Zalia Fitri)

HALAMAN PERSEMBAHAN

Dengan penuh rasa syukur ke hadirat Allah SWT dan sholawat serta salam yang senantiasa tercurah kepada Nabi Muhammad SAW beserta keluarga dan para sahabatnya, Karya Tulis Ilmiah ini saya persembahkan kepada:

1. Kepada kedua orang tua tercinta, Karya Tulis Ilmiah ini dipersembahkan dengan penuh cinta dan hormat. Untuk Mama, yang senantiasa mengiringi setiap langkah dengan doa, kasih sayang, dan kesabaran tanpa batas, serta menjadi sumber kekuatan dan inspirasi dalam setiap proses kehidupan ini. Juga kepada Papa, yang tak pernah lelah bekerja keras, memberikan semangat, nasihat bijak, dan menjadi teladan dalam keteguhan serta tanggung jawab. Terima kasih atas cinta dan pengorbanan yang begitu besar, yang menjadi landasan dalam setiap pencapaian ini.
2. Kepada Kak Zahra dan Abang Zidane, terima kasih atas dukungan, semangat, dan motivasi yang tak pernah putus selama proses penulisan Karya Tulis Ilmiah ini. Kehadiran dan perhatian kalian menjadi penguat dalam setiap langkah dan tantangan yang dilalui.
3. Kepada Mam Aulia Annisa, M.Tr.ID dan Mam R. Sri Ayu Indrapuri, M.Pd selaku dosen pembimbing, terima kasih yang sebesar-besarnya atas ilmu yang telah dibagikan, bimbingan yang penuh kesabaran, serta arahan yang begitu berarti sepanjang proses penyusunan Karya Tulis Ilmiah ini.
4. Kepada Fara, Ghea, Asshy, dan Khanza, terima kasih atas segala bantuan yang diberikan selama proses penelitian. Terima kasih telah setia mendampingi dengan semangat, doa, dan kehadiran yang menguatkan.

5. Kesabaran serta kebersamaan kalian menjadi bagian tak ternilai dalam perjalanan ini.
6. Kepada Elza dan Melda, sepupu tercinta, terima kasih atas motivasi dan kebersamaan yang telah menjadi tempat berbagi dalam suka maupun duka selama masa perkuliahan. Dukungan dan telinga yang selalu terbuka telah menjadi penguat di setiap langkah perjuangan ini.
7. Kepada Amoy, sahabat kecil berbulu yang penuh kasih dan ketulusan. yang tanpa kata selalu setia menemani di setiap lembar perjuangan. Terima kasih telah menjadi sumber kenyamanan di tengah lelah, penghibur di saat sunyi, dan sahabat setia yang tak pernah menghakimi. Hadirmu yang sederhana namun hangat telah menemani banyak proses dalam perjalanan ini.
8. Kepada diri saya sendiri, terima kasih telah bertahan, melangkah, dan tidak menyerah meski kerap dihadapkan pada rasa lelah dan keraguan. Karya Tulis Ilmiah ini menjadi bukti dari setiap usaha, air mata, dan keyakinan yang terus dijaga. Semoga setiap langkah kecil hari ini membuka jalan menuju pencapaian yang lebih besar di masa depan.

Semoga Karya Tulis Ilmiah ini dapat menjadi wujud nyata dari rasa tanggung jawab dan pengabdian, serta menjadi awal langkah untuk terus berusaha memberikan yang terbaik. Penyelesaian tugas akhir ini juga menjadi bagian dari proses pendewasaan diri dalam menempuh perjalanan akademik.

DAFTAR RIWAYAT HIDUP

Data Pribadi

Nama	: Zalia Fitri
Tempat/Tanggal Lahir	: Pekanbaru/07 Juni 2004
Agama	: Islam
Jenis Kelamin	: Perempuan
Anak Ke	: 3 dari 3 Bersaudara
Status	: Mahasiswa
Nama Orang Tua	
Ayah	: Fitriadi
Ibu	: Mahdalena
Alamat	: Jl. Melati I Perumahan Athaya II Blok L No.07

Latar Belakang Pendidikan

Tahun 2010 s/d 2016	: SDIT Az-Zuhra Pekanbaru	(Berijazah)
Tahun 2016 s/d 2019	: SMPIT Az-Zuhra Pekanbaru	(Berijazah)
Tahun 2019 s/d 2022	: MAN 3 Pekanbaru	(Berijazah)

Pekanbaru, 17 Juni 2025
Yang Menyatakan

(Zalia Fitri)

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Tuhan Yang Maha Esa atas segala rahmat dan karunianya sehingga penulis dapat menyelesaikan Karya Tulis Ilmiah ini dengan judul **"Uji Celah (*Shutter*) Kolimator Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru"**.

Adapun penyusunan Karya Tulis Ilmiah ini merupakan bentuk dari salah satu syarat untuk menyelesaikan Pendidikan Diploma III Teknik Radiologi Universitas Awal Bros. Meskipun penulis telah berusaha semaksimal mungkin agar Karya Tulis Ilmiah ini sesuai dengan yang diharapkan, akan tetapi karena keterbatasan kemampuan, pengetahuan dan pengalaman penulis, penulis menyadari sepenuhnya dalam penyusunan Karya Tulis Ilmiah ini banyak kekurangan dan kesalahan, oleh karena itu penulis mengharapkan kritik dan saran yang bersifat membangun.

Dalam penyusunan Karya Tulis Ilmiah ini tidak lepas dari segala bantuan, bimbingan, dan saran serta dorongan dari berbagai pihak. Untuk itu, penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Kepada Kedua Orang Tua saya, Papa dan Mama, dan kepada Kakak dan Abang saya, Zahra Ramadhani dan Ahmad Zidane, atas segala dukungan, motivasi, semangat, serta doa yang tiada henti selama proses penyusunan Karya Tulis Ilmiah ini.
2. Ibu Dr. Yulianti Wulandari, SKM.,MARS sebagai Rektor Universitas Awal Bros.
3. Ibu Shelly Angella, M.Tr. Kes sebagai Ketua Program Studi Diploma-III Teknik Radiologi Universitas Awal Bros.

4. Ibu Aulia Annisa, M.Tr.ID sebagai Pembimbing I saya yang dengan penuh perhatian telah meluangkan waktu untuk memberikan arahan, saran, dan bimbingan selama penyusunan Karya Tulis Ilmiah ini.
5. Ibu R. Sri Ayu Indrapuri, M.Pd sebagai Pembimbing II saya yang telah memberikan bimbingan, arahan, dan masukan berharga selama proses penyusunan Karya Tulis Ilmiah ini.
6. Bapak Marido Bisra, M.Tr.ID sebagai penguji saya dalam seminar proposal dan ujian seminar hasil Karya Tulis Ilmiah yang telah menyempatkan waktunya untuk memberikan masukan, dan arahan kepada saya.
7. Staf dan tenaga radiografer Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru yang telah memberikan izin serta dengan sabar membantu, memberikan arahan, serta memfasilitasi proses pengambilan data.
8. Segenap Dosen Program Studi Diploma III Teknik Radiologi Universitas Awal Bros, yang telah memberikan dan membekali saya dengan ilmu pengetahuan.
9. Semua rekan-rekan dan teman seperjuangan saya khususnya Program Studi Diploma III Tenik Radiologi Universitas Awal Bros Angkatan 2022.
10. Serta semua pihak yang telah memberikan bantuan baik secara langsung maupun tidak langsung selama penulisan Karya Tulis Ilmiah ini yang tidak dapat saya sampaikan satu persatu.

Akhir kata penulis mengucapkan banyak terimakasih kepada semua pihak yang telah banyak membantu penulis dalam menyelesaikan Karya Tulis Ilmiah ini dan penulis berharap kiranya Karya Tulis Ilmiah ini bermanfaat bagi kita semua.

Pekanbaru, 17 Juni 2025

(Zalia Fitri)

DAFTAR ISI

Halaman

JUDUL
LEMBAR PERSETUJUAN
LEMBAR PENGESAHAN
PERNYATAAN KEASLIAN PENELITIAN
HALAMAN PERSEMBAHAN vi
DAFTAR RIWAYAT HIDUP viii
KATA PENGANTAR ix
DAFTAR ISI xiii
DAFTAR TABEL xiv
DAFTAR GAMBAR xv
DAFTAR SINGKATAN xvi
DAFTAR LAMPIRAN xvii
ABSTRAK xviii
***ABSTRACT* ..... xix**

BAB I PENDAHULUAN 1
1.1 Latar Belakang 1
1.2 Rumusan Masalah 5
1.3 Tujuan Penelitian 5
1.4 Manfaat Penelitian 6

BAB II TINJAUAN PUSTAKA 7
2.1 Tinjauan Teori 7
2.1.1 Sinar-X 7
2.1.2 Pesawat Sinar-X 16
2.1.3 Computed Radiography (CR) 30
2.1.4 Kendali Mutu (*Quality Control*) 32
2.1.5 Uji Celah (*Shutter*) Kolimator 35
2.2 Kerangka Teori 41
2.3 Penelitian Terkait 42

BAB III METODE PENELITIAN 43
3.1 Jenis dan Design Penelitian 43
3.2 Subjek Penelitian 43
3.3 Lokasi dan Waktu Penelitian 44
3.4 Instrumen Penelitian 44
3.5 Prosedur Penelitian 44
3.6 Diagram Alur Penelitian 47
3.7 Metode Pengumpulan Data 48
3.8 Analisis Data 48

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN 50
4.1 Hasil Penelitian 50
4.1.1 Hasil Radiograf Uji Celah (*Shutter*) Kolimator 50
4.1.2 Hasil Pengukuran Uji Celah (*Shutter*) Kolimator 52
4.2 Pembahasan 57

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN 59
5.1 Kesimpulan 59
5.2 Saran 60

DAFTAR PUSTAKA
LAMPIRAN

DAFTAR TABEL

Halaman

Tabel 2.1 Penelitian Terkait 42
Tabel 4.1 Hasil Rata-Rata Pengukuran Densitas pada Uji Celah (Shutter) Kolimator Pengujian Pertama dan Selisih Nilai Densitas dengan Kaset Tanpa Paparan 53
Tabel 4.2 Hasil Rata-Rata Pengukuran Densitas pada Uji Celah (Shutter) Kolimator Pengujian Kedua dan Selisih Nilai Densitas dengan Kaset Tanpa Paparan 55
Tabel 4.3 Hasil Rata-Rata Pengukuran Densitas pada Uji Celah (Shutter) Kolimator Pengujian Ketiga dan Selisih Nilai Densitas dengan Kaset Tanpa Paparan 56

DAFTAR GAMBAR

Halaman

Gambar 2.1 Sinar-X Bremsstrahlung (Marini et al., 2021)..... 10
Gambar 2.2 Sinar-X Karakteristik (Marini et al., 2021)..... 11
Gambar 2.3 Proses Terjadinya Sinar-X (Prabhu et al., 2020)..... 12
Gambar 2.4 Tabung Sinar-X (Prabhu et al., 2020) 21
Gambar 2.5 X-ray Tube Housing (Firman et al., 2020)..... 23
Gambar 2.6 Dua Filamen Katoda (Prabhu et al., 2020)..... 24
Gambar 2.7 Anoda didalam Tabung sinar-X (Prabhu et al., 2020) 26
Gambar 2.8 Rotor dan Stator didalam Tabung sinar-X (Prabhu et al., 2020).... 28
Gambar 2.9 Kolimator (Ruello, 2023) 29
Gambar 2.10 Proses cara kerja Computed Radiography (CR) (Prastanti et al., 2020)..... 30
Gambar 2.11 Kaset (Prastanti et al., 2020) 37
Gambar 2.12 Prosedur Pengujian Shutter Kolimator (PERMENKES, 2009) 40
Gambar 3.1 Prosedur Pengujian Shutter Kolimator (PERMENKES, 2009) 45
Gambar 4.1 Hasil radiograf kaset tanpa paparan radiasi 50
Gambar 4.2 Hasil gambaran radiograf uji celah (shutter) kolimator pada pengujian pertama. 51
Gambar 4.3 Hasil gambaran radiograf uji celah (shutter) kolimator pada pengujian kedua. 51
Gambar 4.4 Hasil gambaran radiograf uji celah (shutter) kolimator pada pengujian ketiga..... 52
Gambar 4.5 Area Pengukuran Nilai Densitas 52

DAFTAR SINGKATAN

IAEA	: International Atomic Energy Agency
WHO	: World Health Organization
KEMENKES RI	: Kementrian Kesehatan Republik Indonesia
PERKA BAPETEN	: Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir
RSIA	: Rumah Sakit Ibu dan Anak
mA	: Miliampere
kVp	: Kilovoltage Page
CR	: Computed Radiography
KeV	: Kiloelektron Volt
mAs	: Miliampere Second
C	: Celcius
F	: Fahrenheit
mSv	: Milisievert
DNA	: Deoxyribonucleic Acid
mGya	: Miligray
HVL	: Half-value Layer
AEC	: Automatic Exposure Control
mR	: Miliroentgen
m	: Meter
rpm	: Revolutions Per Minute
IR	: Image Receptor
PSP	: Photostimulable Phospor
IP	: Image Plate
NIH	: National Institute of Health
ROI	: Region of Interest
D	: Density

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Standar Uji Celah (shutter) Kolimator KEMENKES RI No. 1250 pada Tahun 2009
Lampiran 2 Surat Permohonan Izin Survey Awal
Lampiran 3 Balasan Surat Permohonan Izin Survey Awal
Lampiran 4 Surat Izin Penelitian
Lampiran 5 Balasan Surat Izin Penelitian
Lampiran 6 Surat Permohonan Persetujuan Etik
Lampiran 7 Surat Rekomendasi Persetujuan Etik
Lampiran 8 Data Kalibrasi RSIA Zainab
Lampiran 9 Dokumentasi Pengujian Celah (Shutter) Kolimator di RSIA Zainab Pekanbaru
Lampiran 10 Dokumentasi Pemindaian Citra Hasil Uji Celah (Shutter) Kolimator di RSIA Zainab Pekanbaru
Lampiran 11 Hasil Pengukuran dengan Perangkat Lunak Pada Kaset Tanpa Paparan
Lampiran 12 Hasil Pengukuran dengan Perangkat Lunak Pada Kaset Pengujian Pertama
Lampiran 13 Hasil Pengukuran dengan Perangkat Lunak Pada Kaset Pengujian Kedua
Lampiran 14 Hasil Pengukuran dengan Perangkat Lunak Pada Kaset Pengujian Ketiga
Lampiran 15 Lembar Konsul Pembimbing I
Lampiran 16 Lembar Konsul Pembimbing II

UJI CELAH (*SHUTTER*) KOLIMATOR PESAWAT SINAR-X DI INSTALASI RADIOLOGI RSIA ZAINAB PEKANBARU

Zalia Fitri[1)]
[1)]Universitas Awal Bros

Email : zaliafitri07@gmail.com

ABSTRAK

Penggunaan sinar-X dalam radiologi membantu diagnosis, namun berisiko jika tidak dikendalikan dengan baik. Kolimator berfungsi membatasi area radiasi melalui celah (shutter). Ketidakteraturan frekuensi pengujian celah (shutter) dapat menyebabkan kebocoran radiasi. Pesawat sinar-X mobile di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru belum dilakukan pengujian celah kolimator secara berkala sesuai standar. Penelitian ini bertujuan mengevaluasi celah kolimator pada pesawat sinar-X mobile di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru.

Penelitian ini menggunakan metode kuantitatif deskriptif dengan pendekatan observasional. Pengujian dilakukan melalui tiga kali eksposi dengan pengaturan shutter berbeda, menggunakan kaset dan sistem Computed Radiography (CR). Hasil citra dianalisis menggunakan perangkat lunak untuk mengukur densitas dan dibandingkan dengan standar KEMENKES RI No. 1250 Tahun 2009.

Hasil pengujian celah *shutter* menunjukkan adanya peningkatan densitas pada area yang seharusnya tidak terkena paparan, dengan nilai melebihi batas densitas kaset tanpa radiasi. Rata-rata nilai pada tiga kali pengujian mengindikasikan adanya kebocoran radiasi pada celah (*shutter*) kolimator, baik di sisi transversal maupun longitudinal. Berdasarkan standar KEMENKES RI No. 1250 Tahun 2009, kolimator dinyatakan belum efisien karena masih terdapat indikasi penghitaman akibat paparan radiasi.

Kata Kunci **:** Uji**,** Shutter, Kolimator, Pesawat, Densitas
Kepustakaan : 25 (2009-2024)

X-RAY COLLIMATOR SHUTTER TEST AT RADIOLOGY INSTALLATION OF RSIA ZAINAB PEKANBARU

Zalia Fitri[1)]
[1)]Universitas Awal Bros

Email : zaliafitri07@gmail.com

ABSTRACT

The use of X-rays in radiology aids diagnosis, but is risky if not properly controlled. The collimator serves to limit the radiation area through the shutter. Irregularity in the frequency of shutter testing can cause radiation leakage. The mobile X-ray aircraft in the Radiology Installation of RSIA Zainab Pekanbaru has not been tested periodically for collimator gaps according to standards.

This study aims to evaluate the collimator gap on mobile X-ray aircraft at the Radiology Installation of RSIA Zainab Pekanbaru. This research uses descriptive quantitative method with observational approach. Testing was done through three exposures with different shutter settings, using cassettes and Computed Radiography (CR) systems. The image results were analyzed using software to measure density and compared with the KEMENKES RI No. 1250 Year 2009 standard.

The test results showed an increase in density in areas that should not be exposed, with values exceeding the density limit of tapes without radiation. The average value in the three tests indicated radiation leakage at the collimator shutter, both on the transverse and longitudinal sides. Based on the standard of KEMENKES RI No. 1250 Year 2009, the collimator is declared inefficient because there are still indications of blackening due to radiation exposure.

Keywoard **:** Test, Shutter, Collimator, Plane, Density
Literature **:** 25 (2009-2024)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Radiasi masih jarang dipahami oleh masyarakat, yang umumnya hanya mengenal radiasi dari matahari dan manfaatnya, seperti sinar-X dalam dunia medis. Kesehatan merupakan aspek penting bagi manusia, dan seiring perkembangan teknologi, peralatan medis terus berkembang untuk meningkatkan layanan di rumah sakit. Salah satu teknologi yang banyak digunakan adalah radiasi pengion dalam bidang radiologi, yang berfungsi menghasilkan gambaran anatomi tubuh guna membantu diagnosis penyakit. Sinar-X, sebagai salah satu bentuk radiasi pengion, memiliki panjang gelombang sangat pendek (10^{-8} hingga 10^{-11} meter) dan energi tinggi, sehingga mampu menembus berbagai zat. Meski bermanfaat, penggunaannya harus dikendalikan untuk memastikan keamanan pasien dan tenaga medis (Rahmayani et al., 2020)

Sinar-X memberikan banyak manfaat, tetapi penggunaannya juga dapat membawa risiko terhadap kesehatan. Risiko dari paparan radiasi ini tidak hanya mengancam pasien dan tenaga medis, tetapi juga para pengunjung rumah sakit. Jika tubuh terpapar radiasi, dampaknya bisa muncul dalam waktu singkat maupun jangka panjang. Dampak biologis akibat radiasi dapat muncul pada manusia yang mengalami paparan secara langsung (dikenal sebagai efek somatik) maupun dapat berdampak pada keturunannya (efek genetik). Efek somatik terbagi menjadi dua jenis, yaitu efek deterministik dan efek stokastik. Sementara itu, semua efek genetik bersifat stokastik (Nugraheni et al., 2022)

Efek deterministik mengacu pada dampak kesehatan yang pasti terjadi ketika seseorang menerima dosis radiasi yang tinggi. Contohnya adalah munculnya kemerahan pada kulit dan perkembangan katarak. Sebaliknya, efek stokastik adalah efek yang kemungkinan dapat terjadi, bahkan ketika dosis radiasi yang diterima masih dalam batas aman yang direkomendasikan. Efek ini dapat berupa kanker akibat kerusakan sel (efek somatik) atau kelainan genetik yang berdampak pada keturunan (Nugraheni et al., 2022)

Perkembangan teknologi pencitraan medis secara global terus meningkat dengan inovasi pengendalian radiasi yang lebih aman dan efisien. IAEA dan WHO telah menetapkan standar keselamatan radiasi untuk mengurangi risiko paparan bagi pasien dan tenaga medis. Di Indonesia, penggunaan pesawat sinar-X diatur oleh Kementerian Kesehatan (Kemenkes) dan Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN), yang mewajibkan penerapan kendali mutu guna menjaga keselamatan dan kualitas pencitraan medis. Untuk memenuhi standar ini, diperlukan perangkat yang dapat mengendalikan paparan sinar-X secara optimal, salah satunya adalah pesawat sinar-X, yang berperan penting dalam prosedur diagnostik di fasilitas kesehatan.

Berdasarkan PERKA BAPETEN Tahun 2011, mengenai Keselamatan Radiasi dalam penggunaan pesawat sinar-X untuk radiologi *diagnostik* dan *intervensional*, pesawat sinar-X harus dilengkapi dengan beberapa komponen utama. Komponen tersebut mencakup tabung sinar-X, pembangkit daya tinggi, panel kontrol, serta sistem perangkat lunak. Selain itu, diperlukan juga peralatan pendukung, yang setidaknya terdiri dari tiang penyangga tabung, kolimator, dan alat pengukur tegangan.

Berdasarkan PERKA BAPETEN Tahun 2014, Kolimator adalah salah satu komponen dalam pesawat sinar-X yang berfungsi untuk mengontrol luas area paparan radiasi. Perangkat ini dilengkapi dengan dua penutup berkas sinar-X, yang disebut *shutter*, dan terbuat dari timbal. *Shutter* tersebut dipasang pada jarak sekitar 8–18 cm di bawah tabung sinar-X dan terbagi menjadi dua jenis, yaitu *shutter transversal* dan *shutter longitudinal*, masing-masing memiliki kontrol pengaturannya sendiri. Dengan desain ini, kolimator dapat disesuaikan untuk menghasilkan area pencahayaan dengan ukuran yang bervariasi sesuai kebutuhan, sehingga meningkatkan efisiensi serta keselamatan dalam penggunaan sinar-X. Untuk memastikan kinerjanya tetap optimal, perawatan kolimator dilakukan dengan pemeriksaan kondisi fisiknya secara berkala melalui program kendali mutu (Nisa et al., 2023)

Program jaminan mutu merupakan bagian dari kendali mutu yang bertujuan untuk memastikan kualitas layanan kesehatan melalui proses pengumpulan serta evaluasi data secara sistematis. Program ini mencakup berbagai aspek, seperti pemantauan, pemeliharaan peralatan, dan pengelolaan sistem radiologi. Kendali mutu dirancang agar seluruh peralatan yang digunakan tetap berfungsi dengan baik sehingga dapat menghasilkan gambar dengan kualitas optimal. Proses ini dimulai dengan pemeriksaan peralatan sinar-X yang digunakan dalam pembentukan gambar, kemudian dilanjutkan dengan evaluasi rutin terhadap peralatan pengolahan gambar guna menjaga akurasi dan konsistensi hasil yang diperoleh (Sudarsih et al., 2019)

Pengujian dalam program kendali mutu pada pesawat sinar-X mencakup berbagai aspek, termasuk pemeriksaan tabung kolimasi, tabung

sinar-X, generator pesawat sinar-X, serta sistem kontrol eksposur otomatis *(Automatic Exposure Control)*. Pada pengujian tabung kolimasi, dilakukan evaluasi terhadap iluminasi lampu kolimator, pemeriksaan berkas cahaya yang dihasilkan, pengecekan kesesuaian berkas cahaya, serta pengujian efisiensi celah (*shutter*) kolimator (PERMENKES, 2009)

Agar tabung kolimasi tetap berfungsi optimal, diperlukan perawatan secara berkala. Sesuai dengan keputusan Kementerian Kesehatan, tentang pengujian celah (*shutter*) kolimator harus dilakukan setiap enam bulan sekali atau setelah dilakukan perbaikan serta perawatan pada kolimator. Dalam proses pengujian ini, *shutter* harus tertutup sepenuhnya untuk memastikan tidak ada radiasi yang mencapai film. Pengujian ini memiliki peran penting dalam menjamin keselamatan radiasi, terutama saat pembuangan muatan kapasitor pada unit mobile atau ketika pesawat sinar-X dipanaskan melalui eksposur. Dengan demikian, penerapan kendali mutu yang baik akan memastikan keakuratan serta keselamatan dalam penggunaan pesawat sinar-X (PERMENKES, 2009)

Berdasarkan observasi peneliti tentang pesawat sinar-x mobile di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru dengan merk *Allengers* memiliki surat izin alat pada tahun 2014. Pesawat sinar-X tersebut telah dilakukan kalibrasi pada Bulan Oktober 2024 namun tidak termasuk kedalam pengujian celah *(shutter)* kolimator. Adapun frekuensi pengujian celah (*shutter*) kolimator menurut Keputusan Kementerian Kesehatan Republik Indonesia Tahun 2009, dilakukan setiap enam bulan sekali atau setelah dilakukan perbaikan serta perawatan pada kolimator. Jika pengujian celah (*shutter*)

kolimator tidak dilakukan dalam waktu yang lama, dapat menyebabkan risiko kebocoran radiasi serta menghambat upaya dalam menjaga keselamatan radiasi, terutama saat pembuangan muatan kapasitor pada unit mobile atau ketika pesawat sinar-X dipanaskan melalui eksposur. Unit sinar-X mobile bermerek Allengers yang digunakan di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru berfungsi untuk menunjang pelayanan radiologi, dengan jumlah pasien yang diperiksa setiap harinya berkisar antara 7 hingga 10 orang. Berdasarkan kondisi tersebut, peneliti merasa tertarik untuk melakukan penelitian dengan judul berikut **"Uji Celah (*Shutter*) Kolimator Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru"**.

