



**UJI KOLIMATOR PADA PESAWAT SINAR-X
MERK/TYPE MEDNIF/SF-100BY DI
LABORATORIUM FISIKA MEDIK MENGGUNAKAN
UNIT RMI**

Skripsi

disajikan sebagai salah satu syarat

Untuk memperoleh gelar Sarjana Sains

Program Studi Fisika

UNNES
oleh
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Dwi Martina

4211411037

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG**

2015

PERNYATAAN

Saya menyatakan bahwa skripsi ini bebas plagiat, dan apabila dikemudian hari terbukti terdapat plagiat dalam skripsi ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai ketentuan peraturan perundang-undangan.

Semarang, 15 September 2015

MATERIALE
TEMPORAL
3000
Dwi Nurita
4211411037

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

PENGESAHAN

Skripsi yang berjudul

Uji Kolimator pada Pesawat Sinar-X Merk/type Mednif/SF-100BY di
Laboratorium Fisika Medik Menggunakan Unit RMI

disusun oleh

Dwi Martina

4211411037

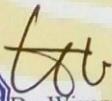
telah dipertahankan di hadapan sidang Panitia Ujian Skripsi FMIPA UNNES
pada tanggal 18 September 2015.

Panitia:

Ketua

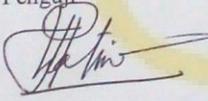
Sekretaris



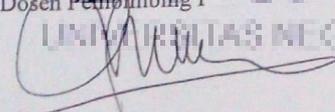

Prof. Dr. Wiyanto, M.Si
196310121988031001


Dr. Khumaedi, M.Si
196306101989011002

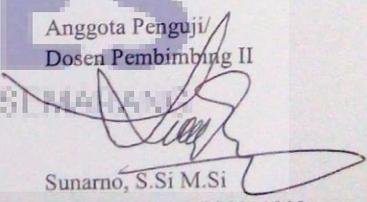
Ketua Penguji


Dra. Pratiwi Dwijananti, M.Si.
196203011989012001

Anggota penguji/
Dosen Pembimbing I


Prof. Dr. Susilo, M.S.
NIP. 195208011976031006

Anggota Penguji/
Dosen Pembimbing II


Sunarno, S.Si M.Si
NIP. 197201121999031003

MOTTO

People who never make mistakes are those who never try new things

(Albert Einstein)

Pendidikan mempunyai akar yang pahit, tapi buahnya manis

(Aristoteles)

Keberhasilan adalah kemampuan untuk melewati dan mengatasi dari satu kegagalan ke kegagalan berikutnya tanpa kehilangan semangat

(Winston Churchill)

Hiduplah di dalam mati jangan lah mati di dalam hidup

(Penulis)

PERSEMBAHAN

Untuk Bapak (Herman Budiyanto), Ibu

(Sartimah), Mbak Eka, Pakdhe Ento,

Simbah ku, dan Ariff.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

PRAKATA

Syukur *alhamdulillah* penulis panjatkan kehadiran Allah SWT, yang telah melimpahkan rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Uji Kolimator pada Pesawat Sinar-X Merk/type Mednif/SF-100BY di Laboratorium Fisika Medik Menggunakan Unit RMI”.

Skripsi ini disusun sebagai syarat untuk memperoleh gelar sarjana sains Program Studi Fisika, pada Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang.

Dalam kesempatan ini, perkenankanlah penulis mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu, baik dalam penelitian maupun penyusunan skripsi ini. Ucapan terima kasih ini penulis sampaikan kepada:

1. Rektor Universitas Negeri Semarang yang telah memberikan kesempatan kepada penulis untuk menyelesaikan studi di UNNES.
2. Dekan Fakultas MIPA Universitas Negeri Semarang yang telah memberi ijin untuk melaksanakan penelitian.
3. Dr. Khumaedi, M.Si. Ketua Jurusan Fisika pada Fakultas MIPA Universitas Negeri Semarang.
4. Dr. Agus Yulianto, M.Si. Ketua Program Studi Fisika pada Fakultas MIPA Universitas Negeri Semarang.
5. Dr. Ian Yulianti, S.Si., M.Sc. dosen wali penulis.
6. Prof. Dr. Susilo, M.S. dosen pembimbing I yang telah memberikan pengalaman, pengetahuan, bimbingan, dan arahan kepada penulis.

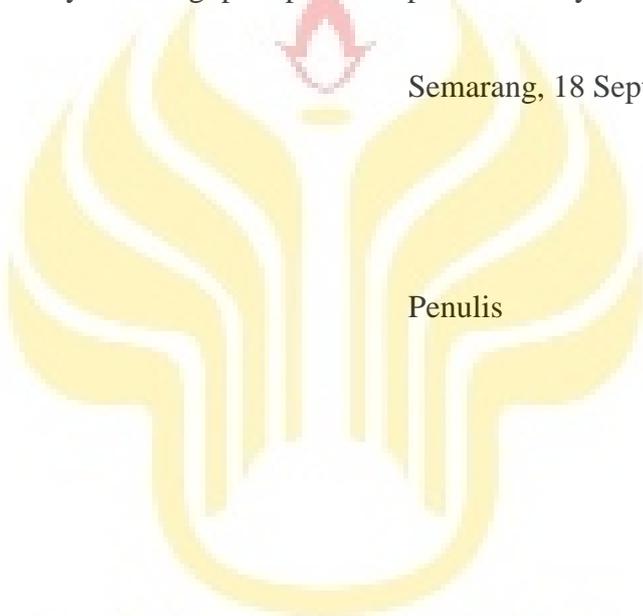
7. Sunarno, S.Si M.Si. dosen pembimbing II yang telah memberikan pengalaman, pengetahuan, bimbingan, dan arahan kepada penulis dalam menyelesaikan skripsi ini.
8. Dra. Pratiwi Dwijananti, M.Si. dosen penguji yang telah memberikan masukan dan arahan kepada penulis dalam penyusunan skripsi ini.
9. Dr. Supriyadi, M.Si. Kepala Laboratorium Fisika FMIPA Universitas Negeri Semarang yang telah member ijin peminjaman alat dan tempat untuk penelitian.
10. Pak Muttaqin, Mb.Lia, dan Pak.Wasi selaku Staf Laboratorium Fisika FMIPA Universitas Negeri Semarang yang telah banyak membantu dalam penelitian.
11. Gatot Murti Wibowo, S.Pd., M.Sc. dosen pendamping penelitian dari Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Depkes Semarang yang telah memberi ilmu dan membantu penulis dalam penelitian ini.
12. Mas Rudi pendamping penelitian yang telah membantu penulis dalam penelitian ini.
13. Arif Hidayat yang selalu memberi semangat, motivasi, dan keceriaan.
14. Fisika Medik '11 : Icha, Anna, Dewi, Lina, Adda, Serli, Ninik, Messi, Azka, Hanen, Ebe, Alfin, terima kasih atas kerja sama dan kebersamaan selama ini.
15. “Bolokurowo”: Mb’Eni, Cipit, dan Lusi(Emak) yang selalu memberi motivasi dan keceriaan.

Penulis hanya dapat berdoa semoga Allah SWT memberikan balasan yang berlimpat ganda atas budi baik yang telah diberikan.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini jauh dari sempurna, oleh karena itu dengan besar hati penulis sangat berterima kasih terhadap saran dan kritik yang akan dijadikan masukan guna perbaikan. Semoga skripsi ini bermanfaat bagi penyusun khususnya dan bagi para pembaca pada umumnya.

Semarang, 18 September 2015

Penulis



UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

ABSTRAK

Martina, Dwi. 2015. *Uji Kolimator pada Pesawat Sinar-X Merk/type Mednif/SF-100BY di Laboratorium Fisika Medik Menggunakan Unit RMI*. Skripsi, Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang. Pembimbing Utama Prof. Dr. Susilo, M.S. dan Pembimbing Pendamping Sunarno, S.Si M.Si

Kata kunci: Program *Quality Control* (QC), Kolimator, Radiografi Digital

Program *Quality Control* (QC) merupakan bagian dari jaminan kualitas pengawasan dan pemeliharaan elemen-elemen teknis peralatan *imaging*. Salah satu program QC adalah pengujian kesesuaian pesawat sinar-X, yang mana belum pernah dilakukan pada pesawat sinar-X di Laboratorium Fisika Medik. Dalam pelaksanaan salah satu program QC tersebut penelitian bertujuan untuk mengetahui hasil pengujian kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang sinar-X pada pesawat sinar-X merk/type Mednif/SF-100BY di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang yang ada masih dalam standar 2% dari jarak fokus ke bidang film/*Focus Film Distance* (FFD) yang telah ditentukan oleh Keputusan Menteri Kesehatan No. 1250/SK/XII/2009.

Penelitian ini merupakan jenis penelitian kuantitatif dengan pendekatan observasional. Pengujian dilakukan sesuai prosedur penelitian dengan radiografi digital menggunakan variasi FFD antara lain 87 cm, 97 cm, 107 cm dan 117 cm serta tiga variasi faktor eksposi yaitu ke I (57,5 kV; 32 mA; 0,125 s), ke II (60 kV; 32 mA; 0,125 s), dan yang ke III (62,5 kV; 32 mA; 0,125 s). Metode pengumpulan data dilakukan dengan cara observasi dan pengukuran. Data radigraf digital yang diperoleh kemudian diolah, dilakukan analisis, dan hasilnya disajikan secara diskriptif.

Hasil pengujian kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang sinar-X menggunakan Unit RMI *Collimator Tool* dan *Beam Alignment Test Tool* ditunjukkan dari hasil radiograf digital. Rata-rata penyimpangan pada variasi faktor eksposi yang terjadi pada FFD 117 bagian (X_n, Y_n) adalah (1,85cm, 4cm), pada FFD 107 bagian (X_n, Y_n) adalah (1,767cm, 3,683cm), pada FFD 97 bagian (X_n, Y_n) adalah (1,6cm, 3,3cm), dan pada FFD 87 bagian (X_n, Y_n) adalah (1,5cm, 3cm). Untuk rata-rata penyimpangan titik pusat berkas sinar-X terjadi pada $1,5^0$ dan penyimpangan terbesar yang terjadi hanya pada $< 3^0$. Dengan demikian disimpulkan bahwa pesawat sinar-X tersebut mengalami penyimpangan melebihi toleransi acuan $\leq 2\%$ *Focus Film Distance* (FFD), yang terjadi pada bagian vertikal (Y_n).

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
MOTTO DAN PERSEMBAHAN.....	iv
PRAKATA.....	v
ABSTRAK.....	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR GAMBAR.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xvi
BAB	
1 PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah.....	4
1.4 Tujuan Penelitian.....	4
1.5 Manfaat Penelitian.....	5
1.6 Sistematika Skripsi.....	5
2 TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Dasar-dasar Fisika Sinar X.....	7

2.1.1	Interaksi Sinar-X dengan Materi	11
2.2	Tabung Sinar X	15
2.3	Produksi Sinar X	16
2.4	Sistem Pembatas Luas Lapang Penyinaran Sinar X	17
2.4.1	Celah Diafragma	17
2.4.2	Konus dan Silinder	18
2.4.3	Kolimator	18
2.5	Fungsi Sistem Pembatas Luas Lapang Sinar-X	20
2.6	Program <i>Quality Control</i> (QC)	22
2.7	Uji Kolimator dengan Unit RMI <i>Collimator Tool dan Beam Alligment Test Tool</i>	23
2.8	Sistem Radiografi Digital.....	28
2.8.1	Sistem Radiografi Digital di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang	31
3	METODE PENELITIAN	
3.1	Waktu dan Tempat Penelitian.....	33
3.1.1	Tempat Penelitian	33
3.1.2	Waktu Penelitian.....	33
3.2	Alat dan Bahan.....	33
3.3	Proses Penelitian	34
3.3.1	Persiapan.....	34
3.3.2	Pengambilan Data (Pelaksanaan).....	34

3.3.3 Analisis Data Penelitian.....	36
3.3.3.1 Evaluasi Data.....	37
3.4 Bagan Alir Pelaksanaan Penelitian.....	39
4 HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Hasil Pengukuran	40
4.1.1 Percobaan 1 menggunakan FFD 117cm	41
4.1.2 Percobaan 2 menggunakan FFD 107cm	44
4.1.3 Percobaan 3 menggunakan FFD 97 cm	47
4.1.4 Percobaan 4 menggunakan FFD 87 cm	50
4.2 Pembahasan.....	55
5. PENUTUP	
5.1 Simpulan.....	62
5.2 Saran	62
DAFTAR PUSTAKA.....	63
LAMPIRAN	66

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
4.1 Rata-Rata Hasil Penyimpangan Bagian Horizontal (X_n) dan Bagian Vertikal (Y_n)	53
4.2 Hasil Pengujian Penyimpangan Titik Pusat Berkas Sinar-X	55
6.1 Hasil Pengukuran Penyimpangan Kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang sinar-X dengan FFD 117 cm	67
6.2 Hasil Pengukuran Penyimpangan Kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang sinar-X dengan FFD 107 cm	67
6.3 Hasil Pengukuran Penyimpangan Kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang sinar-X dengan FFD 97 cm	67
6.4 Hasil Pengukuran Penyimpangan Kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang sinar-X dengan FFD 87 cm	67
6.5 Rata-Rata Hasil Penyimpangan Bagian Horizontal (X_n)	71
6.6 Rata-Rata Hasil Penyimpangan Bagian Vertikal (Y_n)	72
6.7 Tabel Hasil Pengamatan	75

DAFTAR GAMBAR

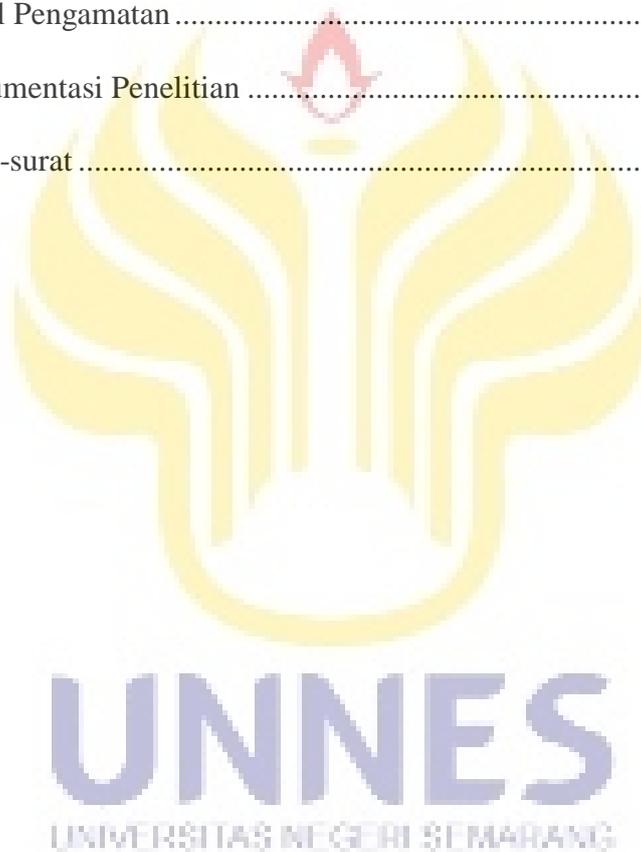
Gambar	Halaman
2.1 Proses Terjadinya Radiasi Sinar-X Karakteristik	9
2.2 Sinar-X <i>Bremstrahlung</i> yang Dihasilkan Interaksi Elektron dengan Inti Atom Target	10
2.3 Skema Efek Fotolistrik.....	12
2.4 Hamburan Compton	14
2.5 Susunan dalam Tabung Sinar-X.....	15
2.6 Pembatas Celah Diafragma Terhadap Sinar-X	18
2.7 Bagian-Bagian Kolimator	19
2.8 Unit RMI <i>Collimator Tool</i> dan <i>Beam Alignment Test Tool</i>	24
2.9 Hasil Uji Kongruensi Kolimasi.....	25
2.10 Ilustrasi Pengukuran Penyimpangan Titik Pusat Berkas Sinar-X.....	26
2.11 Penyimpangan Penyimpangan Titik Pusat Berkas Sinar-X.....	27
2.12 Prinsi Kerja Radiografi Digital	29
2.13 Sistem Radiografi Digital.....	31
3.1 Bidang Lampu Sebangun dengan Garis Rectangular.....	35
3.2 Setting Pengujian Kongruensi Kolimasi	36
3.3 Hasil Uji Kongruensi Kolimasi.....	37
3.4 Ilustrasi Pengukuran Penyimpangan Titik Pusat Berkas Sinar-X.....	38
3.5 Penyimpangan Titik Pusat Berkas Sinar-X.....	38
3.3 Bagan Alir Pelaksanaan Penelitian	39