1.2 Rumusan Masalah

1.2.1 Bagaimana hasil pengukuran uji celah (*shutter*) kolimator pada unit sinar-X mobile di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru?

1.2.2 Apakah hasil uji celah (*shutter*) kolimator pada unit sinar-x di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru masih sesuai dengan batas toleransi yang ditetapkan dalam KEMENKES RI No.1250/KES/SK/XII/2009?

1.3 Tujuan Penelitian

1.3.1 Mengetahui nilai hasil pengukuran yang diperoleh dari uji celah (*shutter*) kolimator pada unit sinar-x di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru.

1.3.2 Mengetahui apakah hasil pengukuran uji celah (*shutter*) kolimator pada perangkat sinar-x di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru masih sesuai dengan batas toleransi yang telah ditentukan oleh KEMENKES RI No.1250/KES/SK/XII/2009.

1.4 **Manfaat Penelitian**

1.4.1 Bagi Peneliti

Karya Tulis Ilmiah ini diharapkan dapat dijadikan acuan untuk menambah wawasan peneliti mengenai penerapan kendali mutu dan jaminan mutu di bidang radiologi, terutama yang berhubungan dengan pengujian celah (shutter) kolimator pada pesawat sinar-X.

1.4.2 Bagi Tempat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat dan masukan bagi rumah sakit dalam mengevaluasi dan peningkatan kendali mutu peralatan radiologi, khususnya terkait kinerja celah (*shutter*) kolimator untuk menjamin keselamatan pasien dan tenaga medis.

1.4.3 Bagi Institusi Pendidikan

Temuan dalam penelitian ini dapat menjadi pijakan awal dalam memberikan manfaat bagi institusi pendidikan maupun calon radiografer, khususnya untuk memperdalam pemahaman terkait pengujian celah (shutter) kolimator.

1.4.4 Bagi Responden

Penelitian ini diharapkan dapat menjadi acuan serta bahan pertimbangan dalam pengembangan kajian ilmu radiologi, khususnya terkait uji celah (*shutter*) kolimator pada perangkat sinar-x.

BAB II
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tinjauan Teori

2.1.1 Sinar-X

2.1.1.1 Pengertian Sinar-X

Sinar-X merupakan salah satu bentuk gelombang elektromagnetik, seperti gelombang radio, cahaya tampak, dan sinar ultraviolet, namun memiliki panjang gelombang yang jauh lebih pendek. Dengan panjang gelombang hanya sekitar 1/10.000 dari cahaya tampak, sinar-X mampu menembus berbagai material yang tidak dapat ditembus oleh cahaya biasa. Panjang gelombangnya berkisar antara 10 hingga 0,01 nanometer, dengan energi antara 120 keV hingga 120 keV (Jayanti, 2021)

Sinar-X telah dimanfaatkan secara luas di berbagai bidang, termasuk dalam dunia medis, terutama dalam teknologi pencitraan. Teknologi ini bertujuan untuk menghasilkan gambar organ tubuh guna membantu proses diagnosis penyakit. Agar citra digital yang dihasilkan optimal dan memberikan informasi yang akurat, diperlukan teknik pencitraan yang tepat. Beberapa faktor yang mendukung kualitas pencitraan meliputi posisi objek, faktor eksposi, serta karakteristik tabung sinar-X yang digunakan. Salah satu karakteristik penting dari tabung sinar-X adalah kemiringan anodanya, yang dirancang untuk mengarahkan berkas sinar-X ke objek yang diperiksa. Anoda ini terletak di dalam

tabung sinar-X dan berfungsi sebagai titik fokus bagi elektron yang dipancarkan dari katoda (Luh Gede et al., 2021)

Sinar-X memiliki beberapa karakteristik atau sifat menurut (Sari et al., 2024), diantaranya :

a. Daya Tembus. Sinar-X memiliki kemampuan untuk menembus berbagai jenis material, dan kemampuan ini dimanfaatkan dalam bidang radiografi. Semakin tinggi tegangan pada tabung sinar-X (dinyatakan dalam kilovolt atau kV), maka semakin besar kemampuan tembus sinar tersebut.
b. Radiasi Hambur. Ketika sinar-X melewati suatu zat atau bahan, sebagian dari sinar tersebut akan menyebar ke berbagai arah, menghasilkan radiasi sekunder atau radiasi hamburan. Hamburan ini dapat menyebabkan penurunan kualitas citra radiografik, berupa bayangan kelabu yang menyeluruh pada film. Untuk meminimalkan dampak dari radiasi hambur ini, biasanya digunakan grid yang diletakkan di antara objek dan film rontgen.
c. Penyerapan. Dalam proses radiografi, sinar-X akan diserap oleh material sesuai dengan densitas dan nomor atomnya. Semakin tinggi massa jenis atau berat atom suatu bahan, semakin besar daya serapnya terhadap sinar-X.
d. Efek Fotografi. Sinar-X memiliki kemampuan untuk menghitamkan lapisan emulsi pada film yang mengandung

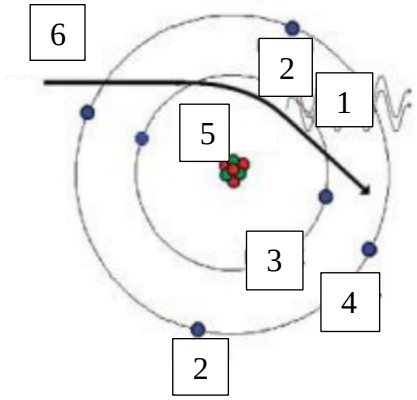
perak bromida, setelah melalui proses kimiawi di ruang gelap. Proses ini dimanfaatkan dalam pencitraan radiografi.

e. Efek Fluoresensi. Sinar-X dapat membuat bahan tertentu seperti kalsium tungstat dan seng sulfida memancarkan cahaya (bersifat luminesen) ketika terkena paparan sinar tersebut. Pemancaran cahaya ini terbagi menjadi dua: Fluoresensi, yaitu cahaya yang hanya muncul selama sinar-X masih menyinari bahan. Fosforesensi, yaitu cahaya yang tetap terpancar meskipun paparan sinar-X sudah dihentikan (after-glow).
f. Ionisasi. Ketika radiasi sinar-X melintasi suatu materi, sebagian energi radiasi akan diserap atau tersebar, yang menyebabkan penurunan energi. Hal ini terjadi akibat interaksi antara radiasi dan materi, yang dapat menyebabkan lepasnya elektron dari atom, proses ini disebut ionisasi.
g. Efek Biologis. Paparan sinar-X dapat menimbulkan dampak biologis. Efek langsungnya berupa gangguan somatik seperti munculnya tumor. Sedangkan efek tidak langsungnya bisa berupa kelainan genetik, seperti mutasi pada gen. Efek biologis ini juga dimanfaatkan dalam dunia medis, khususnya dalam terapi radiasi atau radioterapi

Sinar-X merupakan salah satu jenis radiasi pengion yang terbagi menjadi dua kategori, yaitu sinar-X karakteristik dan sinar-X *bremsstrahlung*. Perbedaan antara keduanya terletak pada

mekanisme masing-masing dalam menghasilkan spektrum energi (Wardani & Sudarti, 2022).

a. Sinar-X *Bremsstrahlung*



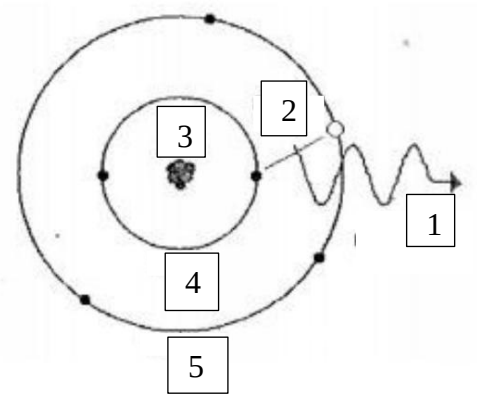
Keterangan gambar :
1. Sinar-X
2. Elektron
3. Kulit K
4. Kulit L
5. Inti Atom
6. Beta energi tinggi

Gambar 2.1 Sinar-X *Bremsstrahlung* (Marini et al., 2021)

Dalam bahasa Jerman sinar-X *Bremsstrahlung* berarti “pengereman,” terbentuk ketika berkas elektron atau sinar katoda bergerak dengan kecepatan sangat tinggi di dalam tabung dan mendekati inti atom bermuatan positif. Gaya tarik elektrostatik dari inti menyebabkan lintasan elektron menyimpang secara tiba-tiba. Akibat perubahan arah ini, elektron mengalami perlambatan atau pengereman, yang menyebabkan energi kinetiknya berkurang. Energi yang hilang tersebut kemudian dilepaskan dalam bentuk radiasi elektromagnetik, yang dikenal sebagai sinar-X *Bremsstrahlung*. Tidak seperti sinar-X karakteristik yang memiliki spektrum diskrit, radiasi *Bremsstrahlung* menghasilkan spektrum energi yang bersifat kontinu, karena

pancarannya terjadi dalam rentang energi yang luas dan tidak terbatas pada nilai-nilai tertentu. Radiasi ini menyebar ke berbagai arah dan menjadi komponen utama dalam spektrum sinar-X, terutama saat energi tinggi digunakan (Sukmawati et al., 2022)

b. Sinar-X Karakteristik



Keterangan gambar :

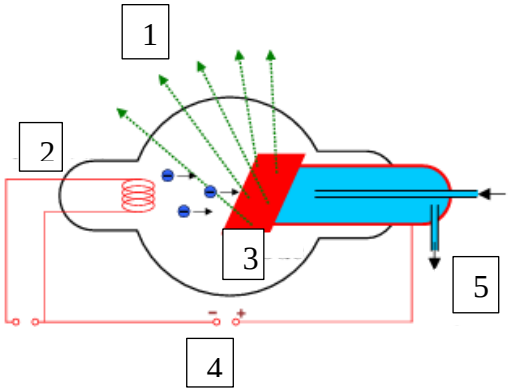
1. Sinar-X Karakteristik
2. Electron kembali
3. Inti Atom
4. Kulit K
5. Kulit L

Gambar 2.2 Sinar-X Karakteristik (Marini et al., 2021)

Sinar-X karakteristik dihasilkan oleh atom dalam keadaan tereksitasi. Ketika sebuah elektron bebas dengan energi kinetik tinggi bertumbukan dengan elektron di kulit dalam atom, maka elektron tersebut dapat terlepas, menciptakan kekosongan pada orbitnya. Untuk mengisi kekosongan ini, elektron dari kulit luar akan bergerak turun ke kulit yang lebih dalam. Selama proses perpindahan ini, kelebihan energi dilepaskan dalam bentuk sinar-X karakteristik. Ciri khas dari sinar-X ini adalah spektrum energinya yang bersifat diskrit, ditandai oleh garis-garis

emisi yang tajam dan menyebar merata ke segala arah (Sukmawati et al., 2022)

2.1.1.2 Proses Terjadinya Sinar-X



Keterangan gambar :
1. X-rays
2. Cathode
3. Anode
4. Cold Water In
5. Hot Water Out

Gambar 2.3 Proses Terjadinya Sinar-X (Prabhu et al., 2020)

Proses pembentukan sinar-X berlangsung di dalam tabung Roentgen, yang terdiri dari katoda (filamen) dan anoda. Ketika filamen dipanaskan hingga suhu lebih dari 20.000 °C oleh aliran listrik dari transformator, elektron-elektron pada katoda terlepas. Tegangan tinggi yang diterapkan antara katoda dan anoda menyebabkan elektron-elektron ini bergerak dengan kecepatan tinggi menuju anoda dan menumbuk target. Tumbukan tersebut menyebabkan eksitasi atom-atom pada anoda, yang kemudian kembali ke keadaan semula dan menghasilkan panas di dalam tabung sinar-X. Dari total energi yang digunakan dalam proses ini, hanya sekitar 1% yang dikonversi menjadi sinar-X, sedangkan 99% sisanya berubah menjadi panas pada anoda (Faza Nurulita et al., 2023)

2.1.1.3 Efek-Efek Radiasi sinar-X

Sinar-X memiliki manfaat yang besar, namun juga dapat menimbulkan dampak negatif bagi kesehatan. Risiko dari paparan radiasi ini tidak hanya mengancam pasien dan tenaga medis, tetapi juga para pengunjung rumah sakit. Jika tubuh terpapar radiasi, dampaknya bisa muncul dalam waktu singkat maupun jangka panjang. Paparan radiasi dapat menimbulkan efek biologis pada manusia, baik secara langsung terhadap individu yang terpapar (dikenal sebagai efek somatik) maupun terhadap keturunannya (efek genetik atau herediter). Efek somatik dibedakan menjadi dua kategori, yaitu deterministik dan stokastik. Sebaliknya, seluruh efek genetik digolongkan ke dalam jenis efek stokastik (Nugraheni et al., 2022)

a. Efek Deterministik

Efek deterministik merupakan dampak kerusakan pada tubuh akibat paparan radiasi yang pasti terjadi jika dosis radiasi yang diterima sangat tinggi. Terdapat hubungan yang jelas antara tingkat keparahan kondisi yang muncul dengan jumlah dosis yang diterima, sehingga batas aman paparan radiasi dapat ditentukan untuk mencegah efek ini. Contoh dari efek deterministik meliputi kemerahan pada kulit (eritema) dan pembentukan katarak. Tingkat keparahan efek ini sebanding dengan dosis radiasi yang diterima, di mana terdapat ambang batas tertentu yang jika belum terlampaui,

tidak akan menimbulkan dampak pada tubuh. Oleh karena itu, diperlukan batas dosis yang aman untuk seluruh jaringan tubuh guna mencegah terjadinya efek non-stokastik ini (Nugraheni et al., 2022)

Dampak dari efek deterministik dapat berupa berbagai kondisi, seperti kerusakan kulit non-malignan, eritema kulit akibat paparan radiasi sebesar 3.000 hingga 6.000 mSv, serta kerontokan rambut yang terjadi pada dosis radiasi sebesar 6.000 hingga 12.000 mSv. Selain itu, efek ini juga dapat menyebabkan kerusakan pada sistem hematopoietik sumsum tulang yang berujung pada gangguan darah, serta kerusakan sel kelamin yang berpotensi menyebabkan kemandulan. Katarak pada lensa mata dan sindrom radiasi juga termasuk dalam efek deterministik ini (Nugraheni et al., 2022)

Kemunculan efek ini sering kali diawali dengan berbagai keluhan, baik secara umum maupun lokal. Keluhan umum meliputi penurunan nafsu makan, mual, kelelahan, lemas, demam, keringat berlebihan hingga menyebabkan syok. Seiring waktu, dapat muncul keluhan yang lebih spesifik seperti nyeri perut, kerontokan rambut, syok, hingga kematian. Sementara itu, keluhan lokal yang sering terjadi antara lain kulit memerah (eritema), rasa perih, gatal, pembengkakan, melepuh, luka terbuka (ulkus), serta rambut

rontok pada area kulit yang terpapar radiasi (Nugraheni et al., 2022)

b. Efek Stokastik

Efek stokastik merupakan dampak yang dapat terjadi akibat paparan radiasi, meskipun dalam batas yang telah direkomendasikan. Efek ini berkaitan dengan paparan radiasi dosis rendah, yang berkisar antara 0,25 hingga 1.000 mSv, dan dapat memicu gangguan kesehatan seperti kanker (kerusakan somatik) atau cacat pada keturunan (kerusakan genetik). Kemunculan efek stokastik bersifat acak dan bergantung pada probabilitas, di mana bahkan dosis radiasi yang sangat kecil tetap memiliki potensi untuk meningkatkan risiko terbentuknya tumor atau kerusakan genetik. Setiap paparan radiasi pengion memiliki kemungkinan menyebabkan efek stokastik, yang dalam beberapa kasus dapat muncul bertahun-tahun setelah terpapar, sehingga disebut sebagai efek tertunda. Semakin kecil dosis radiasi yang diterima, maka risiko kerusakan sel juga akan semakin menurun. Oleh sebab itu, tidak terdapat batas aman yang benar-benar menjamin bahwa paparan sinar-X sepenuhnya tanpa risiko. Efek ini bersifat "*all or none*," yang berarti seseorang bisa mengalami efek ini atau tidak sama sekali (Nugraheni et al., 2022)

Beberapa contoh efek stokastik meliputi leukemia dan berbagai jenis neoplasma. Efek ini dapat muncul pada tubuh meskipun terpapar radiasi dalam dosis sekecil apa pun. Contoh lain yang berbahaya adalah kanker serta kelainan genetik. Efek genetik stokastik terjadi akibat paparan radiasi pada organ reproduksi yang dapat merusak DNA dalam sel sperma dan sel telur. Kerusakan ini berpotensi menyebabkan kelainan bawaan (abnormalitas kongenital) pada keturunan individu yang terpapar radiasi. Karena efek stokastik tidak memiliki ambang batas tertentu, tidak ada kepastian kapan atau apakah efek ini akan terjadi. Oleh sebab itu, efek genetik termasuk dalam kategori efek stokastik (Nugraheni et al., 2022)

2.1.2 Pesawat Sinar-X

Pesawat sinar-X adalah alat medis yang menggunakan radiasi pengion, khususnya sinar-X, untuk keperluan fluoroskopi dan radiografi. Alat ini terdiri dari beberapa komponen utama, termasuk sistem kontrol, rangkaian transformator, dan tabung sinar-X. Sistem kontrol memungkinkan pengaturan parameter eksposur untuk radiografi, sementara transformator berfungsi untuk menyuplai energi ke tabung sinar-X melalui rangkaian tegangan tinggi, filamen, dan pewaktu. Rangkaian-rangkaian ini mengatur tegangan, arus, dan durasi penyinaran yang dibutuhkan untuk menghasilkan berkas sinar-X. Radiasi sinar-X yang dihasilkan oleh tabung diarahkan ke area tubuh yang akan

diperiksa, kemudian menembus jaringan dan diterima oleh film atau detektor untuk membentuk citra medis dari bagian tubuh yang telah disinari. Sebelum pengoperasian, parameter-parameter seperti tegangan (kV), arus tabung (mA), dan waktu paparan (s) perlu disesuaikan untuk mendapatkan sinar-X yang optimal (Firman et al., 2020)

2.1.2.1 Generator Sinar-X

Tujuan utama dari mesin sinar-X adalah menyediakan energi yang memadai agar proses pembangkitan sinar-X dapat berlangsung secara efisien. Untuk menjaga keberlangsungan arus dalam tabung sinar-X, sistem harus menyuplai arus listrik yang cukup selama proses transmisi sinar-X berlangsung (Prabhu et al., 2020)

Dalam praktiknya, tegangan yang terjadi saat sinar-X dihasilkan dikenal dengan istilah “Voltage Ripple”. Arus didefinisikan sebagai waktu untuk menjadi bentuk gelombang tegangan. Pengguna (operator) memperkirakan nilai tegangan tinggi yang dikeluarkan oleh generator, yang umumnya berada dalam kisaran 20 hingga 150 kilovolt (kV) (Prabhu et al., 2020)

Sementara itu, untuk memanaskan filamen dalam tabung, dibutuhkan tegangan rendah, biasanya sekitar 10 volt, untuk memungkinkan proses pelepasan elektron. Operator memiliki kendali atas pemilihan tegangan filamen, yang menentukan seberapa banyak elektron yang akan diproduksi oleh filamen. Jumlah elektron ini akan menentukan besar arus tabung, karena

elektron tersebut bergerak menuju anoda. Perubahan arus filamen sebesar 1% akan memengaruhi lebih dari 10% pengurangan arus tabung. Untuk mendapatkan keluaran sinar-X, operator dapat mengatur waktu pencahayaan, yaitu pada waktu arus tinggi harus diterapkan (Prabhu et al., 2020)

2.1.2.2 Kontrol Panel

Komponen sistem pencitraan sinar-X yang paling sering digunakan oleh radiografer adalah kontrol panel. Panel ini berfungsi untuk mengatur serta memilih parameter eksposur yang sesuai selama prosedur radiografi, sekaligus digunakan untuk mengaktifkan proses penyinaran. Pada umumnya, kontrol panel dilengkapi dengan kontrol untuk kVp, mA, dan waktu paparan (exposure time). Selain itu, banyak kontrol panel yang juga dilengkapi dengan meter untuk mAs. Pada sistem pencitraan yang menggunakan *automatic exposure control* (AEC), biasanya terdapat kontrol terpisah untuk mAs (Firman et al., 2020)

a. Beda Potensial (kV)

Tegangan atau beda potensial dalam tabung sinar-X, yang dinyatakan dalam satuan kilovolt (kV), merupakan selisih tegangan antara elektroda anoda dan katoda. Besarnya tegangan ini berpengaruh langsung terhadap kecepatan dan energi kinetik elektron saat mereka menghantam target (bidang anoda). Nilai kV menentukan kualitas sinar-X yang dihasilkan, karena berkaitan dengan tingkat energi dan

kemampuan daya tembus (penetrasi) sinar-X tersebut. Salah satu indikator kemampuan tembus ini adalah Half Value Layer (HVL), yaitu ketebalan material tertentu yang dibutuhkan untuk mengurangi intensitas sinar-X hingga setengahnya (D Reskianto et al., 2023)

Semakin tinggi tegangan yang diterapkan pada tabung, semakin tinggi pula energi sinar-X yang dihasilkan, dan sebanding dengan itu, kemampuan tembusnya juga meningkat. Pengaturan tegangan tabung sangat memengaruhi kontras gambar radiograf. Tegangan yang tinggi cenderung menurunkan tingkat kontras karena meningkatnya interaksi efek Compton, yang menghasilkan radiasi hambur (scatter radiation) serta menurunkan koefisien atenuasi linier. Radiasi hambur ini menyebabkan penurunan ketajaman kontras pada citra radiografi. Oleh karena itu, untuk memindai bagian tubuh seperti toraks yang lebih tebal, dibutuhkan tegangan tabung yang lebih tinggi agar sinar-X mampu menembus struktur tubuh tersebut secara optimal (D Reskianto et al., 2023)

b. Kuat Arus Listrik (mA)

Satuan kuat arus listrik dalam tabung sinar-X adalah miliampere (mA), yang menunjukkan besarnya arus listrik yang mengalir dari katoda menuju anoda. Besaran arus ini berperan penting dalam menentukan jumlah sinar-X

(kuantitas radiasi) yang dihasilkan oleh tabung. Kuantitas radiasi menggambarkan seberapa banyak sinar-X yang dipancarkan, dan biasanya diukur berdasarkan jumlah miliröntgen (mR) per miliampere-detik (mAs). Nilai mA dipilih secara hati-hati untuk menghasilkan tingkat kehitaman film (densitas optik) yang sesuai, biasanya berada dalam kisaran 0,25 hingga 2,0, yang merupakan rentang densitas yang ideal untuk keperluan diagnostik (D Reskianto et al., 2023)

Pemilihan nilai mA juga berkaitan erat dengan pemilihan ukuran titik fokus (focal spot). Bila digunakan arus tinggi (mA besar), maka biasanya diperlukan focal spot yang lebih besar untuk menampung beban panas yang dihasilkan. Sebaliknya, jika mA kecil digunakan, focal spot yang lebih kecil dapat dipilih guna menghasilkan resolusi gambar yang lebih tinggi. Dalam praktiknya, pengaturan mA selalu dikombinasikan dengan durasi paparan atau waktu penyinaran (exposure time), sehingga total kuantitas radiasi dinyatakan dalam satuan mAs (milliampere-seconds), yang mencerminkan hubungan langsung antara kuat arus dan waktu eksposur (D Reskianto et al., 2023)

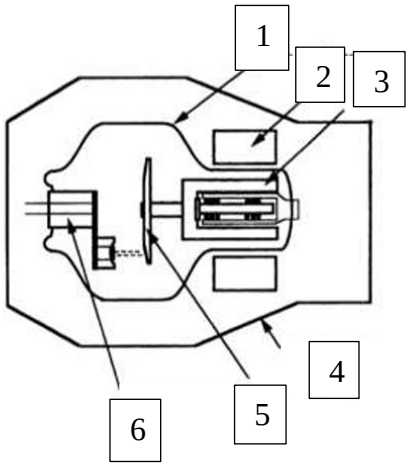
c. Waktu (s)

Waktu penyinaran merujuk pada durasi, dalam satuan detik, selama berkas sinar-X diarahkan ke organ yang

sedang diperiksa. Durasi ini tidak bersifat tetap, melainkan disesuaikan dengan karakteristik organ atau bagian tubuh yang diperiksa. Untuk organ yang mengalami pergerakan aktif seperti jantung, lambung, atau kolon, penyinaran dilakukan secepat mungkin guna meminimalkan risiko ketidaktajaman gambar akibat gerakan (motion unsharpness) (D Reskianto et al., 2023)