4.1 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 117 cm dan Faktor Eksposi 57,5 kV; 32 mA; 0,125 s	41
4.2 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 117 cm dan Faktor Eksposi 60 kV; 32 mA; 0,125 s	42
4.3 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 117 cm dan Faktor Eksposi 62,5 kV; 32 mA; 0,125 s	43
4.4 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 107 cm dan Eksposi 57,5 kV; 32 mA; 0,125 s	44
4.5 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 107 cm dan Faktor Eksposi 60 kV; 32 mA; 0,125 s	45
4.6 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 107 cm dan Faktor Eksposi 62,5 kV; 32 mA; 0,125 s	46
4.7 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 97 cm dan Faktor Eksposi 57,5 kV; 32 mA; 0,125 s	47
4.8 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 97 cm dan Faktor Eksposi 60 kV; 32 mA; 0,125 s	48
4.9 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 97 cm dan Faktor Eksposi 62,5 kV; 32 mA; 0,125 s	49
4.10 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 87 cm dan Faktor Eksposi 57,5 kV; 32 mA; 0,125 s	50
4.11 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 87 cm dan Faktor Eksposi 60 kV; 32 mA; 0,125 s	51

4.12 Hasil Radiograf Digital Pengujian dengan FFD 87 cm dan Faktor Eksposi 62,5 kV; 32 mA; 0,125	52
4.13 Rata-Rata Hasil Penyimpangan Bagian Horizontal (X_n) dan Bagian Vertikal (Y_n)	54
6.1 Hasil Radiograf Digital Kolimator dengan FFD 117 cm dan Faktor Eksposi 57,5 kV; 32 mA; 0,125 s	66
6.2 Hasil Radiograf Digital Kolimator dengan FFD 117 cm dan Faktor Eksposi 57,5 kV; 32 mA; 0,125 s	73
6.3 Grafik variasi nilai koefisien attenuasi linier (μ) dari tulang, otot dan lemak pada variasi kenaikan nilai tegangan tabung (kV)	74
6.4 Unit RMI	76
6.5 Pesawat Sinar-X di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang.....	76
6.6 Posisi Penempatan Unit RMI dengan Pesawat Sinar-X.....	76
6.7 Unit Radiograf Digital.....	77
6.8 Pengaturan Cahaya Kolimator Pesawat Sinar-X.....	77
6.9 Pengaturan Faktor Eksposi yang Digunakan	77

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran	Halaman
1. Analisis Data Pengujian	66
2. Grafik (Pembahasan).....	74
3. Tabel Pengamatan	75
4. Dokumentasi Penelitian	76
5. Surat-surat	78



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Berdasarkan ISO 2000, mutu diartikan sebagai penjamin pencapaian tujuan atau luaran yang diharapkan. Mutu harus selalu mengikuti perkembangan pengetahuan professional terkini, untuk itu mutu harus diukur dengan derajat pencapaian tujuan dan harus memenuhi berbagai standar / spesifikasi.

Berbagai komponen *input*, *process* dan *output* harus ditetapkan secara jelas dan rinci, mencakup aspek manajemen dan teknis dengan berpedoman pada pencapaian visi serta perwujudan misi yang telah ditetapkan bersama untuk menjamin mutu pelayanan kesehatan. Salah satu kegiatan jaminan mutu adalah kegiatan kendali mutu/*quality control* (QC) (Anonym, 2009).

Secara ideal seluruh aspek terkait persyaratan proteksi radiasi ikut dimasukkan dalam program QC (misal: uji rutin homogenitas tebal Pb dalam apron, audit dan verifikasi rutin pencatatan teknik penyinaran dalam logbook pasien, uji kesesuaian pesawat sinar-X, serta yang sangat penting adalah evaluasi rutin dosis radiasi yang diterima oleh pasien). Hal ini masih sulit terlaksana di Indonesia karena sumber daya yang dimiliki oleh sebagian besar fasilitas kesehatan masih sangat terbatas. Oleh karena itu dalam rangka verifikasi keselamatan pasien secara maksimal dan mendukung program uji kesesuaian yang diberlakukan mulai bulan Juni 2012, dimana rentang waktu antar uji masih terlalu

lama (rata-rata 4 tahun), maka uji kesesuaian (QC) pesawat sinar-X, terutama untuk jenis pesawat radiografi umum/mobile, perlu dimasukkan dalam prosedur inspeksi rutin di fasilitas radiologi diagnostic (Ferdinan, 2011).

Salah satu problem yang biasa ditemui pada pesawat sinar-X adalah ketidaktepatan luas lapang kolimator terhadap luas lapang berkas sinar-X. Pada pengukuran kesesuaian luas lapang berkas radiasi terhadap berkas cahaya, apabila hasil yang didapatkan adalah berhimpit atau tidak, maka dapat ditentukan ada atau tidaknya pergeseran antara luas lapang berkas radiasi terhadap berkas cahaya. Pergeseran ketidaksesuaian pada kolimator dapat mengakibatkan lapang berkas radiasi menjadi lebih lebar atau lebih sempit dari yang seharusnya. Kemungkinan yang terjadi apabila lapangan berkas radiasi menjadi lebih lebar dari berkas cahaya lampu kolimator dapat menyebabkan organ tubuh yang tidak perlu tersinari menjadi terkena radiasi yang tidak diperlukan sehingga menambah dosis yang diterima pasien. Apabila lapangan radiasi lebih sempit dari lapangan berkas cahaya kolimator maka dapat terjadi gambar radiografi yang terpotong sehingga menyebabkan kesulitan dalam pembacaan atau kurang sempurnanya pembacaan hasil radiografi tersebut. Pengujian kolimator ini dapat dilakukan dengan menggunakan berbagai metode, salah satunya yaitu dengan alat uji kolimator Unit RMI *Collimator Tool* dan *Beam Alligment Test Tool* dirancang untuk mengevaluasi kolimator. Sesuai Keputusan Menteri Kesehatan No. 1250/SK/XII/2009, bahwa gambaran pertengahan lapang sinar-X harus berada di antara 2% (maksimum) dari jarak fokus ke bidang film/*Focus Film Distance*

(FFD) terhadap pertengahan lapangan penyinaran berkas cahaya kolimator dalam perencanaan bayangan.

Berdasarkan data yang penulis peroleh bahwa yang terdapat di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang pesawat sinar-X dengan merk/type Mednif/SF-100BY belum pernah dilakukan pengujian atau pengawasan rutin penggunaan. Belum ada catatan pasti bahwa pesawat sinar-X tersebut dalam keadaan standar, dan sesuai data yang penulis peroleh menunjukkan adanya ketidaktepatan lapangan penyinaran (cahaya) kolimator terhadap lapangan sinar-X yang ditunjukkan dari hasil radiograf eksperimen selama ini. Atas dasar terselenggaranya program QC untuk mengetahui lebih dalam tentang kondisi kolimator pesawat sinar-X yang ada maka penulis tertarik untuk mengkaji lebih lanjut dengan mengangkat judul “UJI KOLIMATOR PADA PESAWAT SINAR-X MERK/TYPE MEDNIF/SF-100BY DI LABORATORIUM FISIKA MEDIK MENGGUNAKAN UNIT RMI”

Dalam penelitian ini, untuk mendapatkan citra radiograf penulis menggunakan sistem radiograf digital yang lebih baik dan cepat serta sebagai pembeda dengan penelitian-penelitian yang pernah dilakukan.

1.2 Rumusan Masalah

Bagaimana kelayakan kolimator pada pesawat sinar-X merk/type Mednif/SF-100BY dari hasil pengujian kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang berkas sinar-X menggunakan unit RMI *Collimator Tool* dan *Beam Alligment Test Tool* ?

1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah dalam penelitian ini, yaitu:

1. Program yang termasuk dalam *Quality Control* (QC) antara lain, uji rutin homogenitas tebal Pb dalam apron, audit dan verifikasi rutin pencatatan teknik penyinaran dalam logbook pasien, uji kesesuaian pesawat sinar-X, serta yang sangat penting adalah evaluasi rutin dosis radiasi yang diterima oleh pasien. Pada penelitian ini penulis membatasi masalah dengan hanya melakukan salah satu dari program QC yaitu uji kesesuaian pesawat sinar-X.
2. Pengujian kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang sinar-X dapat dilakukan dengan beberapa metode antara lain menggunakan Unit RMI *Collimator Tool* dan *Beam Alignment Test Tool*, empat buah kawat berbentuk “L”, dan sembilan buah koin berukuran sama. Pada penelitian ini penulis membatasi masalah dengan hanya melakukan pengujian dengan salah satu metode yaitu menggunakan Unit RMI *Collimator Tool* dan *Beam Alignment Test Tool*.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah:

Untuk mengetahui kelayakan kolimator pada pesawat sinar-X merk/type Mednif/SF-100BY dari hasil pengujian kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang berkas sinar-X menggunakan unit RMI *Collimator Tool* dan *Beam Alligment Test Tool*.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diharapkan dari penelitian ini antara lain:

1. Bagi Instansi, dapat mengetahui standar atau tidaknya pesawat sinar-X yang dimiliki dan digunakan sebagai kajian awal untuk melakukan pengecekan lebih lanjut kondisi pesawat sinar-X tersebut.
2. Bagi penulis, sebagai sarana menerapkan ilmu pengetahuan tentang pengujian kolimator yang dilakukan dengan menggunakan salah satu metode yaitu dengan alat uji kolimator RMI *Collimator Tool dan Beam Alligment Test Tool*.
3. Sebagai bahan pustaka dalam bidang penelitian yang sama.

1.6 Sistematika Skripsi

Adapun sistematika yang akan digunakan oleh penulis dalam penyusunan skripsi untuk mempermudah dalam menelaah adalah sebagai berikut,

1. Bagian awal skripsi
Bagian ini berisi halaman judul, pengesahan kelulusan, pernyataan, motto dan persembahan, kata pengantar, abstrak, daftar isi, daftar tabel, daftar gambar, dan daftar lampiran.
2. Bagian isi skripsi
Bagian ini terdiri dari lima bab yang meliputi

a. Bab 1 Pendahuluan

Bab ini memuat alasan judul yang melatar-belakangi masalah, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, dan sistematika skripsi.

b. Bab 2 Landasan Teori

Bab ini terdiri dari kajian mengenai landasan teori yang mendasari penelitian.

c. Bab 3 Metode Penelitian

Bab ini menguraikan metode penelitian yang digunakan dalam penyusunan skripsi. Metode penelitian ini meliputi: metode pengumpulan data dan metode analisis serta interpretasi data.

d. Bab 4 Hasil Penelitian dan Pembahasan

Bab ini berisi hasil-hasil penelitian dan pembahasannya.

e. Bab 5 Penutup

Bab ini berisi tentang kesimpulan hasil penelitian dan saran-saran sebagai implikasi dari hasil.

3. Bagian akhir skripsi

Bagian ini berisi daftar pustaka dan lampiran-lampiran.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Dasar-Dasar Fisika Sinar-X

Sinar-X atau sinar Rontgen ditemukan oleh W.C.Rontgen pada tahun 1895 merupakan gelombang elektromagnetik dengan panjang gelombang sangat pendek ($1 \text{ \AA} = 10^{-8} \text{ cm}$), sehingga mempunyai daya tembus yang tinggi. Spektrum sinar-X terjadi bila suatu atom target ditembak dengan elektron cepat yang mempunyai energi kinetik sama atau lebih tinggi dari energi atom target, maka akan terjadi interaksi antara elektron cepat dengan atom target, yaitu elektron yang terikat kuat dalam atom yang terletak dekat dengan inti atom. Elektron yang terikat kuat akan menyerap energi kinetik elektron cepat sehingga mempunyai energi yang cukup untuk terlepas dari atom target. Atom target akan memberikan respon dengan mengeluarkan elektron target yang disebut photoelectron. Atom yang terionisasi tersebut dalam keadaan tereksitasi dan menimbulkan ruang kosong yang disebut hole. Proses di atas diilustrasikan pada Gambar 2.1. Untuk mengisi kekosongan tersebut elektron dari kulit lebih luar atau elektron pada level energi yang lebih tinggi akan bertransisi ke hole dengan memancarkan radiasi sinar X dalam bentuk photon karakteristik. Kekosongan baru pada hole berikutnya, elektron lain dari level energi yang lebih tinggi akan mengisinya dan mengeluarkan photon karakteristik kembali, seterusnya sampai atom mencapai keadaan

keseimbangan listrik. Energi total elektron (E_n) pada kulit ke- n dinyatakan dengan:

$$E_n = \frac{-Z^2 m e^4}{2 h^2 n^2} \quad 2.1$$

Misalkan elektron berpindah dari kulit L ($n = 2$) ke kulit K ($n = 1$) besar energi foton sinar X yang terpancar yaitu :

$$h\nu = E_2 - E_1$$

dimana

E_1 = energi kinetik pada kulit K, eV

E_2 = energi kinetik pada kulit L, eV

h = konstanta Planck ($6,626 \times 10^{-34} \text{ J s}$)