Penelitian menunjukkan bahwa semakin tebal bagian tubuh yang diperiksa—seperti thoraks—maka nilai mAs (milliampere-seconds) yang dibutuhkan juga meningkat. Kenaikan nilai mAs ini berbanding lurus dengan jumlah sinar-X yang dihasilkan, sehingga memungkinkan sinar-X untuk menembus jaringan yang lebih tebal secara efektif (D Reskianto et al., 2023)

2.1.2.3 Tabung Sinar-X

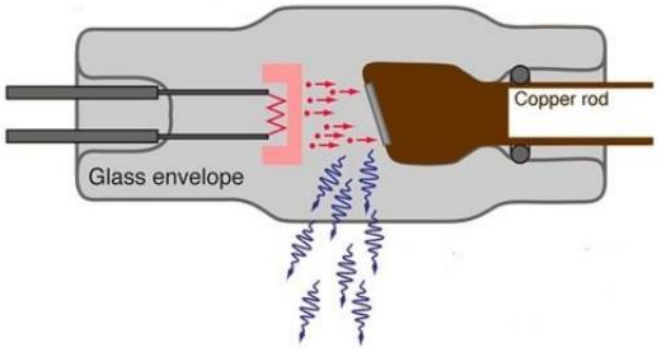


Keterangan Gambar :
1. Tube Envelope
2. Stator
3. Rotor
4. Tube Housing
5. Anode
6. Katode

Gambar 2.4 Tabung Sinar-X (Prabhu et al., 2020)

Tabung sinar-X adalah tabung vakum berbahan kaca tahan panas yang mengubah energi listrik menjadi gelombang sinar-X. Berdasarkan panduan manajemen perawatan alat kesehatan yang diterbitkan oleh American Hospital Association (AHA), tabung sinar-X umumnya memiliki usia pakai sekitar 12 tahun atau setara dengan 192.768 kali paparan sinar-X. Tabung sinar-X terdiri dari sebuah tabung kaca vakum yang di dalamnya terdapat dua elektroda, yaitu anoda (positif) dan katoda (negatif). Katoda dilengkapi dengan filamen yang, saat dialiri arus listrik dalam satuan miliampere (mA), akan memancarkan elektron. Ketika tegangan tinggi diberikan antara anoda dan katoda, elektron-elektron tersebut tertarik menuju anoda. Arah gerak berkas elektron ini difokuskan dengan bantuan suatu komponen berbentuk silinder yang dikenal sebagai focusing cup. Anoda, atau antikatoda, terbuat dari logam dengan titik lebur tinggi dan memiliki permukaan cekung, berfungsi sebagai target tempat elektron berkecepatan tinggi bertumbukan. Tumbukan ini menghasilkan sinar-X. Semakin tinggi nomor atom pada katoda, maka semakin cepat elektron bergerak, yang berujung pada peningkatan daya tembus sinar-X yang dihasilkan (Firman et al., 2020)

a. Wadah Tabung *(X-ray Tube Housing)*



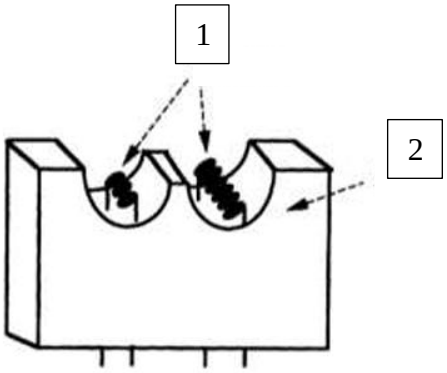
Gambar 2.5 X-ray Tube Housing (Firman et al., 2020)

Komponen pelindung yang menjaga kondisi ruang hampa merupakan komponen utama dari sebuah mesin sinar-X. Jika terjadi pelepasan gas dari bagian dalam tabung atau bahkan kebocoran pada ruang hampa, maka tabung akan menjadi terisi gas, sehingga aliran 23ystem23n dari katoda akan terhambat oleh partikel gas tersebut. Dalam kondisi ini, filamen pada katoda juga bisa mengalami oksidasi, yang pada akhirnya dapat menyebabkan kerusakan total pada 23ystem tabung (Prabhu et al., 2020)

Pelindung tabung (tube shield) harus memiliki celah atau port keluaran, yaitu bagian tempat sinar-X keluar dari tabung. X-ray coil window, yang merupakan jalur keluarnya sinar-X area ini biasanya terdiri dari bagian kaca berukuran kecil dan material beryllium yang umum digunakan dalam bidang medis. Beryllium memiliki jumlah molekul yang lebih kecil dibandingkan kuarsa (*quartz*), sehingga lebih

efektif dalam transmisi sinar-X berenergi rendah, seperti yang dibutuhkan dalam prosedur mamografi (Prabhu et al., 2020)

b. Katoda



Keterangan gambar :
1. Filaments
2. Focusing cup

Gambar 2.6 Dua Filamen Katoda (Prabhu et al., 2020)

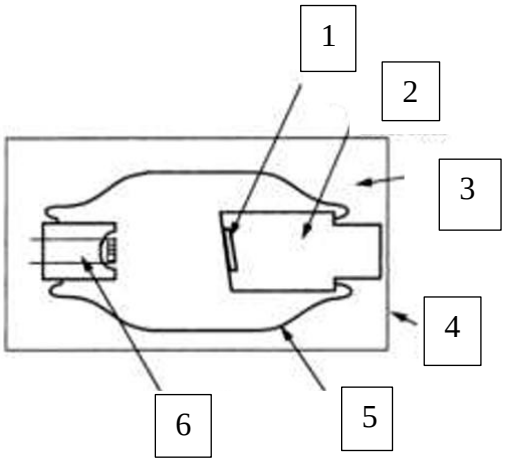
Katoda terletak di antara elektroda dalam sumber sinar-X. Sebuah generator sinar-X bertegangan rendah menghasilkan tegangan melalui filamen tabung. Focusing cup berisi kumparan kawat filamen tungsten dengan diameter antara 2–5 cm dan panjang sekitar 10–20 mm (Prabhu et al., 2020)

Elektron dari filamen dipancarkan melalui proses pemanasan (boiling off) dari kawat tungsten. Tegangan tinggi yang diterapkan akan menghasilkan aliran arus listrik dari katoda ke anoda. Medan listrik dan susunan filamen membentuk lensa listrik yang menentukan jalur elektron dan wilayah pengaruhnya serta wilayah yang ditunjuk sebagai titik focus (focal point). Katoda terdiri dari filamen kawat

tungsten yang ditempatkan dalam cawan titik focus (focus point cup). Agar detail halus pada radiograf dapat terlihat jelas, ukuran titik fokus sebaiknya sekecil mungkin, karena ukuran titik fokus sangat bergantung pada ukuran filamen itu sendiri. Ukuran titik fokus yang lebih kecil juga mengurangi beban panas yang ditujukan pada target, sehingga penting untuk mengurangi daya maksimum (arus tabung kilovolt peak) yang digunakan. Sebagai konsekuensinya, tabung akan menghasilkan tekanan sinar-X maksimum yang lebih rendah. Pada paparan jangka pendek, konfigurasi minimal dari ketebalan filamen sangat penting untuk mencapai kekuatan radiologi yang optimal. Namun, bila waktu paparan terlalu lama, gambar yang dihasilkan bisa terganggu oleh kabur akibat gerakan (motion blur) (Prabhu et al., 2020)

Secara umum, unit katoda terdiri dari dua filamen: Filamen besar (di sisi kanan) digunakan ketika dibutuhkan penyinaran singkat dengan intensitas tinggi dalam waktu singkat. Sebaliknya, saat resolusi diperlukan atau gerakan terganggu (karena paparan yang lebih lama), filamen yang lebih kecil (kiri) digunakan (Prabhu et al., 2020)

c. Anoda



Keterangan Gambar :

1. Tungsten Target
2. Copper Anode Block
3. Oil Both
4. Tube Housing
5. Tube Envelope
6. Cathode Assembly

Gambar 2.7 Anoda didalam Tabung sinar-X (Prabhu et al., 2020)

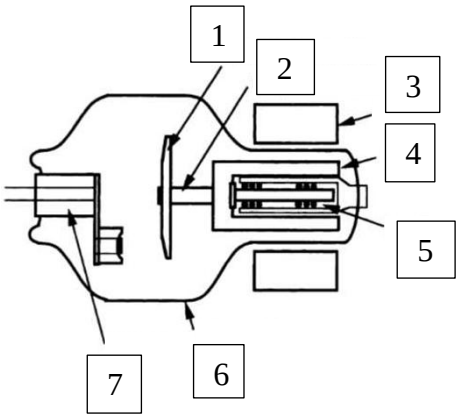
Umumnya terdapat dua jenis anoda yang digunakan dalam sistem sinar-X, yaitu anoda tetap (fixed anode) dan anoda berputar (rotating anode). Awalnya, anoda tetap dibuat dari tungsten yang dipasang pada blok tembaga. Namun, karena kemampuan penghantar panasnya yang rendah, jenis ini menghasilkan sinar-X dengan intensitas yang lebih kecil. Untuk mengatasi keterbatasan ini, dikembangkanlah anoda berputar, yang memungkinkan produksi sinar-X dengan intensitas yang jauh lebih tinggi (Prabhu et al., 2020)

Dengan anoda berputar, panas yang dihasilkan secara langsung akibat tumbukan elektron yang dipercepat bisa tersebar ke area yang lebih luas, sehingga beban panas tidak terkonsentrasi pada satu titik saja. Hal ini membantu meningkatkan daya tahan tabung sinar-X. Agar efisiensi

pancaran sinar-X maksimal, baik pada anoda tetap maupun berputar, bahan target yang digunakan harus memiliki sifat radioaktif tinggi. Artinya, bahan tersebut mampu menghasilkan sinar-X dengan efisien sekaligus menahan panas yang tinggi akibat proses tersebut (Prabhu et al., 2020)

Tungsten adalah bahan yang paling sering digunakan pada anoda sinar-X karena memiliki beberapa keunggulan seperti: Konduktivitas termal tinggi (dapat menghantarkan panas dengan baik dan Nomor atom yang tinggi, yang berarti kemampuannya untuk menghasilkan sinar-X sangat bagus. Biasanya, untuk meningkatkan ketahanan terhadap perubahan bentuk akibat panas (thermal distortion), tungsten dipadukan dengan rhenium hingga sekitar 10%, karena rhenium bersifat elastis dan fleksibel. Dalam praktiknya, tungsten juga sering diaplikasikan di permukaan molybdenum meskipun molybdenum bukan konduktor terbaik. Namun, bahan ini memiliki kualitas visual yang baik untuk pencitraan. Tungsten juga bisa ditempatkan sebagai lapisan tipis di atas substrat tembaga untuk mengoptimalkan performa anoda (Prabhu et al., 2020)

d. Rotor dan Stator



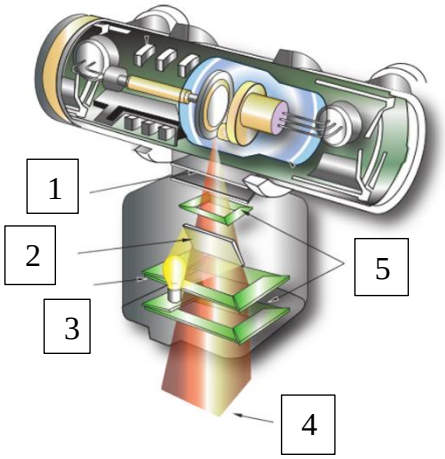
Keterangan Gambar :

1. Tungsten Anode Disk
2. Molybdenum Stem
3. Stator
4. Rotor
5. Bearings
6. Tube Envelope
7. Cathode

Gambar 2.8 Rotor dan Stator didalam Tabung sinar-X (Prabhu et al., 2020)

Ujung anoda yang menghubungkan cincin anoda ke rotor biasanya dibuat dari baja paduan atau molybdenum karena tahan panas dan kuat. Batang penghubung (stem) berfungsi untuk mencegah penyebaran panas ke area sensitif yang bisa menyebabkan hilangnya sinar-X. Stator winding menghasilkan arus bolak-balik (AC) yang menciptakan medan magnet. Medan ini memutar rotor logam, sehingga anoda ikut berputar. Putaran ini membantu menyebarkan panas secara merata. Anoda berputar biasanya memiliki kecepatan antara 3.000–10.000 rpm, untuk menjaga efisiensi dan mencegah kerusakan akibat panas berlebih (Prabhu et al., 2020)

2.1.2.4 Kolimator

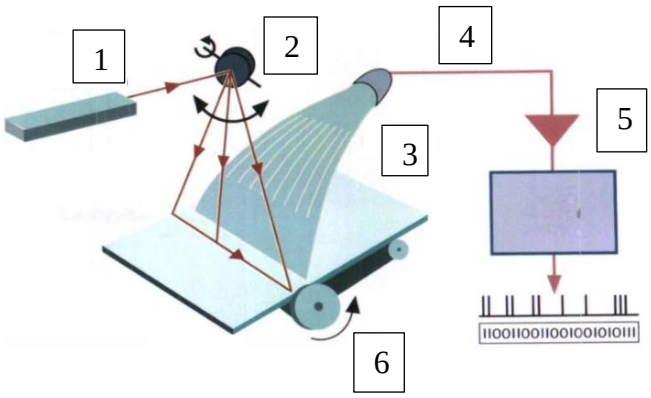


Keterangan gambar :
1. Filters
2. Mirror
3. Light source
4. X-Ray Beam
5. Shutters

Gambar 2. 9 Kolimator (Ruello, 2023)

Kolimator adalah bagian dari pesawat sinar-X yang berfungsi mengatur ukuran dan bentuk lapangan radiasi yang mengenai pasien. Alat ini menggunakan dua set penutup atau *shutter* dari timbal (Pb), yaitu *shutter* transversal (lateral) dan longitudinal, yang masing-masing dilengkapi kontrol tersendiri dan dapat digerakkan secara berpasangan. *Shutter* ini umumnya terletak 3–7 inci (8–18 cm) di bawah tabung sinar-X. *Shutter* ini berfungsi untuk mengatur luas area penyinaran sinar-X yang keluar, sehingga dapat disesuaikan dengan ukuran objek dan kebutuhan pencitraan. Selain itu, kolimator juga dilengkapi dengan cahaya panduan untuk menunjukkan area penyinaran, sehingga membantu teknisi memastikan area yang akan disinari tepat sasaran. Dengan adanya kolimator, paparan radiasi pada jaringan yang tidak perlu dapat diminimalkan sesuai dengan standar keamanan radiografi (Nisa et al., 2023)

2.1.3 Computed Radiography (CR)



Keterangan gambar :

1. Laser Beam
2. Optical Scanner
3. Light Guide
4. Photomultiplier Tube
5. Amplifier
6. Motor

Gambar 2.10 Proses cara kerja *Computed Radiography* (CR) (Prastanti et al., 2020)

Computed Radiography (CR) merupakan sistem yang mengubah proses radiografi konvensional berbasis analog menjadi bentuk digital. Meskipun sudah digital, CR tetap memerlukan unit sinar-X seperti pada radiografi konvensional untuk melakukan eksposi terhadap pasien. CR menggunakan pelat penyimpan fosfor (phosphor plate) sebagai media akuisisi tambahan untuk menghasilkan citra proyeksi, dan dapat diterapkan di ruang radiografi standar sebagaimana penggunaan film dan layar. Pengoperasian CR memerlukan kaset khusus yang berisi fosfor, pembaca CR (CR reader), workstation untuk pengendalian mutu, serta perangkat tampilan seperti printer dan viewing station. Pelat penyimpan fosfor ini memiliki kemiripan dengan layar penguat (intensifying screen), namun perbedaan utamanya terletak pada kemampuannya dalam menangkap energi dari sinar-X yang masuk dan menyimpannya hingga dapat dibaca kembali oleh sistem.

Prinsip Kerja Computed Radiography (CR) menurut (Prastanti et al., 2020) adalah:

a. Eksposi Imaging Plate (IP)

   Imaging plate di dalam kaset diekspos menggunakan alat pembangkit sinar-X. Saat sinar-X menembus objek, terjadi atenuasi (perlemahan) karena perbedaan kerapatan objek, yang kemudian membentuk bayangan laten pada permukaan plate.

b. Pembacaan Bayangan Laten

   Kaset dimasukkan ke dalam image reader. Di dalamnya, bayangan laten yang tersimpan pada lapisan fosfor dirangsang oleh cahaya inframerah hingga melepaskan energi dalam bentuk cahaya tampak.

c. Konversi Cahaya ke Sinyal Listrik

   Cahaya yang dihasilkan ditangkap oleh pengumpul cahaya dan diteruskan ke photomultiplier tube, yang mengubah cahaya menjadi sinyal listrik analog.

d. Konversi Sinyal Analog ke Digital

   Sinyal analog dikonversi menjadi sinyal digital melalui analog to digital converter (ADC), lalu diproses oleh komputer.

e. Penghapusan Data dan Penggunaan Ulang

   Setelah pembacaan selesai, data pada imaging plate dapat dihapus dengan menyinari plate menggunakan cahaya terang, sehingga plate dapat digunakan kembali.

f. Rekonstruksi Citra

Gambar yang ditampilkan di layar monitor dapat direkonstruksi atau dimanipulasi melalui image console untuk memperoleh hasil visual yang diinginkan.

2.1.4 Kendali Mutu (*Quality Control*)

Quality Control (QC) merupakan komponen penting dalam Quality Assurance (QA) yang secara khusus berperan dalam memantau berbagai variabel yang memengaruhi kualitas citra radiologi dan besarnya dosis radiasi yang diterima. QC lebih menekankan pada aspek teknis dari kinerja peralatan, bukan pada aspek manajerial atau administratif. Pelaksanaan continuous quality improvement (CQI), QA, dan QC memiliki tujuan utama untuk menjamin terciptanya citra diagnostik yang optimal, meminimalkan paparan radiasi terhadap pasien dan tenaga medis, serta mengurangi beban biaya operasional di fasilitas pelayanan kesehatan (Sari et al., 2024)

Kegiatan QC mencakup berbagai aktivitas penting seperti pengujian penerimaan, pemantauan rutin, hingga tindakan korektif. Pengujian penerimaan merupakan langkah awal untuk memastikan bahwa peralatan memenuhi spesifikasi pabrikan. Pemantauan rutin dilakukan dengan frekuensi tertentu (harian, mingguan, bulanan, hingga tahunan) untuk memastikan alat tetap berfungsi sesuai standar. Sementara itu, koreksi kesalahan diperlukan apabila ditemukan peralatan yang tidak memenuhi batas toleransi uji QC, sehingga perlu diperbaiki atau diganti. Untuk menjamin mutu layanan kesehatan secara

menyeluruh, setiap komponen mulai dari input, proses, hingga output perlu dirancang dengan jelas dan sistematis. Pengelolaan yang terpadu terhadap aspek manajerial dan teknis harus selaras dengan pencapaian visi serta implementasi misi institusi. Salah satu upaya nyata dalam menjamin mutu layanan adalah melalui pelaksanaan Quality Control yang sesuai dengan ketentuan dalam Peraturan Menteri Kesehatan (PERMENKES, 2009)

QC bukan hanya berfungsi sebagai alat evaluasi teknis, tetapi juga sebagai bagian penting dari sistem manajemen mutu untuk meningkatkan keselamatan pasien dan efektivitas pelayanan.

2.1.3.1 Ruang Lingkup Kendali Mutu

Merujuk pada Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia No. 1250 Tahun 2009 tentang pedoman kendali mutu (Quality Control) peralatan radiodiagnostik, program ini diterapkan pada seluruh peralatan yang menggunakan Sinar-X untuk keperluan diagnostik pada manusia, termasuk fasilitas pendukungnya. Peralatan yang dicakup dalam program ini mencakup pesawat Sinar-X diagnostik yang terpasang secara tetap (fixed/stationary) serta pesawat Sinar-X mobile yang tidak memiliki fitur fluoroskopi. Selain itu, fasilitas pendukung yang turut diperhatikan dalam program ini meliputi kamar gelap, sistem pemrosesan film, peralatan proteksi radiasi, kaset dan tabir penguat, film radiografi, serta kotak amatan (viewing box) (PERMENKES, 2009)

2.1.3.2 Kegiatan Kendali Mutu

Mengacu pada Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia No. 1250 Tahun 2009 (PERMENKES, 2009), mengenai pedoman pelaksanaan kendali mutu (Quality Control) pada peralatan radiodiagnostik, kegiatan kendali mutu dibagi ke dalam tiga kategori utama, yaitu:

a. Kendali mutu pesawat sinar-X mencakup pengujian tabung kolimasi, tabung pesawat, generator, dan Automatic Exposure Control (AEC). Pengujian tabung kolimasi meliputi uji iluminasi lampu kolimator, efisiensi celah (*shutter*), dan kesamaan berkas cahaya. Sementara itu, pengujian pada tabung pesawat sinar-X mencakup uji kebocoran rumah tabung, tegangan tabung, serta waktu eksposi. Generator pesawat sinar-X diuji melalui pengukuran keluaran radiasi, reproduktibilitas sinar-X, serta lapisan nilai paruh (half value layer). Sedangkan untuk sistem AEC, pengujian meliputi paparan densitas standar, kemampuan penjejakan ketebalan pasien terhadap kilovoltage, serta waktu tanggap minimum.
b. Kegiatan kendali mutu pada perlengkapan radiografi mencakup pengujian film, kaset dan tabir penguat, alat pelindung diri, serta tingkat pencahayaan film iluminator (viewing box). Pengujian film meliputi optimasi dan sensitivitas untuk memastikan kualitas gambar yang

dihasilkan sesuai standar diagnostik. Kaset dan tabir penguat diuji melalui pemeriksaan kebocoran, kebersihan intensifying screen, serta kontak antara tabir penguat dan film. Alat pelindung diri diperiksa untuk mendeteksi kemungkinan kebocoran yang dapat membahayakan pengguna. Sementara itu, iluminator diuji untuk memastikan tingkat pencahayaan optimal dalam menampilkan gambar radiografi secara jelas.

c. Kegiatan kendali mutu pada ruang pemrosesan film radiografi mencakup pengujian rancangan ruangan, alat pemroses film otomatis, manual, dan termal. Pengujian rancangan ruangan meliputi pemeriksaan kebocoran dan safelight kamar gelap. Alat pemroses film diuji sesuai jenisnya, dengan pemrosesan manual mencakup prosedur pengadukan, penggantian, dan penyimpanan larutan kimia. Sementara itu, pemrosesan film termal diuji melalui penetapan densitas rujukan, verifikasi resolusi spasial, dan tingkat artefak untuk memastikan hasil radiografi yang optimal.

2.1.5 Uji Celah (*Shutter*) Kolimator

Uji celah (*shutter*) kolimator merupakan bagian dari program kendali mutu dalam penggunaan pesawat sinar-X diagnostik, sebagaimana diatur dalam Keputusan Menteri Kesehatan RI Nomor 1250 Tahun 2009. Pengujian ini bertujuan untuk memastikan bahwa *shutter*

yang tertutup sepenuhnya mampu menghalangi radiasi agar tidak mencapai film, sehingga meningkatkan keamanan penggunaan sinar-X. Selain itu, uji ini juga berperan dalam meningkatkan keselamatan radiasi, terutama saat membuang muatan kapasitor pada mobile unit atau ketika melakukan pemanasan pesawat melalui eksposi (PERMENKES, 2009)

2.1.4.1 Frekuensi Uji

Berdasarkan Keputusan KEMENKES No. 1250 Tahun 2009 mengenai pedoman kendali mutu peralatan radiodiagnostik, pengujian celah (*shutter*) kolimator harus dilakukan setiap enam bulan sekali atau setelah kolimator menjalani perbaikan dan perawatan (PERMENKES, 2009)

2.1.4.2 Alat dan Bahan

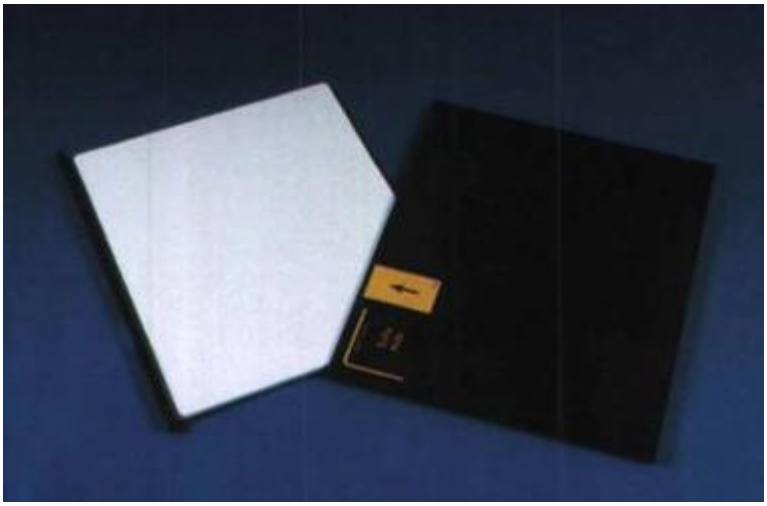
Peralatan yang digunakan untuk pengujian celah (*shutter*) kolimator sebagai berikut:

a. Pesawat Sinar-X

Pesawat sinar-X merupakan perangkat medis yang memanfaatkan radiasi sinar-X untuk keperluan radiografi maupun fluoroskopi. Alat ini terdiri atas beberapa komponen utama, yaitu sistem kendali, transformator, serta tabung sinar-X. Sistem kendali berfungsi untuk mengatur parameter paparan, sedangkan transformator berperan dalam menyuplai energi ke tabung melalui rangkaian tegangan tinggi, filamen, dan timer. Radiasi sinar-X yang dihasilkan oleh tabung diarahkan ke tubuh pasien, menembus jaringan,

dan selanjutnya diterima oleh film atau detektor guna menghasilkan citra diagnostik. Sebelum proses pemotretan dilakukan, parameter teknis seperti tegangan (kV), arus tabung (mA), dan durasi paparan (s) harus diatur terlebih dahulu untuk menghasilkan kualitas sinar-X yang sesuai (Firman et al., 2020)

b. Kaset



Gambar 2.11 Kaset (Prastanti et al., 2020)

Kaset atau Imaging plate merupakan salah satu peralatan utama dalam pemeriksaan radiografi. Kaset terdiri dari lempengan berbahan serat karbon dengan bingkai aluminium yang berfungsi untuk menangkap gambar (Kurniawati et al., 2024)

Image plate ini memiliki kemampuan menyimpan energi sinar-X, yang kemudian dapat dilepaskan melalui proses pemindaian menggunakan laser. *Image plate* ditempatkan di dalam *cassette*, dengan ukuran yang umum

digunakan meliputi 18×24 cm, 24×30 cm, 35×35 cm, dan 35×43 cm. Sebagai media pencatatan citra sinar-X, *Image plate* terbuat dari bahan *Photostimulable Phosphor* (PSP), yang memungkinkan perolehan gambar berkualitas tinggi dalam sistem *Computed Radiography* (CR) (Bisra & Hulmansyah, 2024)

c. *Computed Radiography* (CR)

Computed Radiography (CR) adalah sistem yang mengubah radiografi konvensional analog menjadi digital. Meski digital, CR tetap menggunakan unit sinar-X untuk eksposi pasien. Sistem ini memanfaatkan pelat fosfor sebagai media perekam citra yang dapat digunakan di ruang radiografi standar. Proses CR memerlukan kaset fosfor, CR reader, workstation, serta perangkat tampilan seperti printer dan monitor. Pelat fosfor serupa dengan intensifying screen, namun mampu menyimpan energi sinar-X hingga dibaca oleh system (Prastanti et al., 2020)

d. *Image J*

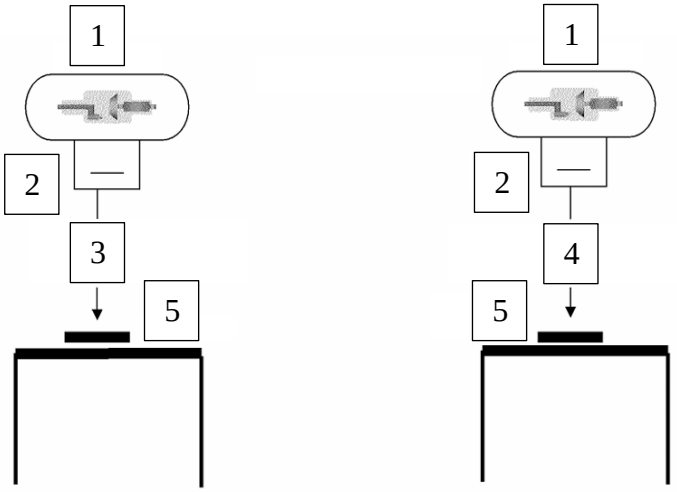
ImageJ adalah perangkat lunak pemrosesan dan analisis citra berbasis Java yang awalnya dikembangkan untuk Macintosh, namun kini tersedia untuk berbagai sistem operasi seperti Windows, Mac OS, Mac OS X, dan Linux. Program ini mendukung berbagai format file citra, termasuk TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS, serta file mentah

(raw). ImageJ memiliki kemampuan untuk mengukur luas area, nilai piksel, jarak, dan sudut dalam suatu citra (Prastanti et al., 2020)

2.1.4.3 Prosedur Pengujian

Keputusan Menteri Kesehatan RI Nomor 1250 Tahun 2009 (PERMENKES, 2009), menjelaskan bahwa uji celah (shutter) kolimator harus dilaksanakan sesuai tahapan berikut:

a. Sebelum melakukan pengujian, pastikan bahwa tabung pesawat sinar-X telah melalui proses pemanasan *(warm-up)* sesuai prosedur yang ditetapkan.
b. Letakkan kaset di atas meja pemeriksaan dengan posisi berjarak 1 meter dari titik fokus tabung sinar-X.
c. Sesuaikan pengaturan eksposi dengan nilai 80 kVp dan 40 mAs.
d. Lakukan eksposi pertama dengan menutup rapat satu sisi *shutter* kolimator, sementara sisi lainnya dibiarkan terbuka sepenuhnya.
e. Ulangi prosedur sebelumnya dengan membuka penuh sisi *shutter* kolimator yang sebelumnya tertutup, sementara sisi lainnya ditutup rapat. Setelah kedua eksposi dilakukan, proses film yang telah menerima paparan tersebut.



Keterangan gambar :

1. Tabung sinar-X
2. LBC (*Limited Beam Control*)
3. 1 m, only right-left shutters are closed
4. 1 m, only front-rear shutters are closed
5. Film sinar-X

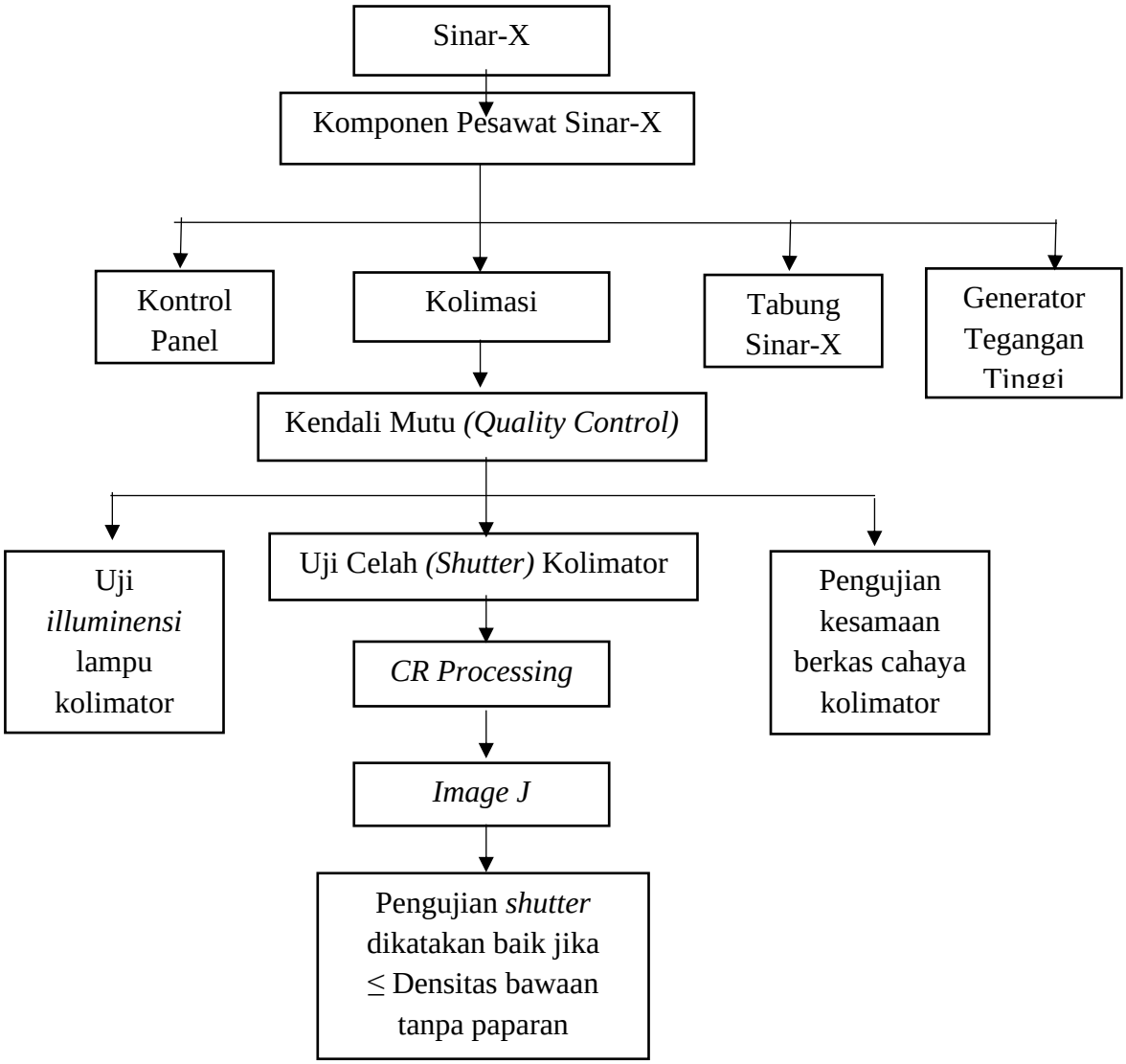
Gambar 2.12 Prosedur Pengujian *Shutter* Kolimator (PERMENKES, 2009)

2.1.4.4 *Density*

Densitas merujuk pada tingkat kehitaman yang tampak pada citra radiograf. Ketika detail gambar cukup jelas, bahkan struktur anatomi terkecil pun dapat teridentifikasi. Kisaran densitas yang umum ditemukan pada radiograf berada di antara 0,25 hingga 2,5. Rentang ini dikenal sebagai densitas berguna (Optical Density/OD), yaitu tingkat kehitaman yang masih dapat diobservasi secara visual oleh mata manusia (Utami et al., 2020)

2.2 **Kerangka Teori**

Adapun kerangka teori penelitian ini dapat dilihat pada bagan di bawah ini:



Bagan 2.1 Kerangka Teori

2.3 **Penelitian Terkait**

Tabel 2.1 Penelitian Terkait

No.	Nama Peneliti	Tahun	Judul	Merk	Perbedaan	Persamaan	Hasil
1.	Puji	2019	Analisis Efisiensi Celah (*Shutter*) Kolimator Tabung Sinar-X di Tiga Instalasi Radiologi Lahan PKL Prodi D3 Radiologi UNISA Yogyakarta.	Wonsolution Tipe WSR 40, Siemens Tube Optitop, Siemens Multimobile 2.5, Siemens Luminos Fusion FD VE10, Toshiba, NO. SER : 5D0461	Pengujian dilakukan pada lima unit pesawat Sinar-X	Metode yang diterapkan adalah deskriptif kuantitatif dengan pendekatan observasional.	Hasil uji celah shutter kolimator pada lima unit tabung sinar-X memperlihatkan adanya kebocoran yang ditandai dengan penghitaman pada film, yang mengindikasikan bahwa kinerja kolimator masih di bawah standar dan belum sesuai dengan ketentuan dalam PERMENKES No. 1250/MENKES/SK/XII/2009.
2.	Wijaya	2018	Uji Efesiensi Celah (*Shutter*) Kolimator Pada Pesawat Sinar-X Mobile Merk Siemens Di Instalasi Radiologi Rsud Mangusada Kabupaten Badung	Sinar-X mobile merk Siemens	Penelitian ini menggunakan metode kuantitatif dan pendekatan eksperimen.	Penelitian ini melakukan pengukuran rata-rata densitas yang diperoleh dari radiograf dengan kedua sisi shutter dalam kondisi tertutup rapat.	Pada hasil penelitian, ketiga radiograf yang dihasilkan menunjukkan adanya penghitaman yang mengindikasikan bahwa kolimator tidak bekerja secara optimal sesuai Kemenkes No. 1250/SK/MENKES/XII/2009.
3	Widya Pangesti	2020	Uji Efisiensi Celah (*Shutter*) Kolimator Pesawat Sinar-X di Instalasi Radiologi RSUD Arifin Achmad Provinsi Riau	Merk/type: Shimadzu / Ra speed MC with number serial 1443	Penelitian ini menggunakan metode kuantitatif dan desain eksperimen.	Penelitian ini menganalisis hasil uji dengan alat densitometer.	Hasil pada penelitian ini menunjukkan kebocoran dengan penghitaman film, tidak sesuai standar MENKES RI No. 1250 Tahun 2009.

BAB III
METODE PENELITIAN

3.1 Jenis dan Design Penelitian

Metode yang dipilih dalam penelitian ini adalah kuantitatif deskriptif dengan pendekatan observasional. Pendekatan kuantitatif dikenal sebagai metode tradisional karena telah lama digunakan dalam berbagai penelitian. Dalam penelitian ini, metode deskriptif kuantitatif digunakan untuk menyajikan data secara apa adanya, dengan fokus pada pemaparan hasil tanpa melakukan generalisasi. Data yang diperoleh disajikan dan dikumpulkan dalam bentuk angka (Amruddin et al., 2022)

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menilai keberadaan kebocoran pada kolimator alat sinar-X mobile yang digunakan di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru. Data dikumpulkan melalui observasi langsung di lokasi serta melalui pengujian terhadap celah (shutter) pada kolimator. Data yang diperoleh dari pengujian tersebut kemudian dianalisis menggunakan aplikasi pengolahan citra, menghasilkan output berupa nilai numerik. Hasil analisis ini selanjutnya dideskripsikan secara faktual berdasarkan temuan lapangan dan dibandingkan dengan standar yang ditetapkan oleh KEMENKES RI No.1250 Tahun 2009.

3.2 Subjek Penelitian

Subjek utama dalam penelitian ini adalah unit sinar-X mobile yang digunakan di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru.

3.3 Lokasi dan Waktu Penelitian

Penelitian ini akan dilakukan di Instalasi Radiologi RSI Zainab Pekanbaru yang beralamat di Jl. Ronggo Warsito No.1, Suka Maju, Kec. Sail, Kota Pekanbaru, Riau, Penelitian ini akan dilakukan pada bulan April 2025.

3.4 Instrumen Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan dengan menggunakan instrumen sebagai berikut:

a. Pesawat Sinar-x

   Merk : *Allengers*

   Type : *Allengers* 100

   No. Seri : 2k1402018

   kV Max : 80 Kv

   mAs Max : 40 mAs

b. Kaset ukuran 24 cm x 30 cm

c. *Computed Radiography* (CR)

d. *Flashdisk*

e. Aplikasi Pengolah Citra

f. Alat tulis

g. Kamera

3.5 Prosedur Penelitian

Berdasarkan Keputusan Menteri Kesehatan RI Nomor 1250 Tahun 2009 (PERMENKES, 2009), prosedur untuk melakukan pengujian celah (*shutter*) kolimator dilakukan dengan langkah-langkah sebagai berikut:

a. Sebelum melakukan pengujian, pastikan bahwa tabung pesawat sinar-X telah melalui proses pemanasan (*warm-up*). Pemanasan tabung sinar-

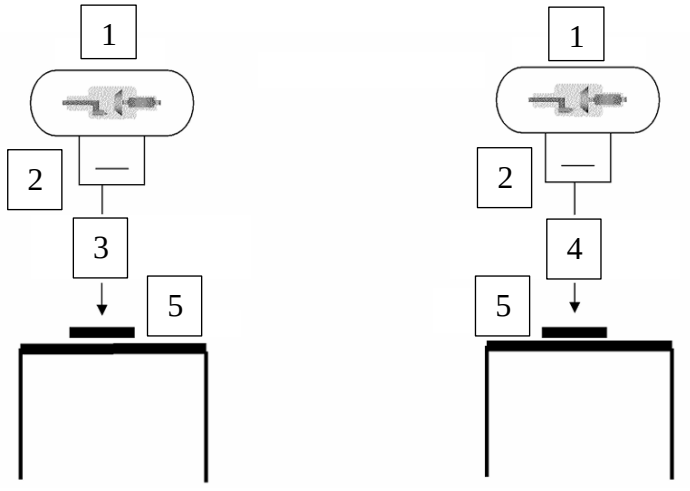
X diperlukan untuk mencegah kerusakan akibat perubahan suhu yang mendadak, menstabilkan output radiasi, serta memastikan kinerja alat tetap optimal dan aman saat digunakan.

b. Kaset dibaca tanpa paparan radiasi dan digunakan sebagai background dengan cara dipindai terlebih dahulu tanpa penyinaran sinar-X, sehingga hasilnya bisa digunakan sebagai referensi untuk membedakan area yang terpapar radiasi dan yang tidak saat pengujian.

c. Letakkan kaset yang telah dibaca (tanpa paparan radiasi sebelumnya) di atas meja pemeriksaan dengan posisi berjarak 1 meter dari titik fokus tabung sinar-X.

d. Sesuaikan pengaturan eksposi dengan nilai 80 kVp dan 40 mAs sesuai dengan batas yang ditetapkan oleh KEMENKES RI No. 1250 Tahun 2009.

e. Tutup rapat satu sisi *shutter* kolimator, sementara sisi lainnya terbuka sepenuhnya.



Keterangan gambar :
1. Tabung sinar-X
2. LBC (*Limited Beam Control*)
3. 1 m, only right-left shutters are closed
4. 1 m, only front-rear shutters are closed
5. Film sinar-X

Gambar 3.1 Prosedur Pengujian *Shutter* Kolimator (PERMENKES, 2009)

f. Ulangi prosedur sebelumnya dengan membuka penuh sisi *shutter* kolimator yang sebelumnya tertutup, sementara sisi lainnya ditutup rapat.

g. Lakukan uji sebanyak 3x guna mengurangi kemungkinan kesalahan.

h. Setelah pengujian *shutter* dilakukan, kaset CR yang telah terpapar sinar-X dipindai melalui sistem CR. Citra yang terekam dibaca oleh scanner dan diubah menjadi cahaya, lalu diperkuat menjadi sinyal listrik yang akhirnya ditampilkan sebagai gambar radiografi di monitor.

i. Citra radiografi digital yang dihasilkan disimpan dalam sistem Computed Radiography (CR).

j. Selanjutnya, file citra tersebut disalin ke dalam flashdisk dan digunakan untuk proses analisis lebih lanjut, yaitu penghitungan nilai densitas dengan bantuan perangkat lunak pengolahan citra.

k. Pada perangkat lunak pengolahan citra tersebut, pilih file yang akan diukur dengan menekan Ctrl+O pada *keyboard*.

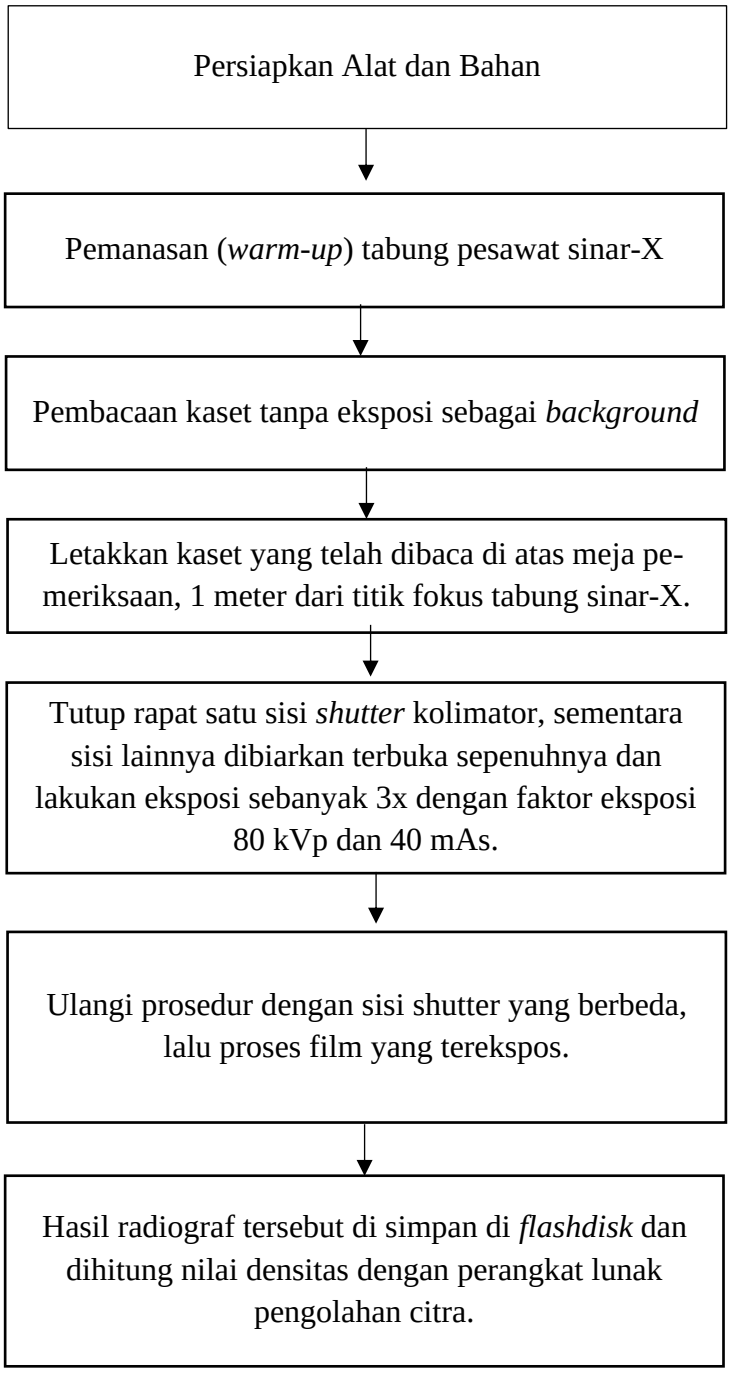
l. Pilih opsi "*Straight*" untuk melakukan pengukuran pada area hasil uji *Shutter* X dan *Shutter* Y.

m. Kemudian pilih opsi "*Analyze*," lalu pilih "*Measure*," kemudian pilih "*List*" untuk menampilkan hasil uji *shutter* kolimator.

n. Didapatkan hasil ukur densitas sepanjang garis *transversal* (X) dan *longitudinal* (Y) serta area uji.

3.6 **Diagram Alur Penelitian**

Diagram alur penelitian dapat dilihat pada bagan dibawah ini:



Bagan 3.1 Diagram Alur Penelitian

3.7 Metode Pengumpulan Data

Pengambilan data dalam penelitian ini dilakukan melalui pengukuran langsung saat pengujian celah (*shutter*) kolimator pada pesawat sinar-X mobile merek Allengers. Pengujian dilakukan sebanyak tiga kali eksposi dengan pengaturan sisi *shutter* yang berbeda, menggunakan satu kaset yang kemudian diproses melalui sistem Computed Radiography (CR). Citra radiografi digital yang dihasilkan disimpan dalam format DICOM dan disalin ke dalam *flashdisk* untuk dianalisis lebih lanjut menggunakan perangkat lunak pengolahan citra guna menghitung nilai densitas. Seluruh hasil pengujian kolimator didokumentasikan dan dicatat oleh peneliti di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru.

3.8 Analisis Data

Penelitian ini bertujuan untuk menguji celah (*shutter*) kolimator pada alat sinar-X konvensional merek *Allengers* yang digunakan di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Ibu dan Anak Zainab Pekanbaru, guna mendeteksi kemungkinan adanya kebocoran. Prosedur pengujian kolimator dijelaskan dan dinarasikan sesuai dengan standar yang tercantum dalam Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 1250 Tahun 2009.

Kolimasi dinyatakan memenuhi syarat apabila hasil uji celah (*shutter*) kolimator menunjukkan bahwa tidak terdapat penghitaman pada kaset akibat paparan sinar-X, sesuai dengan ketentuan dalam Peraturan KEMENKES RI No. 1250 Tahun 2009. Jika hasil pengujian pada kaset menunjukkan area yang menghitam, dilakukan pengukuran densitas menggunakan aplikasi pengolahan citra dan hasil yg didapatkan tidak melebihi nilai densitas kaset tanpa paparan.

Apabila hasil uji celah (shutter) kolimator pada pesawat sinar-X ini melebihi nilai batas yang ditentukan, maka pesawat sinar-X harus dilakukan perbaikan atau dikalibrasi agar layak digunakan saat dilakukannya pemeriksaan kepada pasien.

.