ν = frekuensi foton sinar-X

Z = nomor atom

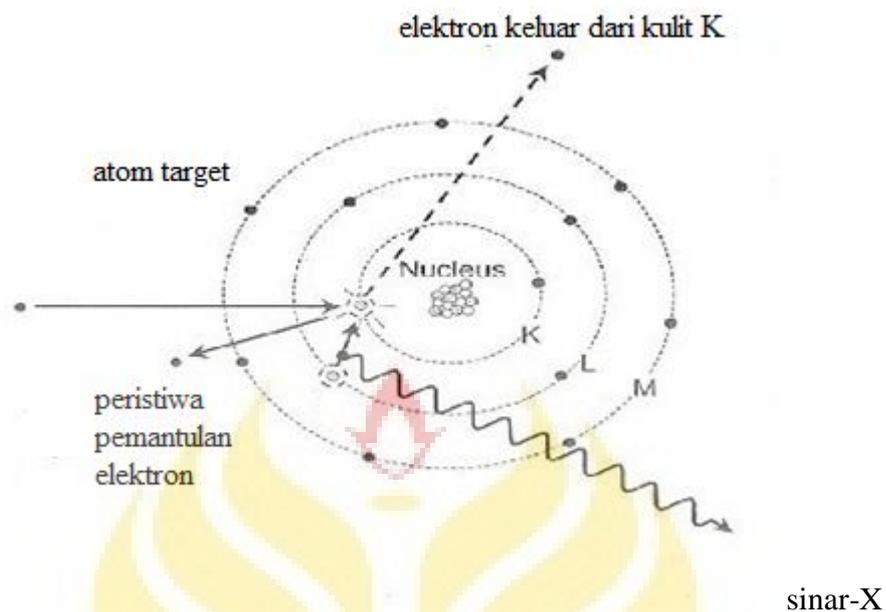
m = massa elektron ($9,1 \times 10^{-31} \text{ kg}$)

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

n = bilangan kuantum utama (orde kulit atom) = 1, 2, 3...

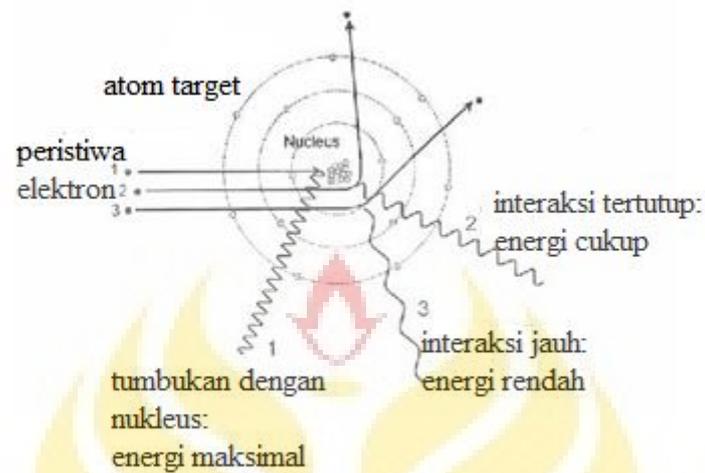
$\hbar = h/2\pi$ ($1,054 \times 10^{-34} \text{ J s}$)

Jenis sinar X karakteristik yang muncul pada spektrum sinar-X bergantung pada kulit mana terdapat *hole* dan dari kulit mana elektron yang mengisi *hole* tersebut. Bila kulit yang kosong adalah kulit K, L, M, ... maka spektrum karakteristik akan berindeks $\alpha, \beta, \gamma, \dots$. Jika elektron kosong (*hole*) pada kulit K diisi elektron dari kulit L menghasilkan spektrum karakteristik K_α , sedangkan bila diisi dari kulit M maka menghasilkan spektrum karakteristik K_β . Jika kulit L yang kosong diisi elektron dari kulit N maka spektrum karakteristik yang diperoleh adalah L_β . Demikian untuk kulit-kulit yang lainnya. (Culity, sebagaimana dikutip oleh Pratiwi, 2006).



Gambar 2.1 Proses Terjadinya Radiasi Sinar-X Karakteristik (Fridawanty, 2012)

Menurut Busberg (2001: 101), sebagaimana dikutip oleh Fridawanty (2012), sinar-X dapat diproduksi dengan jalan menembaki target logam dengan elektron cepat dalam suatu tabung vakum sinar katoda. Elektron sebagai proyektil dihasilkan dari pemanasan filamen yang juga berfungsi sebagai katoda. Elektron dari filamen dipercepat gerakannya, elektron yang bergerak sangat cepat itu akhirnya ditumbukkan ke target logam bernomor atom tinggi dan suhu lelehnya juga tinggi. Target logam ini sekaligus juga berfungsi sebagai anoda. Ketika elektron berenergi tinggi itu menabrak target logam, maka sinar-X akan terpancar dari permukaan logam tersebut yang dikenal dengan sinar-X *Bremsstrahlung* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.2. Sinar-X yang terbentuk melalui proses ini mempunyai energi maksimal sama dengan energi kinetik elektron pada saat terjadinya perlambatan. Sinar-X *Bremsstrahlung* mempunyai spektrum kontinyu.



Gambar 2.2 Sinar-X *Bremstrahlung* yang Dihasilkan Interaksi Elektron dengan Inti Atom Target. (Fridawanty (2012))

Peristiwa tumbukan elektron dan anoda tersebut ada sebagian energi elektron yang berubah menjadi panas

$$K = E_{\text{sinar}} + \text{panas}$$

$$eV = h\nu + Q$$

$$eV = h \frac{c}{\lambda} + Q$$

Persamaan diatas dapat ditulis seperti persamaan 2.2 (Kusminarto, 1994)

$$\lambda = \frac{hc}{eV - Q} \quad (2.2)$$

dengan

λ : panjang gelombang sinar-X

e : muatan elektron

h : tetapan Planck

c : laju cahaya

Q : energi panas

Energi panas Q yang timbul dapat bervariasi secara kontinu dari 0 sampai maksimum sama dengan eV , akibatnya λ sinar-X yang dihasilkan juga bervariasi secara kontinu dari minimum sampai tak berhingga. 1 minimum diperoleh jika seluruh energi kinetik diubah menjadi energi foton dan tidak terjadi perubahan energi menjadi panas (Kusminarto, 1994)

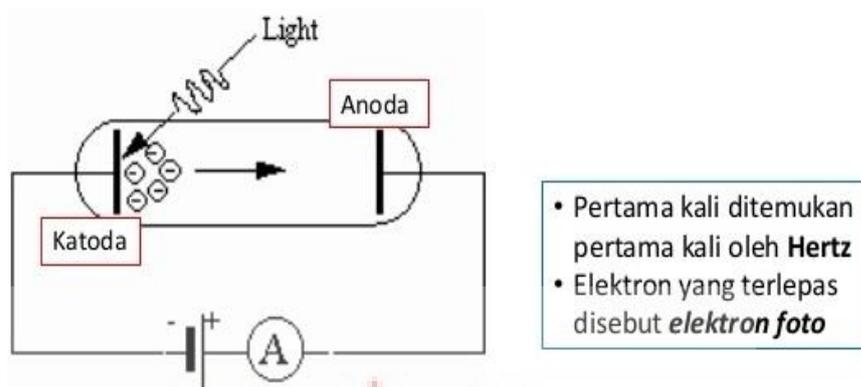
$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eV} \quad (2.3)$$

2.1.1 Interaksi Sinar-X dengan Materi

Interaksi yang terjadi ketika sinar-X melewati suatu bahan, yaitu:

- a. Efek fotolistrik

Ketika radiasi elektromagnetik datang pada suatu permukaan logam tertentu, elektron mungkin dikeluarkan dari logam. Sebuah foton dengan energi h_f mengenai bahan tersebut dan diserap oleh elektron. Jika energi yang tersedia berkisar antara 0,01 MeV sampai 0,5 MeV, elektron tersebut akan naik hingga ke permukaan dan dilepaskan dengan suatu energi kinetik $\frac{1}{2}mv^2$.



Gambar 2.3 Skema Efek Fotolistrik (Larasati, 2013)

Oleh karenanya, persamaan fotolistrik Einstein adalah:

$$\frac{1}{2}mv_{max}^2 = hf - \phi \quad (2.4)$$

Energi dari elektron yang terlepas dapat diperoleh dengan menentukan berapa beda potensial yang harus diberikan untuk menghentikan gerakannya, maka

$\frac{1}{2}mv^2 = eV_s$. Untuk sebagian besar elektron:

$$hf - \phi = eV_s \quad (2.5)$$

dengan V_s disebut potensial henti.