BAB IV
HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Penelitian

Telah dilakukan penelitian uji celah (*shutter*) kolimator pada pesawat sinar-X mobile di Rumah Sakit Ibu dan Anak Zainab Pekanbaru dilakukan dengan tiga kali pengujian. Dalam penelitian ini peneliti menggunakan faktor eksposi yaitu tegangan tabung 80Kv 40mAs mengacu pada pedoman kendali mutu peralatan radiodiagnostik sebagaimana tercantum dalam Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 1250 Tahun 2009. Hasil yang didapatkan dengan tiga kali pengujian pada kaset yang sama, tersebut sebagai berikut:

4.1.1 Hasil Radiograf Uji Celah (*Shutter*) Kolimator

4.1.1.1 Hasil Radiograf Kaset Kosong (Tanpa Eksposi)

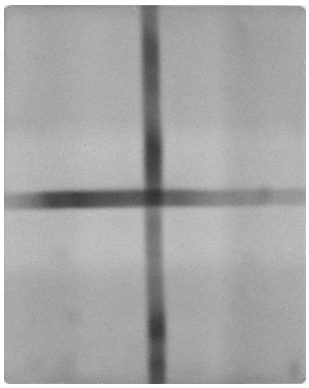
Pada tahap awal, dilakukan pemindaian kaset tanpa diberikan paparan sinar-X untuk dijadikan acuan dasar. Tujuan dari proses ini adalah untuk memastikan tidak terdapat perubahan visual seperti penghitaman atau bayangan yang disebabkan oleh faktor lain di luar radiasi, seperti kondisi kaset atau peralatan.

Gambar 4.1 Hasil radiograf kaset tanpa paparan radiasi

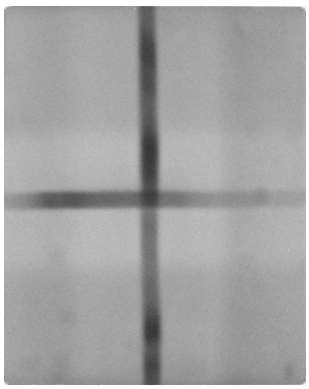
Hasil pemindaian menunjukkan bahwa film berada dalam keadaan normal dan bersih, tanpa perubahan warna. Dengan demikian, kaset dapat digunakan sebagai referensi untuk membedakan area yang nantinya menerima paparan radiasi dan yang tidak selama proses pengujian berlangsung.

4.1.1.2 Hasil Radiograf pada Pengujian Pertama, Kedua, dan Ketiga

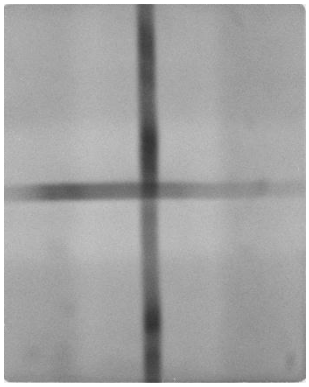
Berikut adalah hasil uji celah (*shutter*) kolimator yang dilakukan sebanyak 3 (tiga) kali pengujian telah dilakukan pada pesawat sinar-x mobile merk *Allengers*, dengan hasil yang diperoleh pada masing-masing pengujian adalah sebagai berikut.:



Gambar 4.2 Hasil gambaran radiograf uji celah (shutter) kolimator pada pengujian pertama.



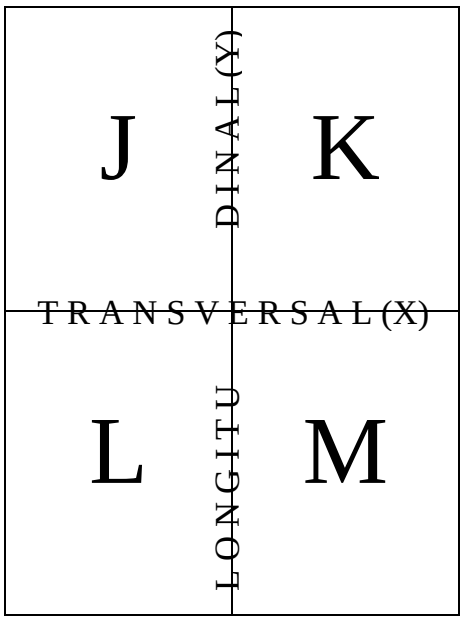
Gambar 4.3 Hasil gambaran radiograf uji celah (shutter) kolimator pada pengujian kedua.



Gambar 4.4 Hasil gambaran radiograf uji celah (shutter) kolimator pada pengujian ketiga.

Mengacu pada Gambar 4.2, 4.3, dan 4.4 yang merupakan hasil dari pengujian pertama, kedua, dan ketiga, terlihat adanya area yang mengalami penghitaman yang disebabkan oleh adanya paparan radiasi pada sisi celah *shutter* X maupun *shutter* Y kolimator. Adanya area gelap ini terjadi akibat kemungkinan ketidaksesuaian pada pengaturan celah (*shutter*) kolimator.

4.1.2 Hasil Pengukuran Uji Celah (*Shutter*) Kolimator



Gambar 4.5 Area Pengukuran Nilai Densitas

Pengujian celah (*shutter*) dilakukan pengukuran dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area *transversal* (X) dan area *longitudinal* (Y) serta area-area yang telah dijelaskan pada gambar 4.5. Pada pengujian ini dilakukan dengan tiga kali pengujian. Setiap pengujian didapatkan hasil sebagai berikut:

4.1.2.1 Hasil Pengukuran Uji Celah (*Shutter*) Kolimator Pada Pengujian Pertama

Berikut tabel hasil rata-rata pengukuran pengujian celah (*shutter*) kolimator pada pengujian pertama:

Tabel 4.1 Hasil Rata-Rata Pengukuran Densitas pada Uji Celah (Shutter) Kolimator Pengujian Pertama dan Selisih Nilai Densitas dengan Kaset Tanpa Paparan

Area pengukuran	Pengujian Pertama	Kaset Tanpa Paparan	Selisih Hasil Kaset dengan Paparan dan Tanpa Paparan
Garis Transversal (X)	495.202	84	439.936
Garis Longitudinal (Y)	523.936	84	411.202
Area J	320.855	84	236.855
Area K	331.96	84	247.96
Area L	330.999	84	246.999
Area M	337.788	84	253.788

Uji celah (*shutter*) kolimator terhadap pesawat sinar-X mobile merk *Allengers*, pada saat pengujian terlihat berkas cahaya dari kolimator ketika shutter sisi transversal tertutup rapat

dan sisi longitudinal dibuka sepenuhnya. Namun, cahaya tersebut tidak terlihat pada area kaset uji, sehingga ada kemungkinan bahwa cahaya yang tampak berasal dari sumber lain atau disebabkan oleh faktor lain. Hasil radiograf menunjukkan kebocoran pada sisi longitudinal maupun sisi transversal meskipun pengaturan penutupan penuh pada kedua sisi shutter telah dilakukan. Berdasarkan tabel 4.1 Pada hasil pengukuran dan rata-rata nilai uji celah kolimator menunjukkan intensitas kehitaman yang melebihi nilai densitas kaset tanpa paparan radiasi yang digunakan saat uji yaitu didapatkan selisih nilai densitasnya adalah 439.936 pada garis *transversal* (X) dan 411.202 pada garis *longitudinal* (Y). Serta selisih nilai densitas pada masing-masing area adalah sebagai berikut: area J adalah 236.855, area K sebesar 247.96, area L adalah 246.999, dan area M sebesar 253.788.

4.1.2.2 Hasil Pengukuran Uji Celah (*Shutter*) Kolimator Pada Pengujian Kedua

Tabel 4.2 Hasil Rata-Rata Pengukuran Densitas pada Uji Celah (Shutter) Kolimator Pengujian Kedua dan Selisih Nilai Densitas dengan Kaset Tanpa Paparan

Area pengukuran	Pengujian Kedua	Kaset Tanpa Paparan	Selisih Hasil Kaset dengan Paparan dan Tanpa Paparan
Garis Transversal (X)	464.873	84	380.873
Garis Longitudinal (Y)	538.947	84	454.947
Area J	333.89	84	249.89
Area K	348.152	84	264.152
Area L	348.021	84	264.021
Area M	357.647	84	273.647

Berdasarkan tabel 4.2 Pada hasil pengukuran pengujian kedua dan rata-rata nilai uji celah kolimator menunjukkan intensitas kehitaman yang melebihi nilai densitas kaset tanpa paparan radiasi yang digunakan saat uji yaitu didapatkan selisih nilai densitasnya adalah 380.873 pada garis *transversal* (X) dan 454.947 pada garis *longitudinal* (Y). Serta selisih nilai densitas pada masing-masing area adalah sebagai berikut: area J adalah 249.89, area K sebesar 264.152, area L adalah 264.021, dan area M sebesar 273.647.

4.1.2.3 Hasil Pengukuran Uji Celah (*Shutter*) Kolimator Pada Pengujian Ketiga

Tabel 4.3 Hasil Rata-Rata Pengukuran Densitas pada Uji Celah (Shutter) Kolimator Pengujian Ketiga dan Selisih Nilai Densitas dengan Kaset Tanpa Paparan

Area pengukuran	Pengujian Ketiga	Kaset Tanpa Paparan	Selisih Hasil Kaset dengan Paparan dan Tanpa Paparan
Garis Transversal (X)	452.756	84	368.756
Garis Longitudinal (Y)	550.877	84	466.877
Area J	324.155	84	240.155
Area K	345.134	84	261.134
Area L	348.036	84	264.036
Area M	363.773	84	279.773

Berdasarkan tabel 4.1 Pada hasil pengukuran pengujian ketiga dan rata-rata nilai uji celah kolimator menunjukkan intensitas kehitaman yang melebihi nilai densitas kaset tanpa paparan radiasi yang digunakan saat uji yaitu didapatkan selisih nilai densitasnya adalah 368.756 pada garis *transversal* (X) dan 466.877 pada garis *longitudinal* (Y). Serta selisih nilai densitas pada masing-masing area adalah sebagai berikut: area J adalah 240.155, area K sebesar 261.134, area L adalah 264.036, dan area M sebesar 279.773.

4.2 Pembahasan

Berdasarkan hasil penelitian mengenai uji celah (*shutter*) kolimator pada pesawat sinar-X mobile di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru, adapun pembahasannya sebagai berikut:

1. Pada hasil pengukuran dari tiga kali pengujian, ditemukan adanya peningkatan nilai densitas pada area-area yang seharusnya tidak terkena paparan radiasi. Nilai rata-rata densitas dasar (kaset tanpa paparan) adalah sebesar 84. Sedangkan hasil dari pengujian pertama, kedua, dan ketiga menunjukkan nilai densitas yang secara konsisten lebih tinggi dari nilai dasar tersebut, baik pada garis transversal (X), longitudinal (Y), maupun area-area spesifik (J, K, L, M). Nilai rata-rata densitas dari ketiga pengujian sebagai berikut: Pada garis transversal (X) 470.943, pada garis longitudinal (Y) 537.92, area uji J 326.3, area uji K 341.748, area uji L 342.352, dan area uji M 353.069. Serta nilai selisih tertinggi pada garis transversal (X) didapatkan pada pengujian pertama sebesar 411.202, dan nilai selisih tertinggi pada garis longitudinal (Y) didapatkan pada pengujian ketiga sebesar 466.877, dan pada area lainnya didapatkan nilai selisih dengan rentang 236.855 pada area J pengujian pertama dan 279.773 pada area M pengujian ketiga. Menurut Widya Pangesti tahun 2021, jika hasil penelitian menunjukkan adanya kehitaman yang melampaui batas densitas kaset tanpa paparan, maka dapat disimpulkan bahwa celah (*shutter*) mengalami kebocoran dan tidak berfungsi secara optimal.

2. Berdasarkan hasil pengujian celah (*shutter*) kolimator pada pesawat sinar-X *mobile* yang dilakukan di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru mengalami kebocoran radiasi yang tidak merata. Berdasarkan ketentuan PERMENKES tahun 2009, kolimasi dinyatakan memenuhi syarat apabila hasil uji celah (shutter) kolimator menunjukkan bahwa tidak terdapat penghitaman pada kaset akibat paparan sinar-X. Dari ketiga pengujian, hasil menunjukkan adanya paparan radiasi yang yang ditunjukkan dengan adanya penghitaman pada area kaset. Hal ini mengindikasikan bahwa terdapat penyinaran tidak langsung yang tetap mencapai permukaan kaset, sehingga memunculkan peningkatan densitas citra.

Berdasarkan data hasil pengujian celah *shutter*, didapatkan bahwa sistem *shutter* pada kolimator pesawat sinar-X mobile merk *Allengers* berfungsi kurang baik dalam membatasi paparan sinar-X ke area yang telah ditentukan. Hal ini dibuktikan dengan adanya penghitaman pada area kaset uji, serta nilai densitas yang diperoleh melebihi densitas kaset tanpa paparan. Dengan demikian, dapat disimpulkan bahwa celah (*shutter*) kolimator mengalami kebocoran radiasi yang tidak merata.

BAB V
KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian mengenai uji celah (*shutter*) kolimator pada pesawat sinar-X mobile di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru, dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

5.1.1 Hasil pengukuran dari tiga kali pengujian, ditemukan adanya peningkatan nilai densitas pada area-area yang seharusnya tidak terkena paparan radiasi dan melebihi nilai dasar kaset tanpa paparan. Nilai rata-rata densitas dari ketiga pengujian sebagai berikut: Pada garis transversal (X) 470.943, pada garis longitudinal (Y) 537.92, dan pada area uji (J,K,L,M) 340.867.

5.1.2 Dari seluruh hasil pengujian menunjukkan adanya paparan radiasi yang ditunjukkan dengan adanya penghitaman pada area kaset dan belum bisa dikatakan efisien. Mengacu pada ketentuan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 1250 Tahun 2009, bahwa celah (*shutter*) dianggap berfungsi secara efisien apabila tidak terdapat indikasi kebocoran radiasi atau penghitaman pada film.

5.2 Saran

Dari hasil pengujian tersebut, penulis memberikan saran sebagai berikut:

5.2.1 Disarankan agar pengujian dilakukan secara rutin setiap enam bulan sekali atau setelah dilakukan perbaikan serta perawatan pada kolimator, sesuai dengan ketentuan yang tercantum dalam Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 1250 Tahun 2009 tentang Pedoman Kendali Mutu Peralatan Radiodiagnostik.

5.2.2 Berdasarkan hasil pengujian, disarankan agar dilakukan pengujian lanjutan oleh Petugas Proteksi Radiasi (PPR) atau pihak dari Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) sebagai lembaga yang berwenang. Tindakan ini bertujuan untuk memperkuat penerapan jaminan mutu dan kendali mutu sesuai ketentuan yang tercantum dalam Peraturan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 1250 Tahun 2009.

5.2.3 Disarankan untuk dilakukan pengukuran menggunakan aplikasi yang lebih update untuk pengolahan pada citra radiologi atau pembacaan citra medis.

5.2.4 Disarankan untuk dilakukan pengujian iluminansi cahaya kolimator sesuai ketentuan Permenkes RI No. 1250/Menkes/SK/X/2009. Hal ini bertujuan untuk memastikan bahwa cahaya yang muncul berasal dari lampu kolimator, serta untuk mengevaluasi kesesuaian intensitas dan arah cahaya dengan mekanisme shutter yang ada.

DAFTAR PUSTAKA

Amruddin, Priyanda, R., Agustina, T. S., Ariantini, N. S., Rusmayani, N. G. A. L., Aslindar, D. A., Ningsih, K. P., Wulandari, S., Putranto, P., Yuniati, I., Untari, I., Mujiani, S., & Wicaksono, D. (2022). Metodologi Penelitian Kuantitatif. In Sustainability (Switzerland) (Vol. 11, Issue 1).

Bisra, M., & Hulmansyah, D. (2024). Komputerisasi Radiologi.

D Reskianto, A., Heryani, H., W. Widhianto, R., & C. Martania, A. (2023). Implementasi Indonesian Dose Reference Level (I-DRL) Pada Optimasi Faktor Eksposi Mobile X-Ray Kapasitas 100 MA. Prosiding Seminar Si-INTAN, 3(1), 70–75D Reskianto, A., Heryani, H., W. Widhianto, R.

Faza Nurulita, S., Setia Budi, W., Hidayanto, E., & Nuraeni, N. (2023). Penentuan Keseragaman Respon Dan Faktor Koreksi TLD-100 (Lif:Mg,Ti) Terhadap Radiasi Sinar-X. Berkala Fisika, 26(1), 15–24.

Firman, A., Wahyuni, L. S., & Mulyatno. (2020). Simulasi Alat Penghitung Heat Unit Pada Pesawat Sinar X Dengan Menggunakan Visual Basic. Journal Hospital Technology And Mechatronics, 1(2), 79–91.

Jayanti, B. T. (2021). Analisis Tingkat Pengetahuan Mahasiswa Kesehatan Mengenai Proteksi Radiasi Sinar-X Di Universitas ‘Aisyiyah Yogyakarta. 1–11.

Kurniawati, A., Handoko, B. D., & Kurniawan, A. N. (2024). Pelatihan Penggunaan Cairan Klorin Untuk Menurunkan Angka Mikroorganisme Pada Kaset Radiografi. Madani : Indonesian Journal Of Civil Society, 6(1), 65–72.

Luh Gede, P. S., Ratini, N. N., & Iffah, M. (2021). Pengaruh Variasi Tegangan Tabung Sinar-X Terhadap Signal To Noise Ratio (SNR) Dengan Penerapan Anode Heel Effect Menggunakan Stepwedge. Buletin Fisika, 22(1), 20–28.

Marini, R., Santoso, S. B., Tomala, A., Setiawan, C., & Afritayanti, T. (2021). Best Practice Keselamatan Radiasi Di Rumah Sakit Hermina Karawang. 1–8.

Nisa, C., Saputro, U. H., Putra, N. P., Dipnola, & Annazifa, S. (2023). Uji Kesamaan Berkas Cahaya Kolimator Pesawat Sinar-X. Jurnal Kesehatan Tambusai, 4(4), 6335–6340.

Nugraheni, F., Anisah, F., & Susetyo, G. A. (2022). Analisis Efek Radiasi Sinar-X Pada Tubuh Manusia. Prosiding SNFA (Seminar Nasional Fisika Dan

Aplikasinya), 19–25.

PERMENKES. (2009). Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 1250/MENKES/SK/XII/2009 Tentang Pedoman Kendali Mutu (Quality Control) Peralatan Radiodiagnostik.

Prabhu, S., Naveen, D. K., Bangera, S., & Subrahmanya Bhat, B. (2020). Production Of X-RAYS Using X-RAY Tube. Journal Of Physics: Conference Series, 1712(1).

Prastanti, A. D., Abimanyu, B., & K, A. N. (2020). Optimasi Citra CR Dan Limitasi Dosis Dengan Pengaturan Kolimasi Pada Radiograf Servikal. Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.

Puji, A., Mahmud, N., Mahmudi, T., & Hidayat, E. V. (2019). Analisis Efisiensi Celah (Shutter) Kolimator Tabung Sinar-X Di Tiga Instalasi Radiologi Lahan PKL Prodi D3 Radiologi UNISA Yogyakarta.

Rahmayani, R., Sahara, & Zelviani, S. (2020). Pengukuran Dan Analisis Dosis Proteksi Radiasi Sinar-X Di Unit Radiologi RS. Ibnu Sina Yw-Umi. JURNAL FISIKA DAN TERAPANNYA, 7(1), 87–96.

Ruello, G. (2023). Exploration For Innovation Opportunities In Diagnostic Radiology Collimators.

Sari, A. W., Mayani, A. N., Putri, S. S., & Puspitaningtyas, D. A. (2024). Uji Kesesuaian Radiografi Umum (Pp. 1–62).

Sudarsih, K., Rosidah, S., & Budiwati, T. (2019). Pelaksanaan Program Kendali Mutu Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi RSI Sultan Agung Semarang. Seminar Nasional Widya Husada 1, 3(2), 25–31.

Sukmawati, C. ., Ariannto, F., & Hidayanto, E. (2022). Penentuan Dosis Serap Relatif Radiasi Sinar-X Pada Radiograf Thoraks Dengan Variassi Periode Pemeriksaan Kesehatan Menggunakan Aplikasi MNCPX. Journal Berkala Fisika, 25(1), 7–13.

Utami, A. P., Anggriani, J., & Istiqomah, A. N. (2020). Perbedaan Densitas Dan Kontras Thorax Dengan Menggunakan Grid Dan Tanpa Grid. JRI (Jurnal Radiografer Indonesia), 2(2), 121–131.

Wardani, T. S., & Sudarti. (2022). Analisis Pemahaman Mahasiswa Pendidikan Fisika Universitas Jember Terhadap Manfaat Serta Dampak Sinar-X Bagi

Kesehatan. Jurnal Pendidikan Fisika Dan Terapannya, 5(1), 1–11.

Widya Pangesti, S., Rahmat, Y., & Handoko, B. (2021). Uji Efisiensi Celah (Shutter) Kolimator Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi RSUD Arifin Achmad Provinsi Riau. Medical Imaging And Radiation Protection Research (MIROR) Journal, 1(1), 13–18.

Wijaya, I. M., Nyoman, N., Prima, I., & Supriani, N. (2018). Uji Efesiensi Celah (Shutter) Kolimator Pada Pesawat Sinar-X Mobile Merk Siemens Di Instalasi Radiologi Rsud Mangusada Kabupaten Badung.

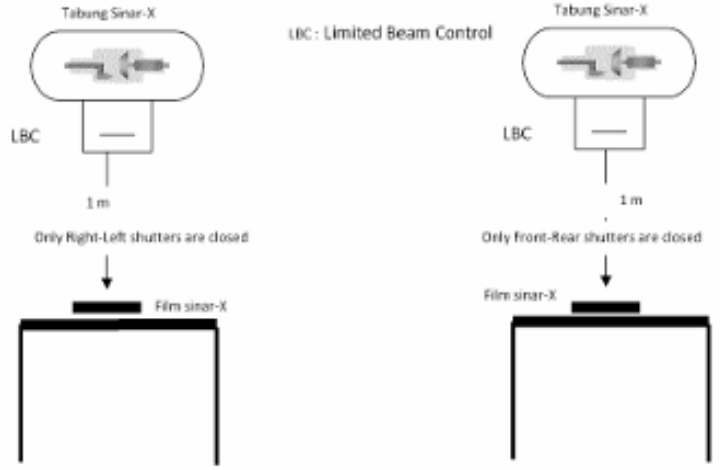
LAMPIRAN

Lampiran 1 Standar Uji Celah (*shutter*) Kolimator KEMENKES RI No. 1250 pada Tahun 2009

MENTERI KESEHATAN
REPUBLIK INDONESIA

A.1.b. UJI EFISIENSI CELAH (SHUTTER) KOLIMATOR

TUJUAN	Shutter yang tertutup penuh pada kolimator harus dapat mencegah radiasi yang mengenai film. Tujuan uji ini adalah untuk keamanan radiasi pada saat membuang muatan kapasitor pada mobile unit atau pada saat pemanasan pesawat dengan eksposi.
ALAT DAN BAHAN	Kaset sinar-X ukuran 24 x 30 cm yang terisi film
CARA KERJA	1. Pastikan bahwa sebelum pengujian dilakukan, telah dilakukan prosedur pemanasan tabung (*warm up)* pesawat sinar-X. 2. Tempatkan kaset diatas meja pemeriksaan pada jarak 1 m dari fokus tabung sinar-X 3. Atur eksposi pada 80 kVp dan 40 mAs, dan lakukan eksposi pertama dengan pengaturan satu sisi *shutter* kolimator dalam keadaan tertutup rapat dan pengaturan sisi *shutter* kolimator lainnya dalam keadaan terbuka penuh. 4. Lakukan prosedur yang serupa sebagaimana butir di atas tetapi pengaturan sisi *shutter* kolimator yang tadinya tertutup sebaliknya di buka penuh dan seterusnya, kemudian film yang telah menerima 2 kali eksposi tersebut di proses.



FREKUENSI UJI	6 (enam) buan sekali atau setelah perbaikan atau perawatan kolimator.
PENILAIAN DAN	Periksa dengan teliti film yang telah diproses, jika shutter

EVALUASI	berfungsi efesien/efektif, maka pada film tidak ada efek kebocoran radiasi/penghitaman

A.1.c. UJI KESAMAAN BERKAS CAHAYA KOLIMATOR

TUJUAN	Untuk menentukan akurasi pada kesamaan antara berkas sinar-X dan berkas cahaya dan mengevaluasi ketepatan berkas sinar-X dengan pusat berkas cahaya
ALAT DAN BAHAN	1. Alat uji Kolimator (Collimator Alignment Test Tool) 2. Alat uji ketepatan berkas cahaya (Beam Alignment Test Tool) 3. Film sinar-X dan kaset ukuran 24 x 30 cm 4. Pita pengukur
CARA KERJA	1. Letakan kaset ukuran 24 x 30 cm pada permukaan yang datar. 2. Yakinkan bahwa anoda dan katoda axis adalah parallel ke kaset 3. Sentrasi tabung sinar-X dipusatkan di tengah kaset dan atur jarak antara focus dengan film (FFD) setinggi 100 cm 4. Tempatkan collimator test tool pada pertengahan kaset.. 5. Cahaya kolimator diatur tepat dalam area persegi panjang plat test tool 6. Tempatkan beam alignment test tool pada pusat area pencahayaan. 7. Hidupkan lampu kolimator, atur luas lapangan cahaya sesuai dengan garis persegi panjang yang ada pada permukaan plat 8. Lakukan eksposi radiografi agar diperoleh densitas optis pada film yang dapat diobservasi oleh evaluator 9. Proses film di kamar gelap dan cek kesesuaian berkas cahaya/ berkas sinar-X dan x-ray beam alignment. 10. Ulangi untuk ukuran focal spot yang lain. 11. KOLIMATOR : Catat perubahan skala lapangan radiasi dan X2 dan Y2 dan skala lapangan sinar kolimator X1 dan Y1 dalam lembar kerja (worksheet) 12. Bandingan hasil pengukuran dengan standard NCRP (≤ 2% of FFD) 13. BEAM : Perhatikan pergeseran gambar kedua bola baja dalam film, dan bandingkan dengan standar NCRP (≤ 3°) 14. Berikan catatan atau komentar True/False, dan rekomendasi lainnya bila diperlukan

Lampiran 2 Surat Permohonan Izin Survey Awal

UNIVERSITAS AWAL BROS
A Spirit of Caring
A Vision of Excellence

Pekanbaru, Jl.Karya Bakti, No 8 Simp. BPG 28141
Telp. (0761) 8409768/ 082276268786
Batam, Jl.Abulyatama, 29464
Telp. (0778) 4805007/ 085760085061
Website: univawalbros.ac.id | Email : univawalbros@gmail.com

Pekanbaru, 24 April 2025

No : 00010/UAB1.01.3.3/U/KPS/4.25
Lampiran : -
Perihal : **Surat Permohonan Izin Survey Awal**

Kepada Yth :
Bapak/Ibu Direktur RSIA Zainab Pekanbaru
di-
Tempat

Semoga Bapak/Ibu selalu dalam lindungan Tuhan Yang Maha Esa dan sukses dalam menjalankan aktivitas sehari-hari.

Teriring puji syukur kehadirat Tuhan yang Maha Esa, berdasarkan kalender Akademik Prodi DIII Teknik Radiologi Universitas Awal Bros Pekanbaru Tahun Ajaran 2024/2025 Genap, bahwa Mahasiswa/i kami akan melaksanakan penyusunan Proposal Karya Tulis Ilmiah (KTI).

Sehubungan dengan hal tersebut diatas, kami mohon Bapak/Ibu dapat memberi izin Survey Awal untuk Mahasiswa/i kami dibawah ini :

Nama	:	ZALIA FITRI
Nim	:	202211402022
Dengan Judul	:	Uji Celah (Shutter) Kolimator Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru

Demikian surat permohonan izin ini kami sampaikan, atas kesediaan dan kerjasama Bapak/Ibu kami ucapkan terimakasih.

Ka. Prodi DIII Teknik Radiologi
Universitas Awal Bros

Shelly Angella,S.Tr.Rad., M.Tr.Kes
NIDN. 1022099201

Tembusan :
1.Arsip

Lampiran 3 Balasan Surat Permohonan Izin Survey Awal

RUMAH SAKIT IBU DAN ANAK
ZAINAB

TERAKREDITASI PARIPURNA
KARS

BISMILLAHIRRAHMANIRRAHIM

Nomor : 216/RSIA-ZNB/SDM-EXT/VI/2025
Lampiran : -
Perihal : **Surat Keterangan Penelitian/Riset**

Assalamu'alaikum, wr wb.

Semoga Allah SWT selalu melimpahkan taufik dan hidayah-Nya kepada kita semua dalam melaksanakan aktifitas sehari-hari, *Aamiin*.

Saya yang bertandatangan dibawah ini.

Nama : Rachmi Pratiwi, SH
NIK : 2019002472
Jabatan : Manager SDM

Menerangkan bahwa:

Nama : Zalia Fitri
NIM : 202211402022
Program Studi : DIII Teknik Radiologi

Bahwa bedasarkan surat dari Universitas Awal Bros Pekanbaru No. 00044/UAB1.01.3.3/U/KPS/5.25 perihal Permohonan Pengambilan data Penelitian/Riset yang bersangkutan diatas **DITERIMA** untuk melakukan Penelitian/Riset dengan Judul "**Uji Celah (Shutter) Kolimator Pesawat Sinar – X Di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru**". " di Rumah Sakit Ibu dan Anak Zainab.

Demikian surat keterangan ini kami buat untuk dapat dipergunakan sebagaimana mestinya.

Wassalamu'alaikum, wr wb.

Pekanbaru, 20 Zulhijjah 1446 H
16 Juni 2025

Manager SDM

Rachmi Pratiwi, SH
NIK: 2019002472

Alamat : Jl. Ronggowarsito I No 1 Pekanbaru Telp. (0761) 34000 Email: sekretaris@rsiazainab.co.id Website: www.rsiazainab.co.id

Lampiran 4 Surat Izin Penelitian

UNIVERSITAS AWAL BROS
A Spirit of Caring
A Vision of Excellence

Pekanbaru, Jl.Karya Bakti, No 8 Simp. BPG 28141
Telp. (0761) 8409768/ 082276268786
Batam, Jl.Abulyatama, 29464
Telp. (0778) 4805007/ 085760085061
Website: univawalbros.ac.id | Email : univawalbros@gmail.com

No : 00044/UAB1.01.3.3/U/KPS/5.25
Lampiran : -
Perihal : **Surat Izin Penelitian**

Kepada Yth :
Bapak/Ibu Direktur RSIA ZAINAB PEKANBARU
di-
Tempat

Semoga Bapak/Ibu selalu dalam lindungan Tuhan Yang Maha Esa dan sukses dalam menjalankan aktivitas sehari-hari.

Teriring puji syukur kehadirat Tuhan yang Maha Esa, berdasarkan kalender Akademik Prodi DIII Teknik Radiologi Universitas Awal Bros Tahun Ajaran 2024/2025 Genap, bahwa Mahasiswa/i kami akan melaksanakan penyusunan Karya Tulis Ilmiah (KTI).

Sehubungan dengan hal tersebut diatas, kami mohon Bapak/Ibu dapat memberi izin Penelitian untuk Mahasiswa/i kami dibawah ini :

Nama	:	ZALIA FITRI
Nim	:	202211402022
Dengan Judul	:	UJI CELAH (SHUTTER) KOLIMATOR PESAWAT SINAR-X DI INSTALASI RADIOLOGI RSIA ZAINAB PEKANBARU

Demikian surat permohonan izin ini kami sampaikan, atas perhatian dan kerjasama Bapak/Ibu kami ucapkan terimakasih.

Pekanbaru, 22 Mei 2025
Ka. Prodi DIII Teknik Radiologi
Universitas Awal Bros

Shelly Angella,S.Tr.Rad., M.Tr.Kes
NIP. 1022099201

Tembusan :

Lampiran 5 Balasan Surat Izin Penelitian

RUMAH SAKIT IBU DAN ANAK
ZAINAB

TERAKREDITASI PARIPURNA KARS

Nomor : 184/RSIA-ZNB/SDM-EXT/V/2025
Lampiran : -
Perihal : **Surat Balasan Izin Penelitian/Riset**

Assalamu'alaikum, wr wb.

Semoga Allah SWT selalu melimpahkan taufik dan hidayah-Nya kepada kita semua dalam melaksanakan aktifitas sehari-hari, *Aamiin*

Saya yang bertandatangan dibawah ini menerangkan bahwa:

Nama	: Rachmi Pratiwi, SH
NIK	: 2019002472
Jabatan	: Manager SDM

Menerangkan bahwa:

Nama	: Zalia Fitri
NIM	: 202211402022
Program Studi	: DIII Teknik Radiologi

Bahwa bedasarkan surat dari Prodi DIII Teknik Radiologi Universitas Awal Bros Pekanbaru, No 00010/UAB1.01.3.3/U/KPS/4.25 perihal Permohonan Pengambilan data Penelitian/Riset yang bersangkutan diatas **DITERIMA** untuk melakukan Penelitian/Riset dengan Judul "**Uji Celah (Shutter) Kolimator Pesawat Sinar – X Di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru"**

Demikian surat keterangan ini kami buat untuk dapat dipergunakan sebagaimana mestinya.

Wassalamu'alaikum, wr wb.

Pekanbaru, 29 Zulqa'dah 1446 H
27 Mei 2025

Manager SDM

Rachmi Pratiwi, SH
NIK: 2019002472

Lampiran 6 Surat Permohonan Persetujuan Etik

UNIVERSITAS AWAL BROS
A Spirit of Caring
A Vision of Excellence

Pekanbaru, Jl.Karya Bakti, No 8 Simp. BPG 28141
Telp. (0761) 8409768/ 082276268786
Batam, Jl.Abulyatama, 29464
Telp. (0778) 4805007/ 085760085061
Website: univawalbros.ac.id | Email : univawalbros@gmail.com

Pekanbaru , 27 Mei 2025

Nomor : 00049/UAB1.20/DL/KPS/5.25
Lampiran : 1 (satu) Berkas
Perihal : Permohonan Persetujuan Etik

Kepada Yth :
Ketua Komisi Etik Penelitian
Universitas Awal Bros

Sehubungan dengan rencana penelitian yang akan dilaksanakan oleh:

Nama Peneliti	:	ZALIA FITRI
Program Studi	:	DIII Teknik Radiologi
Judul	:	Uji Celah (Shutter) Kolimator Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru
Pembimbing 1	:	AULIA ANNISA.,M.Tr.ID
Pembimbing 2	:	R. SRI AYU INDRAPURI,M.Pd

Maka bersama ini kami mengajukan permohonan persetujuan etik sebagai salah satu syarat penelitian tersebut bisa dilakukan.

Demikian kami sampaikan atas perhatiannya kami ucapkan terima kasih.

Ketua Program Studi
DIII Teknik Radiologi

Shelly Angella,S.Tr.Rad., M.Tr.Kes
NIDK : 1022099201

Lampiran 7 Surat Rekomendasi Persetujuan Etik

UNIVERSITAS AWAL BROS
A Spirit Of Caring
A Vision of Excellence

Pekanbaru, Jl.Karya Bakti, No 8 Simp. BPG 28141
Telp. (0761) 8409768/ 082276268786
Batam, Jl.Abulyatama, 29464
Telp. (0778) 4805007/ 085760085061
Website: univawalbros.ac.id | Email : univawalbros@gmail.com

REKOMENDASI PERSETUJUAN ETIK
Nomor : 0062/UAB1.20/SR/KEPK/06.25

Dengan Ini Menyatakan Bahwa Protokol Dan Dokumen Yang Berhubungan Dengan Protokol Berikut Telah Mendapatkan Persetujuan Etik :

No Protokol	UAB250010		
Peneliti Utama	ZALIA FITRI		
Judul Penelitian	UJI CELAH (SHUTTER) KOLIMATOR PESAWAT SINAR-X DI INSTALASI RADIOLOGI RSIA ZAINAB PEKANBARU		
Tempat Penelitian	RSIA ZAINAB PEKANBARU		
Masa Berlaku	09 Juni 2025 - 09 Juni 2026		
Ketua Komisi Etik Penelitian Kesehatan Universitas Awal Bros	**Nama :** Eka Fitri Amir S.ST.,M.Keb	**Tanda Tangan:**	**Tanggal:** 09 Juni 2025

Kewajiban Peneliti Utama :
1. Menyerahkan Laporan Akhir Setelah Penelitian Berakhir
2. Melaporkan Penyimpangan Dari Protokol Yang Disetujui
3. Mematuhi Semua Peraturan Yang Telah Ditetapkan

Lampiran 8 Data Kalibrasi RSIA Zainab

PT. MUTU FISMED INDONESIA
Jl. Abadi No. 114 RT. 003/005 Curug, Cimanggis - Depok 16543
Email : mutufismed@gmail.com, mufindocertified@gmail.com
☎(021) 80452181

Komite Akreditasi Nasional
Laboratorium Kalibrasi
LK-317-IDN

SERTIFIKAT KALIBRASI

No. Sertifikat : Mufindo 24100179

IDENTITAS ALAT

Nama Alat	: Pesawat Sinar-X, Mobile
Merk	: Allengers
Tipe / Model	: Allengers 100
Nomor Seri	: 4433
Buatan	: -

IDENTITAS PEMILIK

Nama Pemilik	: RS Ibu dan Anak Zainab
Alamat	: Jl. Ronggo Warsito No.1. Suka Maiu, Kec. Sail, Kota Pekanbaru, Riau 28132
No.Order	: MFI/J.004/KAL/X/2024
Tanggal Diterima	: 10 Oktober 2024
Tanggal Kalibrasi	: 10 Oktober 2024
PenanggungJawab Kalibrasi	: Tri Narso Guntoro., A.Md. TEM., S.Si., M.Si
Resolusi	: 1 Vac
Rentang	: 0-240 Vac
Metode Kalibrasi	: Mufindo-389
Tempat Kalibrasi	: R. Radiologi

Sertifikat ini terdiri dari : 3 Halaman
Diterbitkan tanggal : 14 Oktober 2024

PT Mutu Fismed Indonesia

MUFINDO
MUTU FISMED INDONESIA

Wenty Maharani, S.ST.
Direktur

MUFINDO
MUTU FISMED INDONESIA

HASIL KALIBRASI

I. Kondisi Kalibrasi

a. Suhu : 23.5 ± 0.5 °C
b. Kelembaban : 52.8 ± 1.1 % RH

II. Alat Standar Tertelusur ke Sistem Satuan Internasional (SI)

Alat Standar	Merk / Tipe / No.Seri	Melalui :
X- Ray Multimeter	Piranha	PT Sinergi
Lux Meter	BC Biomedical	LK 008 IDN
Mistar		LK 188 IDN
Thermohigrometer	HTC -02	LK 009 IDN

III. Pemeriksaan Kondisi Fisik dan Fungsi

a. Fisik : Baik / ~~Tidak Baik*~~
b. Fungsi : Baik / ~~Tidak baik~~*

IV. Acuan Kalibrasi : Keputusan Direktur Jenderal Pelayanan Kesehatan
No. HK.02.02/V/0412/2020 , No. MK : 063-18

V. Pengamatan Kinerja

I. Pengujian Kelistrikan
Terlampir

II. Pengujian Kinerja X-Ray General
Terlampir

VI. Kesimpulan

78	≥ 70	Laik Pakai

Sesuai Peraturan Menteri Kesehatan No. 54 Tahun 2015. Ketidakpastian yang diberikan dalam sertifikat ini menggunakan basis distribusi normal dengan tingkat kepercayaan 95%, dengan faktor cakupan k = 2

HASIL KALIBRASI

1 Pengujian Kelistrikan

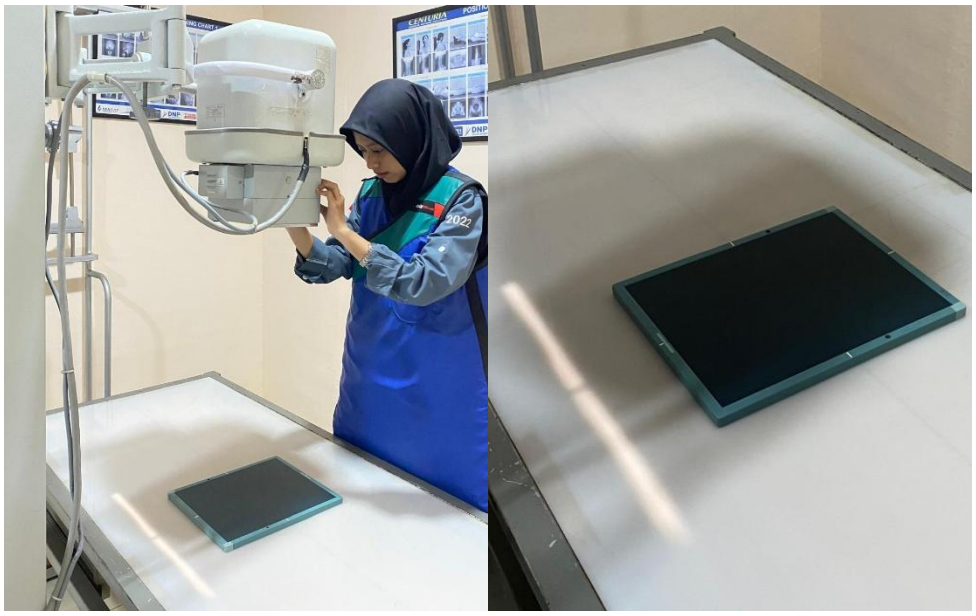
No	Parameter	Terukur	
1	Inspeksi visual	Memenuhi	
2	Resistensi Pembumian	0	Ohm
3	Arus bocor peralatan	179	µA
4	Arus bocor bagian yang diaplikasikan	179	µA
5	Resistensi Isolasi	0	Mohm
6	Uji fungsi	Berfungsi	

Type	BF
Kelas	I
Catatan	Tidak terjadi penyimpangan fungsional

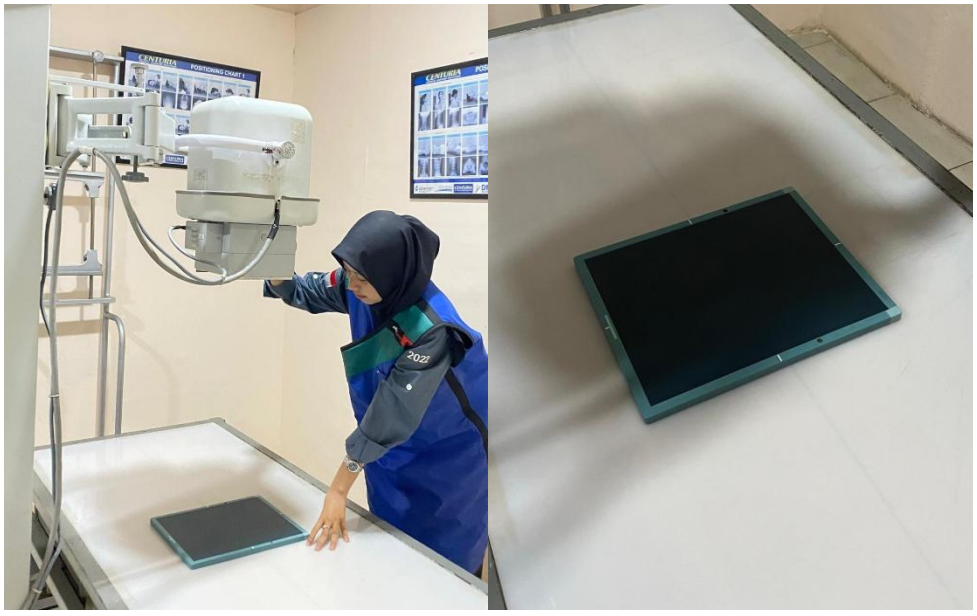
2 Pengujian Kinerja X-Ray General

No	Parameter	Pengamatan	Lolos Uji
1	Uji Iluminasi (lux)	104	Lolos
2	Uji Akurasi Tegangan Tabung	4%	≤ ± 10 %
3	Uji Akurasi Waktu Penyinaran	0.04	0,02<s<1
4	Uji Linearitas (CL)	0.01	≤ 0,1
5	Uji Reproduksibility (CV)	0.01	≤ 0,05
6	Uji Kualitas Sinar (HVL) (60 kVp	2.47	≥ 2,1 mmAl
7	Kebocoran Wadah Tabung	0.7	≤ 1,0 mGy/h
8	Informasi Dosis (ESD)	0	<3 mGy

Lampiran 9 Dokumentasi Pengujian Celah (*Shutter*) Kolimator di RSIA Zainab Pekanbaru

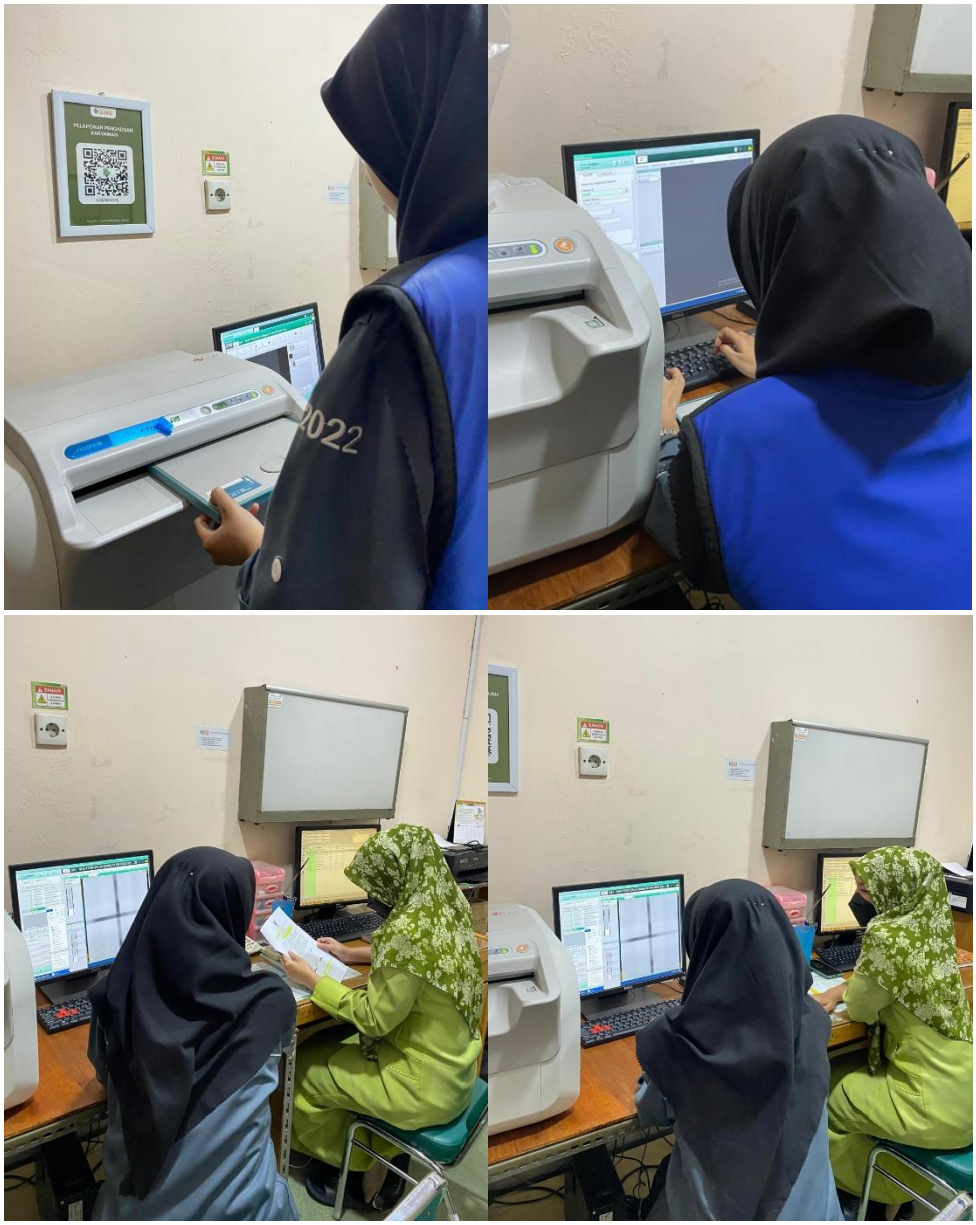


Pengaturan eksposi pertama shutter sisi transversal tertutup rapat dan sisi longitudinal dibuka sepenuhnya.



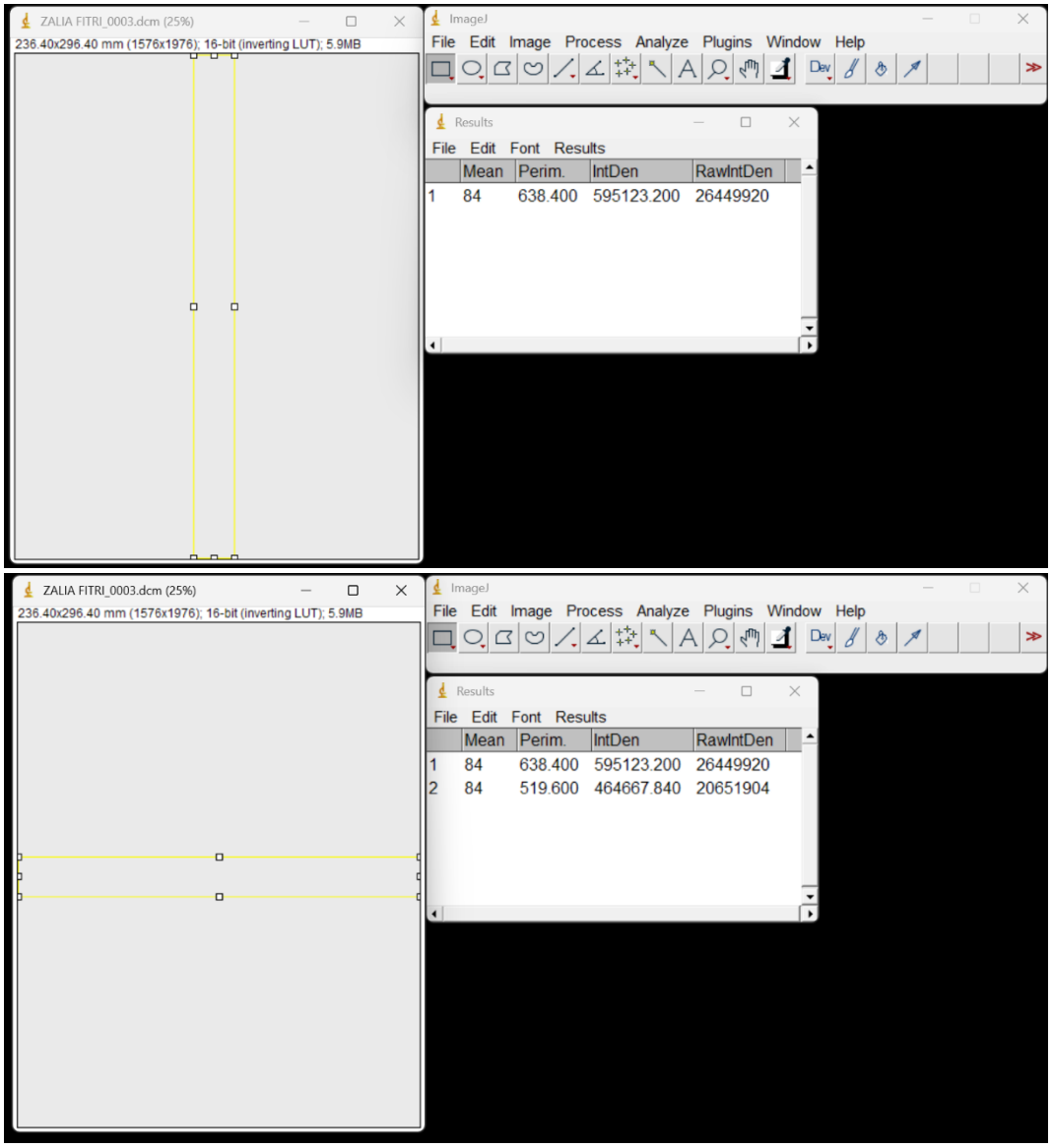
Pengaturan eksposi kedua pada kaset yang sama shutter sisi longitudinal tertutup rapat dan sisi transversal dibuka sepenuhnya.