Sinar-X dengan mudah akan mengeluarkan fotoelektron.

Karena $E^2 = m^2c^2 + p^2c^2$, jika $m = 0$, maka $E = pc$, karena $E = hf$

$$p = \frac{h}{\lambda} \quad (2.6)$$

dengan

p : momentum foton ($kg\ m/s$)

h : konstanta Planck ($h = 6,64 \times 10^{-34}$)

λ : panjang gelombang (m)

b. Hamburan Compton

Sinar-X yang berinteraksi dengan bahan, mengenai elektron pada kulit terluar tidak hanya menghasilkan hamburan sinar-X tetapi juga terjadi pengurangan energi dan ionisasi atom target. Interaksi ini disebut efek Compton atau hamburan Compton.

Sinar-X yang mempunyai energi antara 0,2 MeV sampai 1 MeV mengenai elektron pada kulit terluar akan mengeluarkan elektron tersebut dan mengionisasi atom target. Elektron yang dipancarkan itu disebut elektron Compton atau elektron sekunder. Terlihat pada Gambar 2.4 bahwa sinar-X terus berjalan setelah mengenai elektron namun dengan arah yang berbeda dan energinya lebih rendah daripada energi sinar-X datang.

Energi sinar-X datang sebanding dengan energi hamburan Compton dan energi dari elektron yang terlepas. Energi elektron yang terlepas sebanding dengan energi ikat dan energi kinetik elektron saat meninggalkan kulitnya. Secara matematika dapat dirumuskan dengan persamaan 2.7 (Larasati, 2013)

$$E_i = E_s + (E_b + E_k) \quad (2.7)$$

dengan

E_i : energi sinar-X datang

E_s : energi hamburan sinar-X

E_b : energi ikat elektron

E_k : energi kinetik dari elektron

Menurut Bushong, sebagaimana dikutip oleh Larasati (2013), hamburan Compton dapat mengurangi kontras dalam hasil radiografi. Apabila suatu hasil radiografi terkena hamburan Compton maka akan banyak terjadi fog, densitasnya sama sehingga akan mengurangi nilai kontras.

Jika sebuah foton dengan panjang gelombang awal λ_1 bertumbukan dengan elektron diam dengan massa m_0 yang bebas dan dihamburkan dengan sudut θ , maka panjang gelombang foton yang terhambur meningkat menjadi λ_2 dimana:

$$\lambda_2 = \lambda_1 + \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (2.8)$$

dengan:

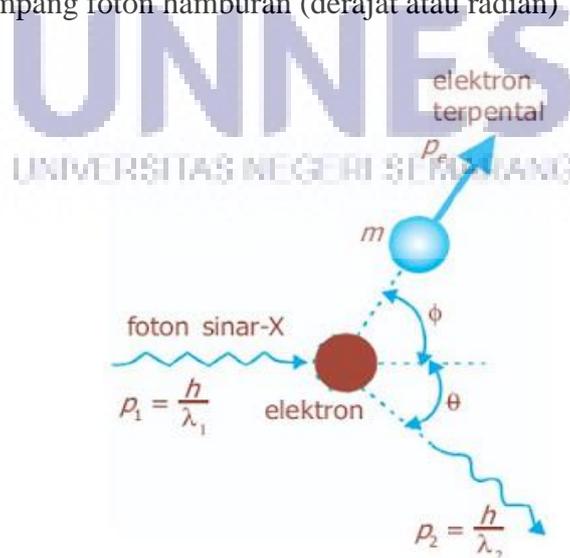
λ_1 : panjang gelombang foton sebelum tumbukan (m)

λ_2 : panjang gelombang foton setelah tumbukan (m)

h : konstanta Planck ($h = 6,64 \times 10^{-34} \text{ J.s}$)

c : kecepatan cahaya ($c = 3 \times 10^8 \text{ m}$)

θ : sudut menyimpang foton hamburan (derajat atau radian)

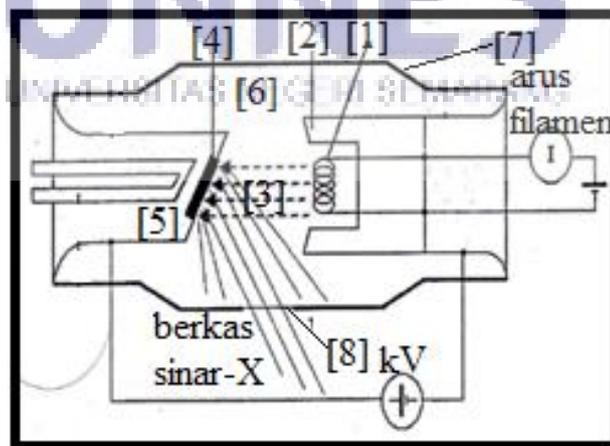


Gambar 2.4 Hamburan Compton (Larasati, 2013)

2.2 Tabung Sinar-X

Sinar-X dihasilkan ditabung sinar-X ketika elektron dari filamen berinteraksi dengan material logam yang biasa disebut target. Komponen utama dari tabung sinar-X ini adalah katoda dan anoda. Bagian katoda merupakan filamen tungsten yang berada pada *focusing cup*. Elektron dihasilkan oleh filamen dan difokuskan terhadap target di anoda. Ketika menekan tombol ekposur, maka arus listrik mengalir ke filamen ini sehingga menyebabkan filamen tersebut menjadi panas. Filamen yang panas ini akan menghasilkan elektron yang berada disekitar filamen. Semakin panas filamen maka jumlah elektron yang dihasilkan akan semakin banyak (Robert, 2007).

Pada bagian anoda, terdapat target tungsten yang diletakan pada sebuah batang tembaga. Ketika elektron dari filamen menumbuk target dan dihasilkan sinar-X, disaat itu akan dihasilkan panas berlebih. Batang tembaga tersebut akan menyerap sebagian panas yang dihasilkan sehingga target tidak mengalami kelebihan panas.



Gambar 2.5 Susunan dalam Tabung Sinar-X (Rahman, 2008)

Tabung sinar-X pada Gambar 2.5 terdiri dari beberapa komponen utama yang dapat dijelaskan sebagai berikut:

1. Filamen yang berfungsi melepaskan elektron ketika menjadi panas.
2. *Focusing cup* yang berfungsi memfokuskan elektron ke target.
3. Ruang tempat pergerakan elektron dari filamen ke target.
4. Target agar sinar-X dapat dihasilkan ketika berinteraksi dengan elektron.
5. Batang tembaga yang diletakkan dengan target yang berfungsi membantu menyerap kelebihan panas pada target.
6. Ruang vakum supaya tidak ada elektron yang berinteraksi dengan udara ataupun gas lainnya.
7. *Glass enclosure* untuk mencegah hamburan sinar-X pada arah yang tidak dikehendaki.
8. Jendela *beryllium* yang menjadi tempat keluarnya sinar-X dari tabung.

2.3 Produksi Sinar X

Disaat elektron berinteraksi atau menumbuk target, maka akan dihasilkan sinar-X dalam dua cara, yaitu *bremstrahlung* dan sinar-X karakteristik. *Bremstrahlung* terjadi jika elektron yang bergerak dari filamen diperlambat ketika melewati dekat dari nukleus atom target. Semakin dekat elektron dari filamen yang bergerak ke inti atom target maka elektron tersebut akan semakin diperlambat. Semakin cepat elektron yang bergerak menumbuk target maka energi sinar-X yang dihasilkan akan semakin besar (Chadidjah, 2012).