Lampiran 10 Dokumentasi Pemindaian Citra Hasil Uji Celah (*Shutter*) Kolimator di RSIA Zainab Pekanbaru

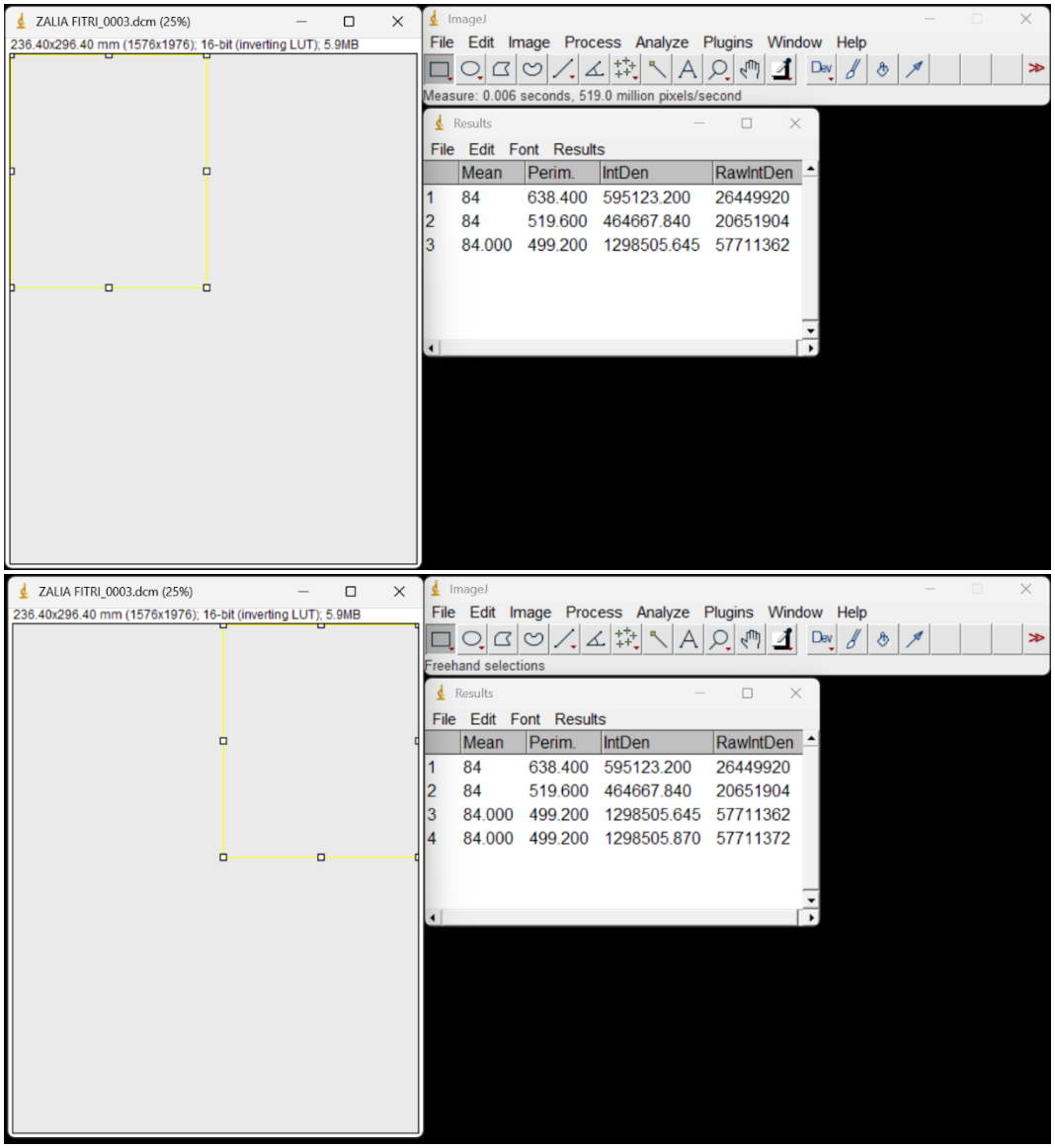


Lampiran 11 Hasil Pengukuran dengan Perangkat Lunak Pada Kaset Tanpa Paparan

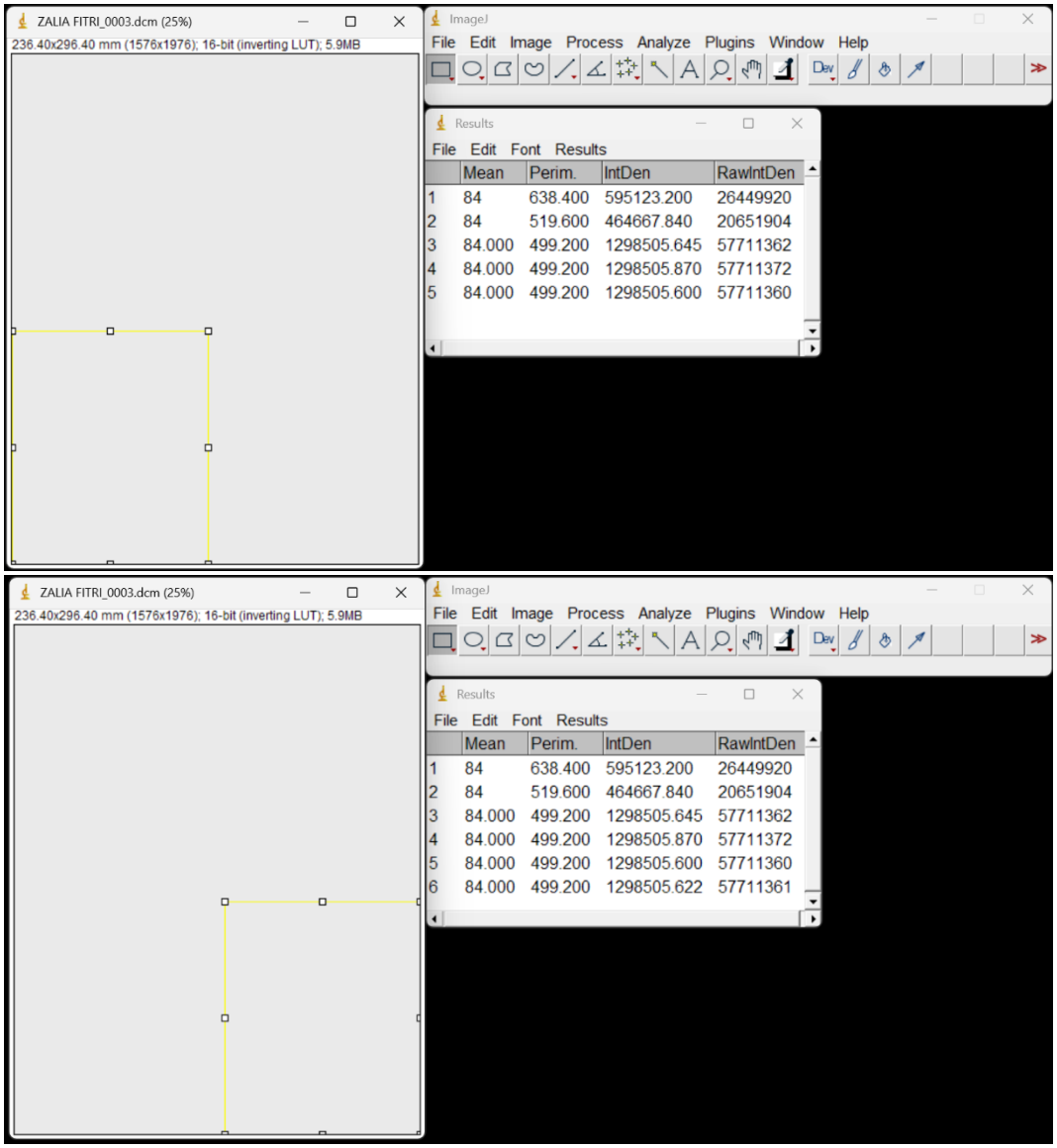
Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area *transversal* (X) dan area *longitudinal* (Y)



Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area J dan area K

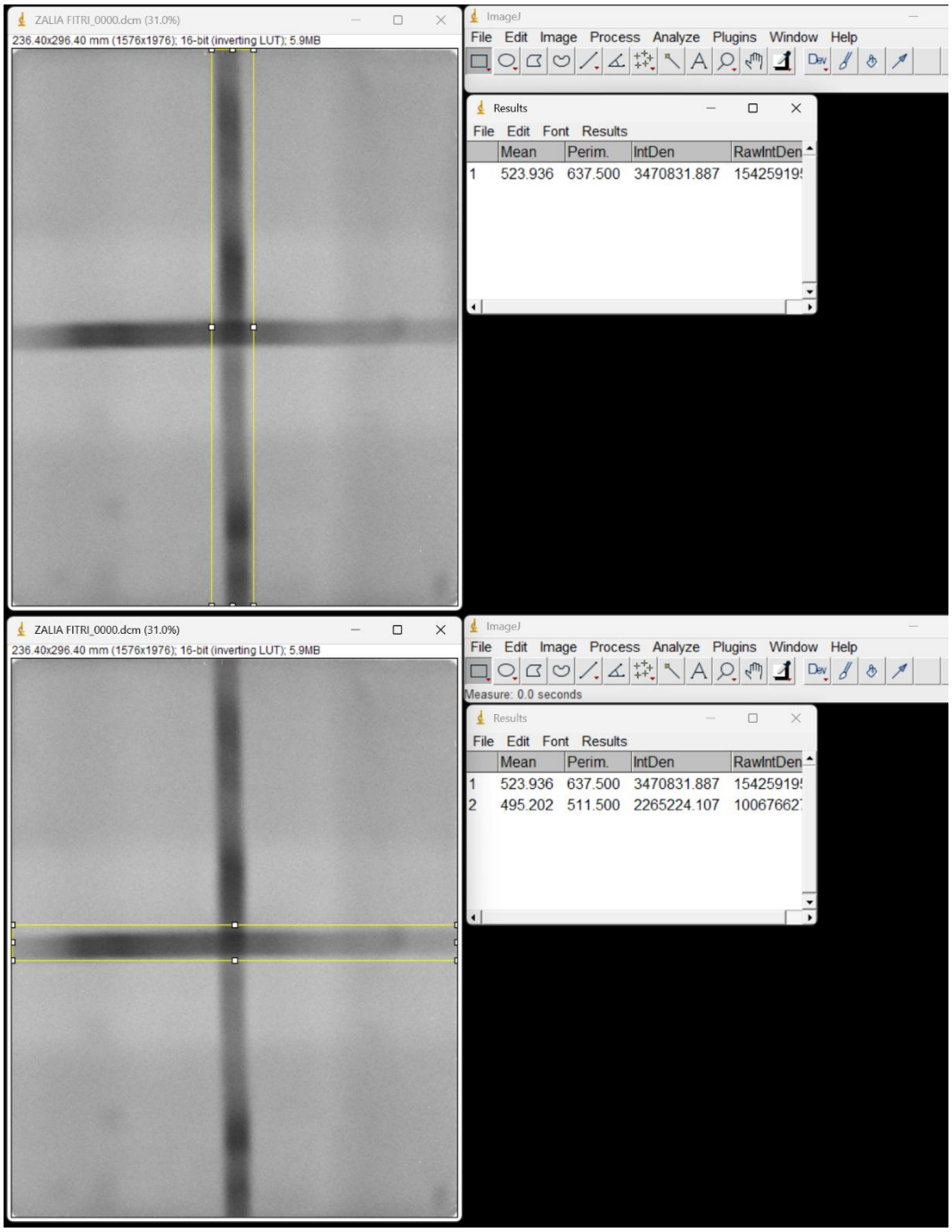


Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area L dan area M

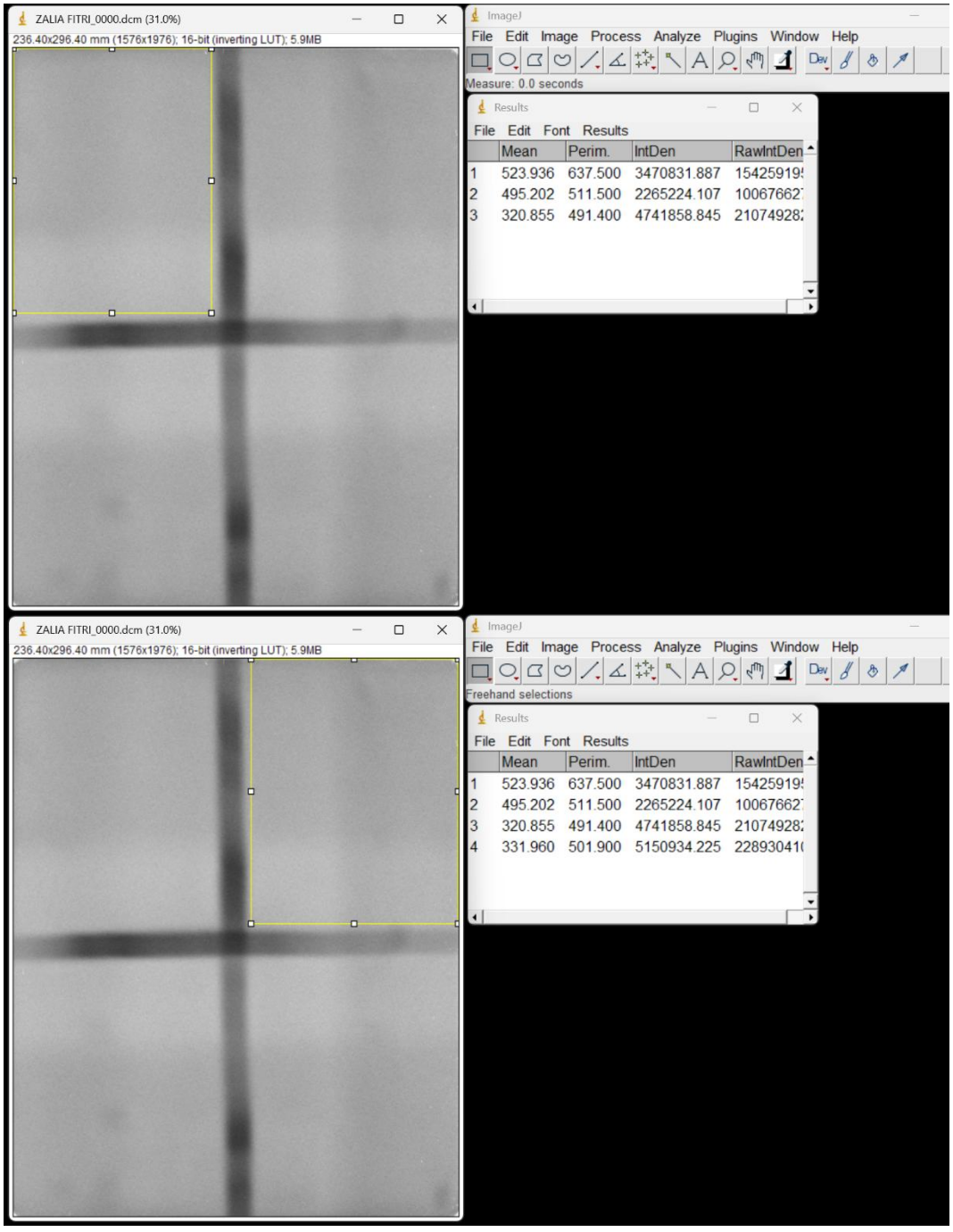


Lampiran 12 Hasil Pengukuran dengan Perangkat Lunak Pada Kaset Pengujian Pertama

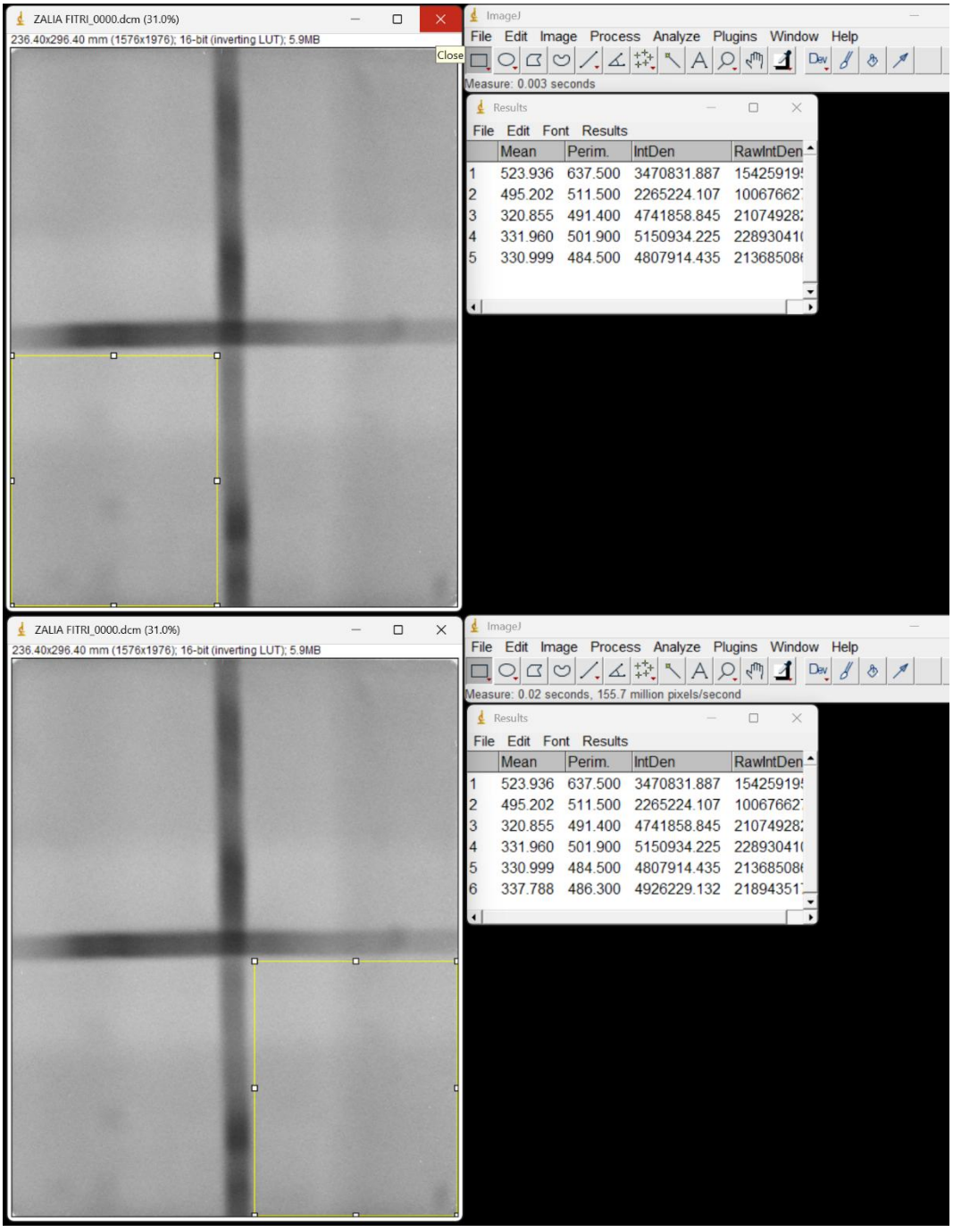
Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area *transversal* (X) dan area *longitudinal* (Y)



Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area J dan area K

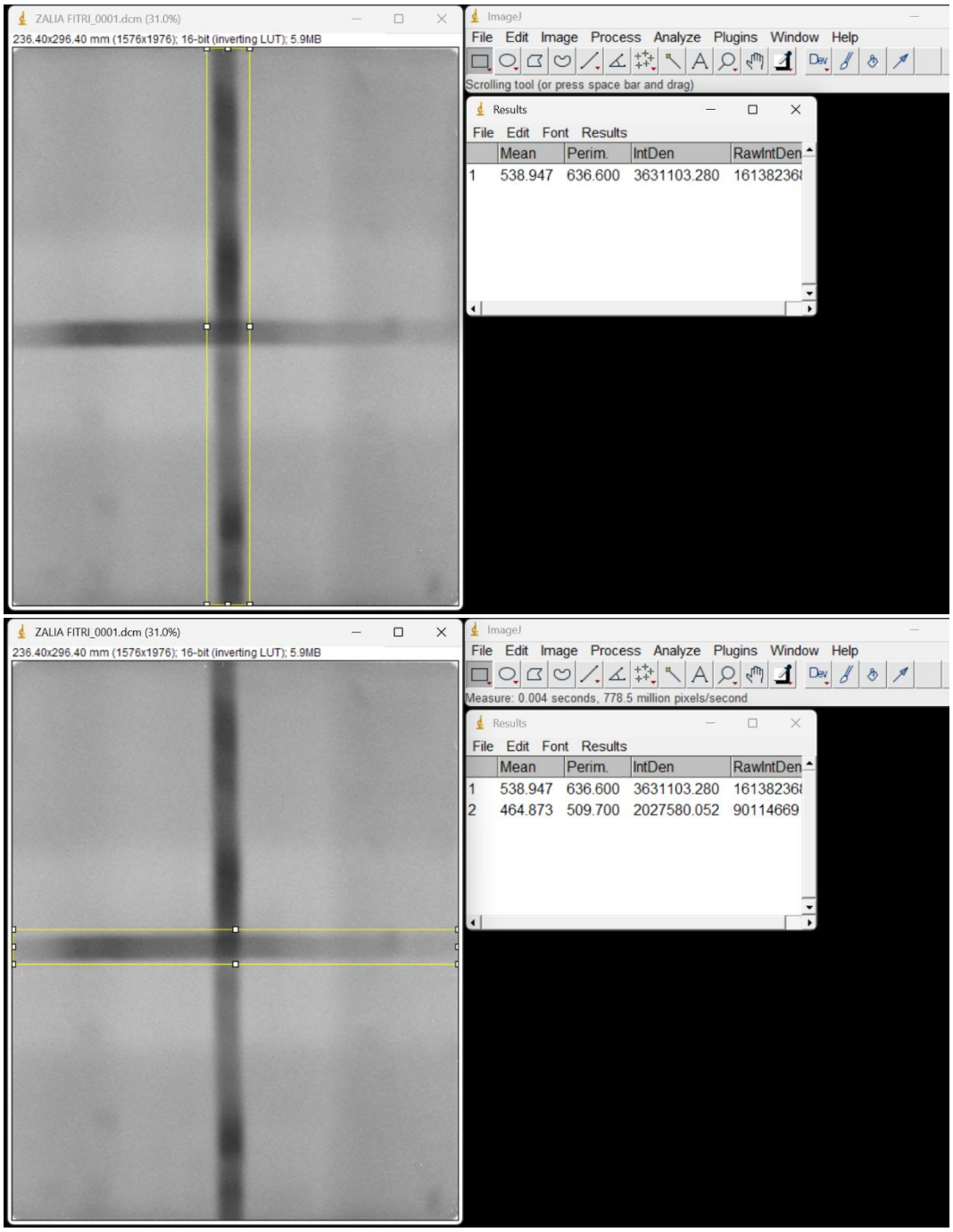


Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area L dan area M

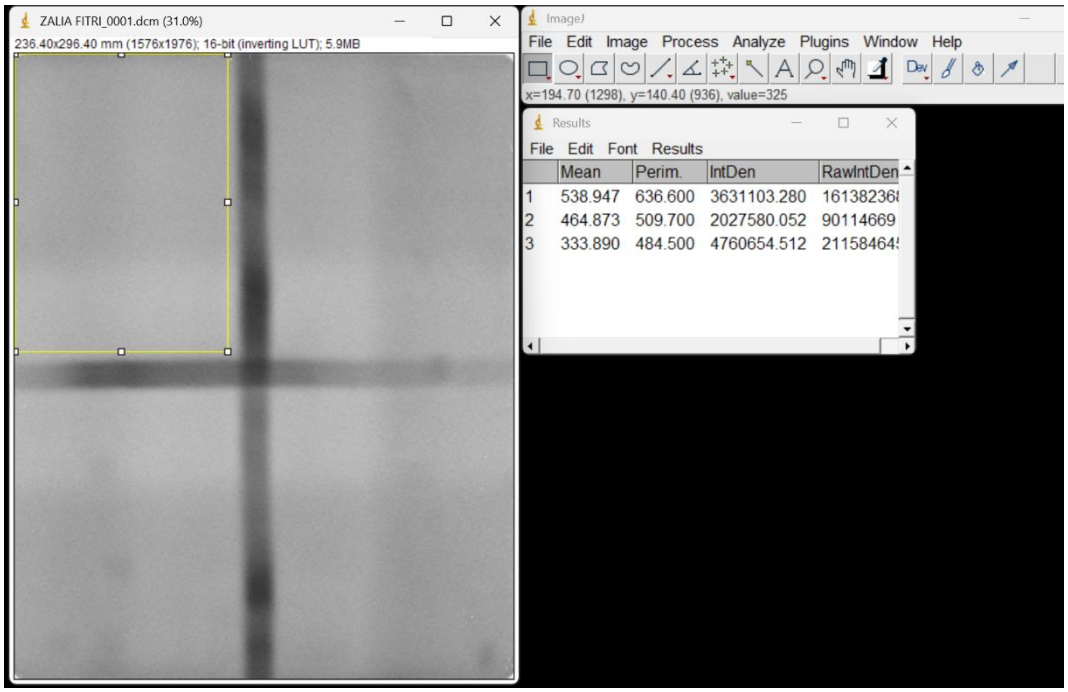


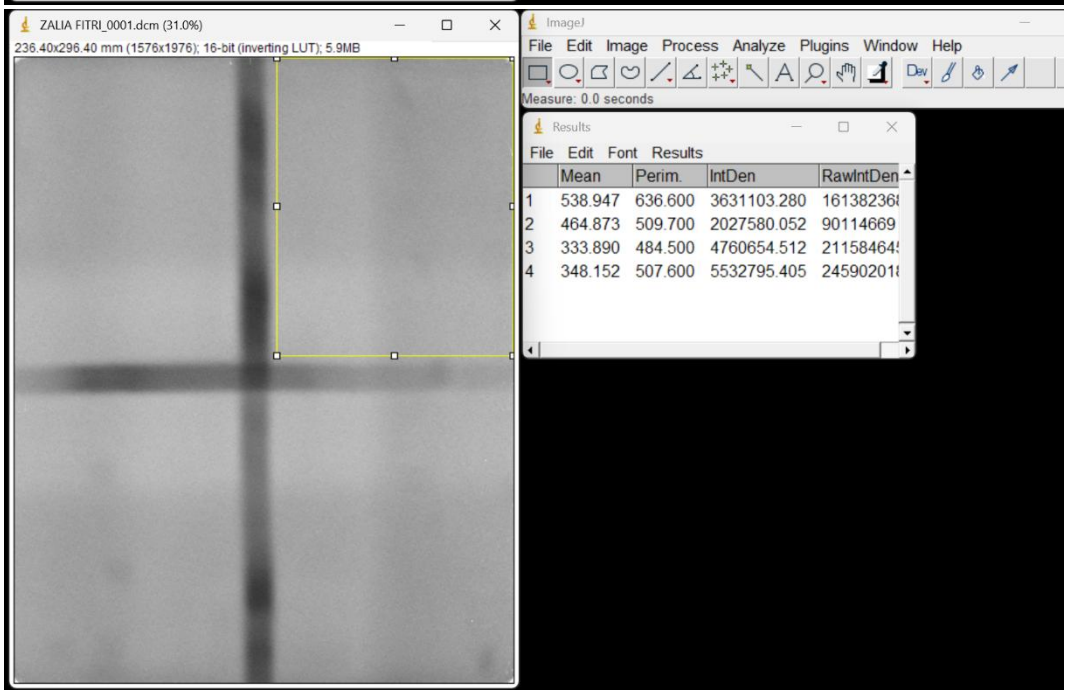
Lampiran 13 Hasil Pengukuran dengan Perangkat Lunak Pada Kaset Pengujian Kedua

Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area *transversal* (X) dan area *longitudinal* (Y)

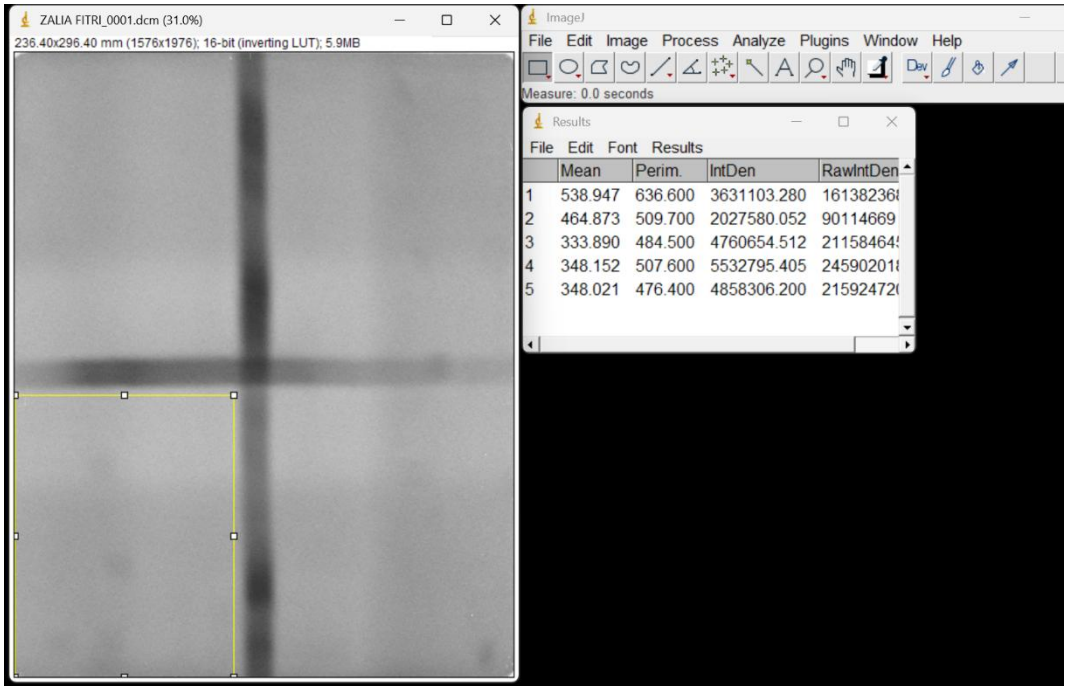


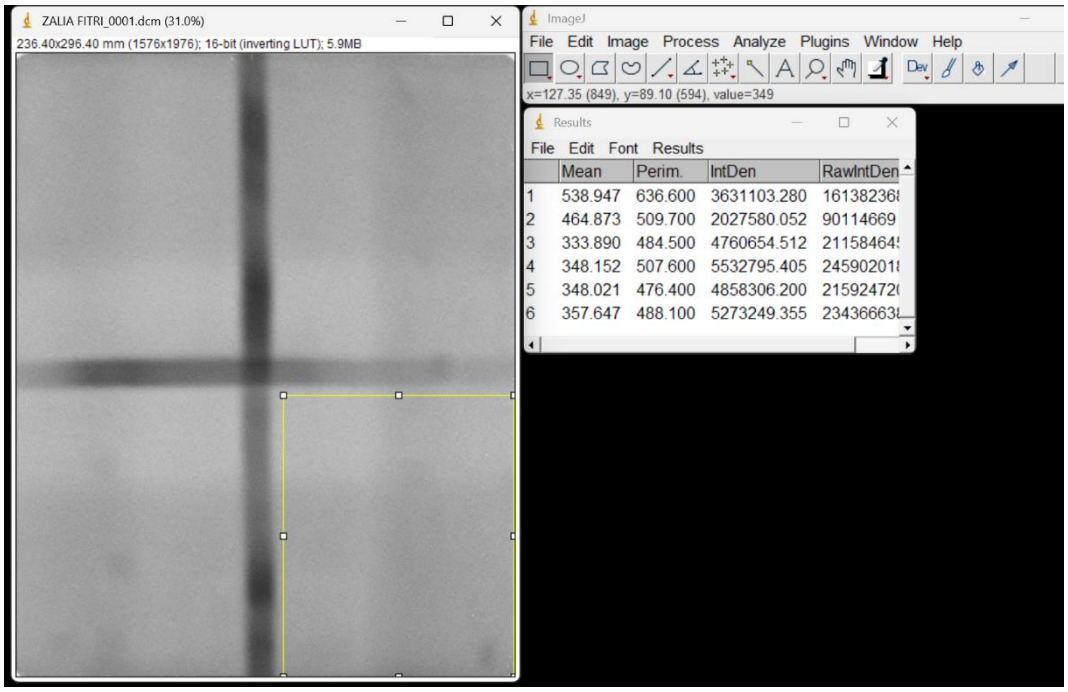
Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area J dan area K





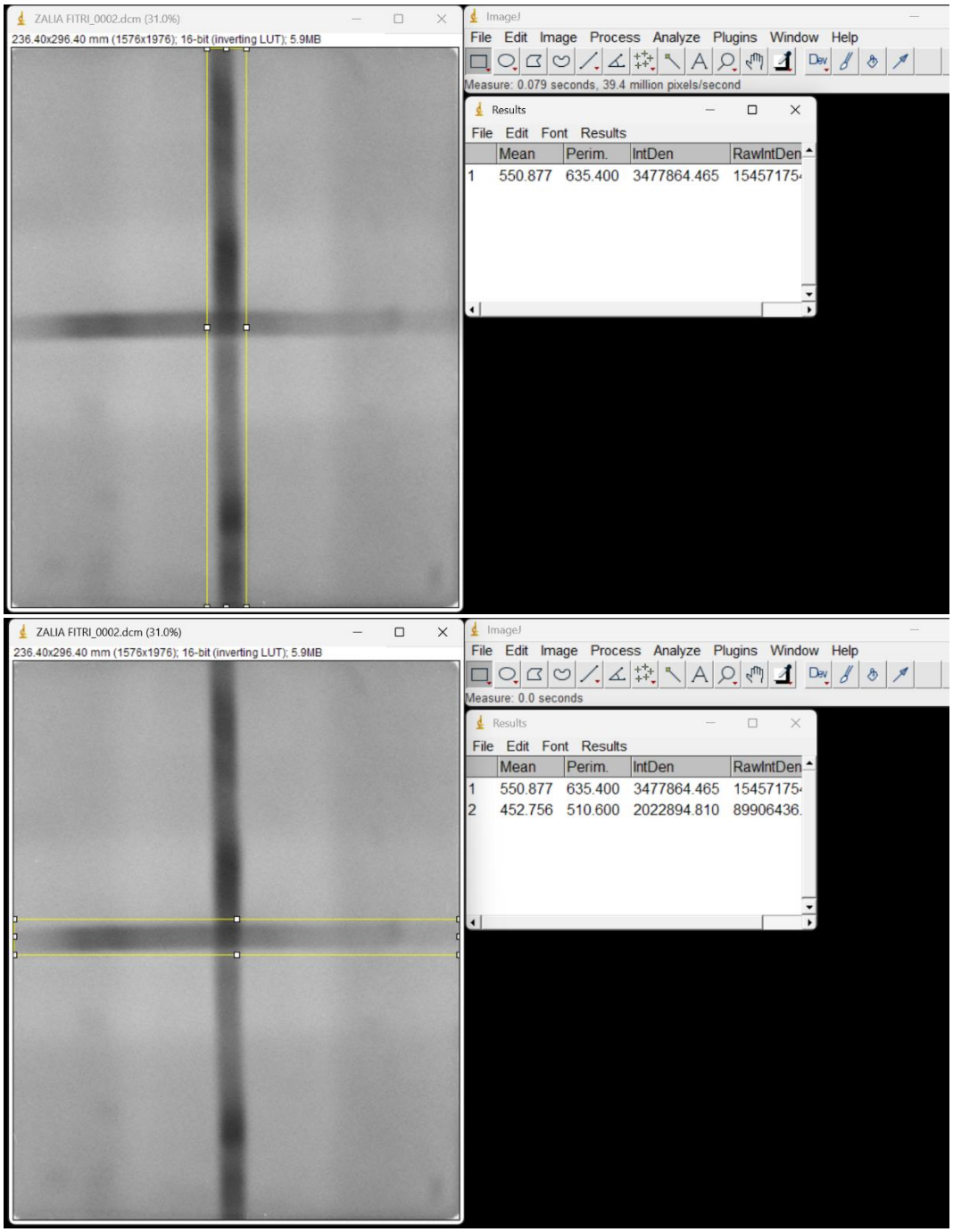
Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area L dan area M



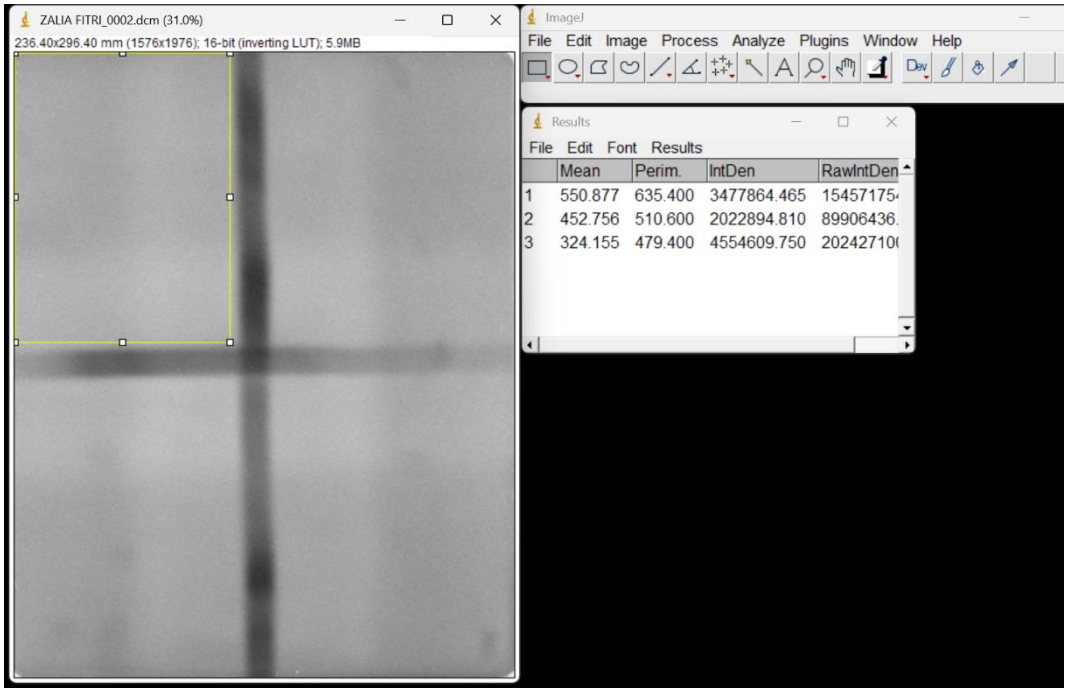


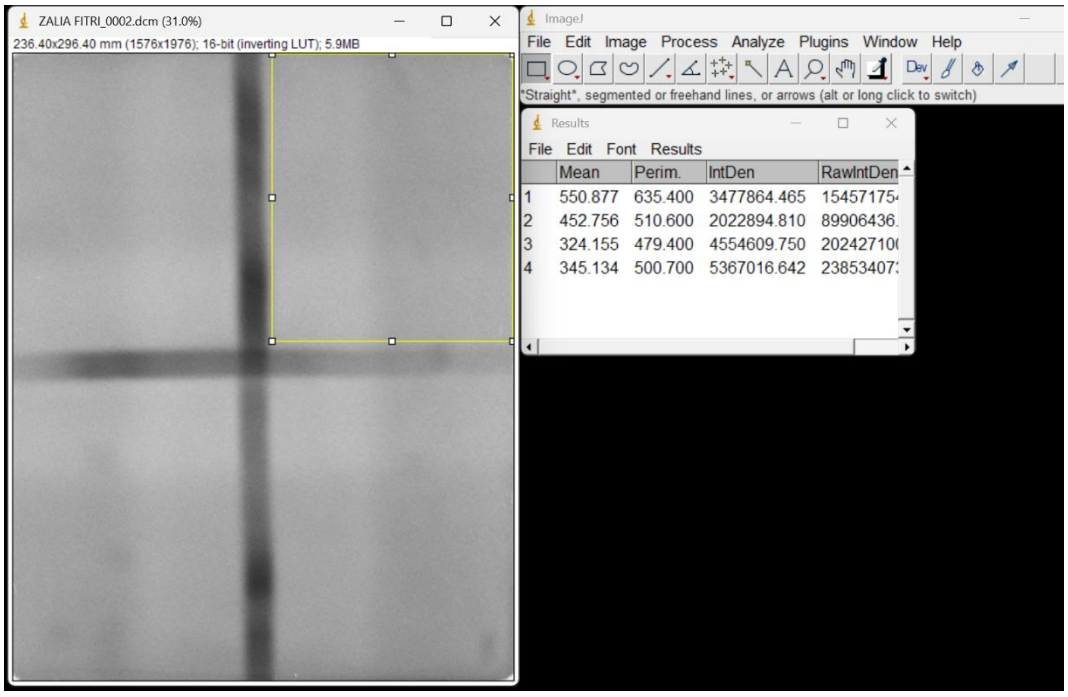
Lampiran 14 Hasil Pengukuran dengan Perangkat Lunak Pada Kaset Pengujian Ketiga

Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area *transversal* (X) dan area *longitudinal* (Y)

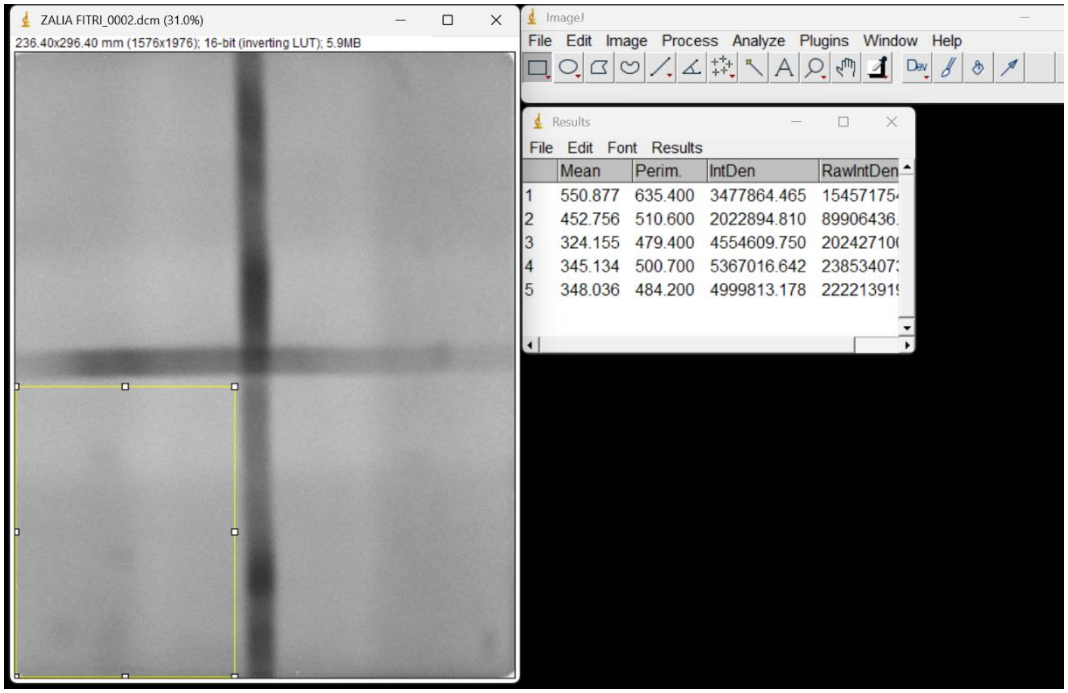


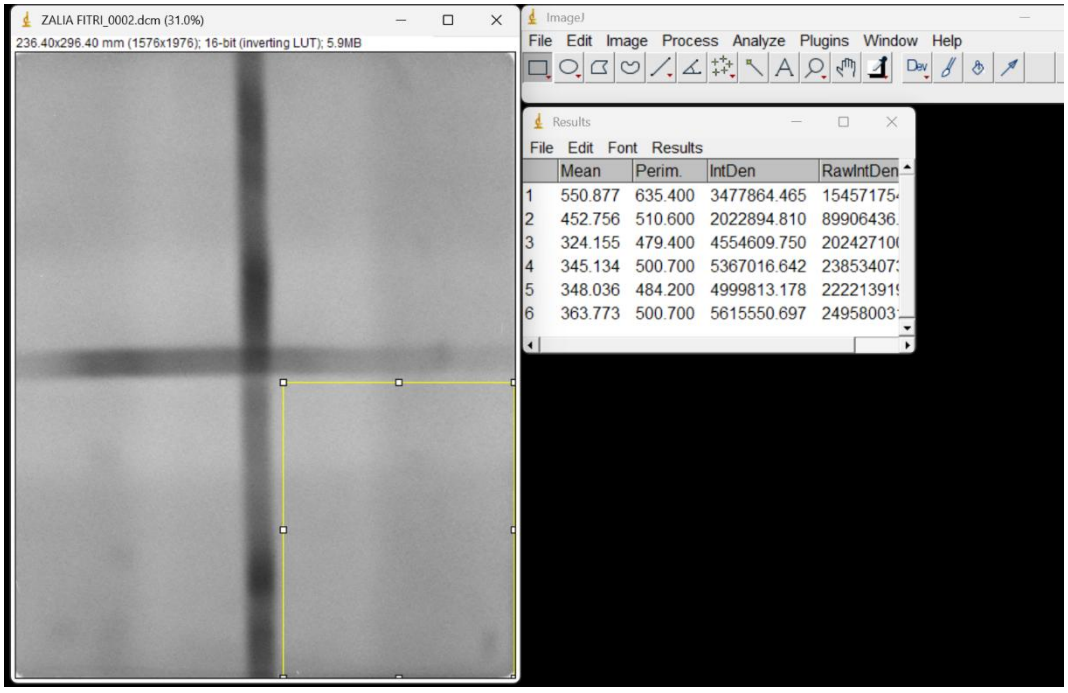
Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area J dan area K





Pengukuran dilakukan dengan menggunakan fitur *Rectangle* pada perangkat lunak pengolahan citra, dengan pengambilan data pengukuran pada area L dan area M





Lampiran 15 Lembar Konsul Pembimbing I

LEMBAR KONSUL PEMBIMBING I

Nama : Zalia Fitri
NIM : 202211402022
Judul KTI : Uji Efisiensi Celah (*Shutter*) Kolimator Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru
Nama Pembimbing : Aulia Annisa, M.Tr.ID

NO	Hari/Tanggal	Materi Bimbingan	TTD
1	24 Februari 2025	Acc Judul	
2	11 Maret 2025	Bimbingan BAB I	
3	13 Maret 2025	Revisi Bab I	
4	17 Maret 2025	Bimbingan BAB II	
5	20 Maret 2025	Bimbingan BAB III	
6	15 April 2025	ACC Proposal	
7	11 Juni 2025	Bimbingan BAB IV dan V	
8	13 Juni 2025	Bimbingan BAB IV dan V	
9	13 Juni 2025	Bimbingan BAB V	
10	16 Juni 2025	ACC Hasil	

Pekanbaru, 14 April 2025
Pembimbing I

Aulia Annisa, M.Tr.ID
NIDN.1014059304

Lampiran 16 Lembar Konsul Pembimbing II

LEMBAR KONSUL PEMBIMBING II

Nama : Zalia Fitri
NIM : 202211402022
Judul KTI : Uji Efisiensi Celah (*Shutter*) Kolimator Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi RSIA Zainab Pekanbaru
Nama Pembimbing : R. Sri Ayu Indrapuri, M.Pd

NO	Hari/Tanggal	Materi Bimbingan	TTD
1	24 Februari 2025	Bimbingan Bab I	
2	11 Maret 2025	Bimbingan Bab II	
3	13 Maret 2025	Bimbingan Bab II dan III	
4	17 Maret 2025	Revisi Bab II dan III	
5	20 Maret 2025	Revisi Bab III	
6	15 April 2025	ACC Proposal	
7	11 Juni 2025	Bimbingan Bab IV dan V	
8	13 Juni 2025	Bimbingan Bab IV	
9	14 Juni 2025	Bimbingan Bab V	
10	14 Juni 2025	ACC Hasil	

Pekanbaru, 14 April 2025
Pembimbing II

R. Sri Ayu Indrapuri, M.Pd
NIDN.1006089104