Sinar-X karakteristik terjadi ketika elektron dari filamen berinteraksi dengan elektron yang terdapat pada target. Elektron filamen menumbuk elektron yang berada pada lintasan orbit pada atom target sehingga terlepas dari lintasannya. Kekosongan elektron yang terjadi pada lintasan orbit tersebut segera diisi oleh elektron lain yang berada pada lintasan luar. Elektron yang berada pada orbit lintasan luar tersebut akan melepaskan energinya karena adanya perbedaan energi pada masing-masing elektron. Pelepasan energi inilah yang menghasilkan sinar-X karakteristik (Robert, 2007).

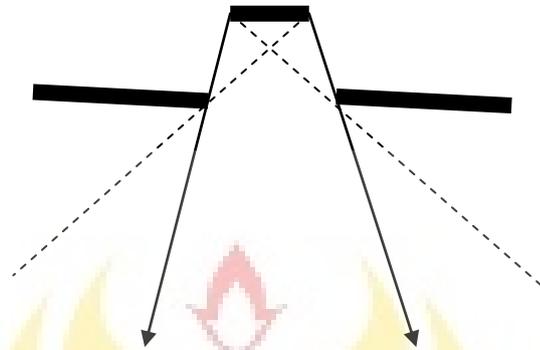
2.4 Sistem Pembatas Luas Lapang Penyinaran Sinar-X

Alat pembatas lapang penyinaran sinar-X merupakan alat yang digunakan untuk mengatur ukuran luas lapang sinar-X serta untuk memberi bentuk dari berkas sinar-X. Pada umumnya pembatas berkas sinar-X dapat dibedakan menjadi tiga macam, yaitu:

2.4.1 Celah Diafragma

Menurut Curry, sebagaimana dikutip oleh Yulianingsih (2013), celah atau lubang yang terdapat pada diafragma adalah suatu pembatas penyinaran yang paling sederhana. Alat pada Gambar 2.6 terbuat dari selembar timah dan memiliki lubang ditengahnya. Ukuran dari lubang tersebut yang menentukan ukuran dari berkas sinar-X. Keuntungan dari diafragma timah yang digunakan lunak, sehingga dapat diubah bentuk dan ukuran yang dikehendaki. Namun demikian alat ini

memiliki kerugian yaitu besarnya daerah penumbar yang dihasilkan pada bagian tepi berkas sinar-X.



Gambar 2.6 Pembatas Celah Diafragma Terhadap Sinar-X (Yulianingsih, 2013)

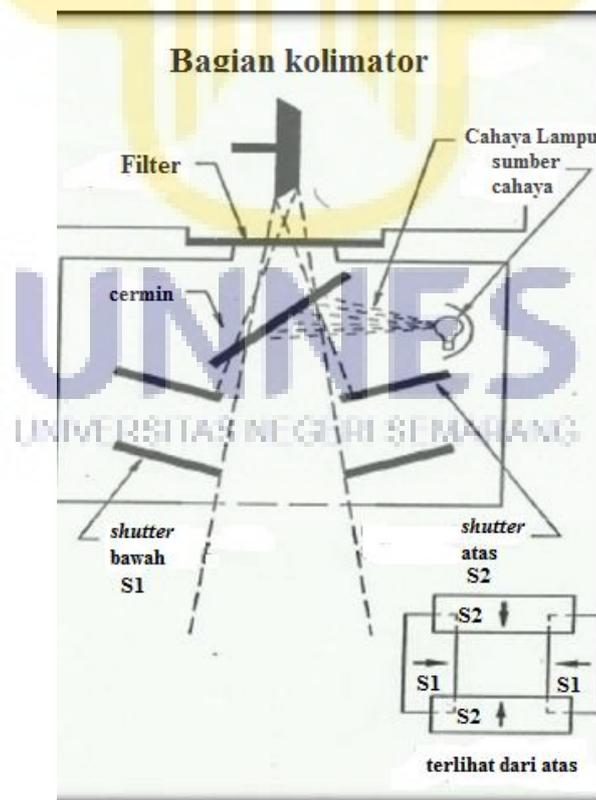
2.4.2 *Konus dan Silinder*

Menurut Bushong (2001), sebagaimana dikutip oleh Fahrizal (2010), konus dan silinder dapat dianggap sebagai modifikasi dari celah diafragma. Kedua, alat ini terbuat dari logam yang dapat membatasi berkas sinar-X. Luas lapang yang dihasilkan oleh konus dan silinder selalu berbentuk lingkaran. Kesulitan yang ditemukan dalam penggunaan konus adalah apabila tabung sinar-X dan konus tidak dalam satu garis lurus maka dapat mengakibatkan salah satu sisi radiograf tidak mendapatkan eksposi karena obyeknya terhalang oleh konus.

2.4.3 *Koliminator*

Menurut Charlto et al., sebagaimana dikutip oleh Siti (2012), koliminator adalah alat pembatas radiasi yang umumnya digunakan pada radiografi yang terdiri dari dua set penutup (*Shutter*) timbal yang saling berhadapan dan bergerak dengan arah berlawanan secara berpasangan dibagian jendela tabung sinar-X.

Alat pada Gambar 2.7 mempunyai dua keuntungan yaitu dilengkapi dengan pembatas luas lapangan penyinaran yang dapat diatur dan dapat dijadikan sebagai acuan untuk menentukan titik tengah (*central point*) sinar-X yang keluar dari bidang target. Kolimator dilengkapi dengan bola lampu, cermin dan dua penutup jendela (*shutter*) yaitu *shutter 1* dan *shutter 2*. Bola lampu dan cermin berfungsi sebagai penunjuk berkas sinar-X yang akan tergambar pada film radiografi. Berkas sinar tersebut dibelokkan oleh sebuah cermin yang dipasang pada jalur didalam berkas sinar-X dengan sudut 45° . Antara target tabung sinar-X dan sinar lampu harus memiliki jarak yang tepat dan sama dari pusat cermin sehingga berkas sinar yang melewati shutter kedua yang telah terbuka terkolimasi secara tepat dengan berkas sinar- X.



Gambar 2.7 Bagian-Bagian Kolimator (Siti, 2012)

Dua penutup jendela (*shutter*) kolimator yaitu S1 dan S2 terbuat dari Pb (timbal) dan dapat digerakkan atau diatur secara bersama-sama, dengan *shutter* itu luas daerah penyinaran sinar-X yang keluar dapat diatur sesuai dengan objek dan kriteria yang diinginkan.

Menurut Curry, sebagaimana dikutip oleh Sujiatmoko (2011), kolimator dan alat pembatas berkas sinar-X lainnya, mempunyai dua fungsi dasar yaitu, untuk meminimalkan paparan radiasi yang diterima oleh pasien dan untuk mengurangi radiasi hamburan.

Kolimator memiliki sistem pelindung untuk mengidentifikasi ukuran luas lapang penyinaran. Ukuran luas lapang sinar-X untuk variasi jarak target dan film diindikasikan oleh sebuah skala kalibrasi pada bagian depan kolimator. Kolimator juga dapat digunakan untuk mengidentifikasi pusat dari luas lapang sinar-X.

2.5 Fungsi Sistem Pembatas Luas Lapang Sinar-X

Menurut Curry, sebagaimana dikutip oleh Yulianingsih (2013), fungsi-fungsi sistem pembatas luas lapang sinar-X, yaitu:

a. Mengatur Luas Lapang Sinar-X

Luas lapang sinar-X pada kolimator dapat ditentukan dengan mengatur bukaan *shutter* yang ada pada kolimator tersebut. *Shutter* kolimator dapat digerakkan dari luar melalui tombol yang ada pada tabung sinar-X, luas lapang sinar-X yang dihasilkan dapat berbentuk bujur sangkar atau persegi panjang.

b. Proteksi Radiasi Bagi Pasien

Mekanisme yang dihasilkan untuk proteksi bagi pasien sudah jelas bahwa semakin kecil luas lapang sinar-X maka semakin sedikit pula dosis yang diterima oleh pasien. Jika luas lapang penyinaran berukuran 20 x 20 cm dikolimasikan menjadi berukuran 10 x 10 cm, maka luas tubuh pasien yang terkena radiasi akan menurun dari 400 cm² menjadi 100 cm². Untuk itu, luas lapang penyinaran bukan menyesuaikan bentuk film/kolimator yang digunakan melainkan membatasi luas lapang penyinaran sesuai dengan obyek yang diperiksa. Sehingga dapat menurunkan dosis radiasi yang diterima oleh pasien.

c. Mengurangi Radiasi Hambur

Jumlah radiasi yang mencapai film sinar-X tergantung dari ukuran luas lapang penyinaran. Jika semakin luas lapang penyinaran, maka radiasi hambur semakin banyak pula begitu sebaliknya jika semakin kecil luas lapang penyinaran, maka radiasi hambur pun semakin kecil. Apabila luas lapang penyinaran telah mencapai ukuran maksimal yaitu 30 x 30 cm di film, berarti jumlah radiasi hambur telah mendekati maksimal. Kolimator hanya dapat berpengaruh terhadap luas lapang penyinaran yang kecil. Perlu diingat bahwa kolimator mempengaruhi waktu eksposi. Luas lapang penyinaran yang kecil memproduksi radiasi hambur sedikit, begitu juga dengan radiasi, begitu juga dengan jumlah penghitaman film sinar-X dan menurun sebagaimana ukuran luas lapang penyinaran yang menyempit.

Untuk menjaga agar densitas pada film tetap terjaga, jika luas lapang penyinaran diperkecil maka faktor eksposinya pun harus ditingkatkan.

2.6 Program *Quality Control* (QC)

Menurut Radiation Safety ACT, sebagaimana dikutip oleh Siti (2012), uji Kesesuaian (*Compliance Testing*) adalah uji untuk memastikan bahwa pesawat Sinar-X memenuhi persyaratan keselamatan radiasi dan memberikan informasi diagnosis atau pelaksanaan radiologi yang tepat dan akurat. Uji kesesuaian merupakan dasar dari suatu program jaminan mutu radiologi diagnostik yang mencakup sebagian tes program jaminan mutu, khususnya parameter yang menyangkut keselamatan radiasi.

Uji Kesesuaian (*Compliance Testing*) meliputi program jaminan kualitas dan kendali kualitas (QA/QC). Diantara program QA dan QC yang berpengaruh pada kualitas citra dan dosis pasien yaitu pengujian fungsi pesawat sinar-X radiodiagnostik. Tujuan pengujian fungsi pesawat sinar-X yaitu menjamin bahwa setiap parameter penyinaran pada pesawat teruji akurasi kerjanya atau fungsinya sesuai dengan spesifikasi alat dan bila terjadi penyimpangan harus berada dalam nilai batas toleransi yang ditentukan (Dwi, 2008).

Dasar dari *compliance testing* merujuk pada SK Ka-Bapeten No 01-P/Ka-Bapeten/I-03 tentang Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik dan Peraturan Pemerintah Republik Indonesia No 33 Tahun 2007 Tentang Keselamatan Radiasi Pengion dan Keamanan Sumber Radioaktif. Adapun Prosedur Pengujian pesawat

sinar-X diadopsi dari *Radiation Safety Act 1975, Diagnostic X ray Equipment Compliance Test 2000* yang diterbitkan oleh pemerintah Australia Barat.

Menurut Dwi (2008), tujuan utama Program Jaminan Kualitas (*Quality Assurance Program*) pada Instalasi Radiologi adalah diagnosa pasien yang tepat dan akurat. Tujuan ini akan terkait dengan program jaminan kualitas menyeluruh yang disesuaikan dengan kebutuhan fasilitas yang mencakup 3 (tiga) hal, yaitu: mengurangi paparan radiasi, peningkatan citra diagnostik dan siasat penekanan biaya.

2.7 Uji Kolimator dengan Unit RMI *Collimator Tool* dan *Beam Alligment Test Tool*

Sesuai dengan Peraturan Kepala (PERKA) BAPETEN No.9 Tahun 2011 tentang Uji Kesesuaian pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional, Pasal 5, kolimasi merupakan salah satu parameter yang harus diuji dan merupakan salah satu parameter utama uji kesesuaian. Maksud dari parameter utama ini adalah parameter yang secara langsung mempengaruhi dosis radiasi pasien dan menentukan kelayakan operasi pesawat Sinar-X. Salah satu uji kolimasi dalam perka tersebut adalah kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang berkas sinar-X.

Berikut ini disampaikan salah satu cara untuk menguji kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang berkas sinar-X. Dengan tujuan memastikan dalam batas yang dapat diterima bahwa bidang berkas sinar-X kongruen dengan bidang cahaya kolimator. Apabila terjadi penyimpangan maka harus memehuhi

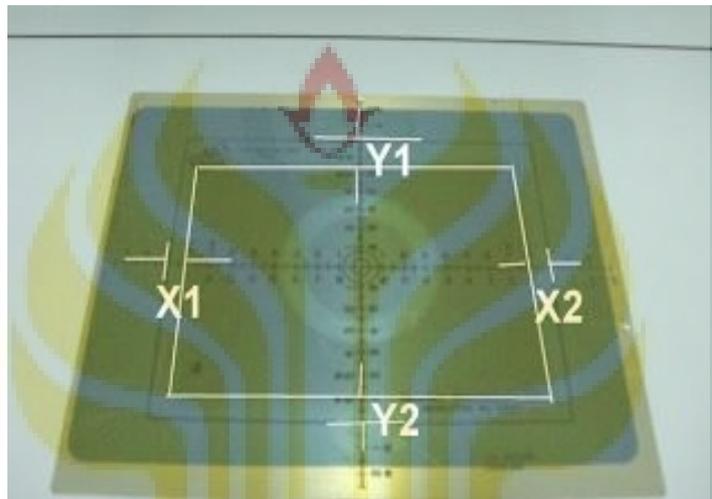
persyaratan bahwa penyimpangan bidang cahaya kolimator dengan berkas sinar-X bagian horizontal (Δx) maupun vertikal (Δy) tidak boleh melebihi 2% dari jarak fokus ke bidang film (FFD) dan total penyimpangan dari bidang horizontal dan vertical ($|\Delta x| + |\Delta y|$) tidak boleh melebihi 3% dari jarak fokus ke bidang film/*Focus Film Distance* (FFD) (Bc Centre For Disease Control, 2004).

Gambar 2.8 menunjukkan alat ukur yang digunakan yaitu unit RMI, yang terdiri dari *Collimator Tool* sebuah plat dengan garis berbentuk empat persegi panjang (*rectangular*) yang tidak tembus radiasi (*radioopaque*) dan *Beam Allignment Test Tool* sebuah silinder dengan bola baja di bagian tengah setiap dasarnya yang tidak tembus radiasi. Jika gambar yang ada di bola atas overlap dengan gambar yang ada di bola bawah, maka penyimpangannya kurang dari atau sama dengan $0,5^{\circ}$, jika gambar dari bola atas ada pada lingkaran dalam maka penyimpangannya sama dengan $1,5^{\circ}$ dan untuk lingkaran terluar penyimpangannya sama dengan 3° (Begum, 2011).



Gambar 2.8 Unit RMI *Collimator Tool* dan *Beam Allignment Test Tool*
(<http://www.tjskl.org.cn>)

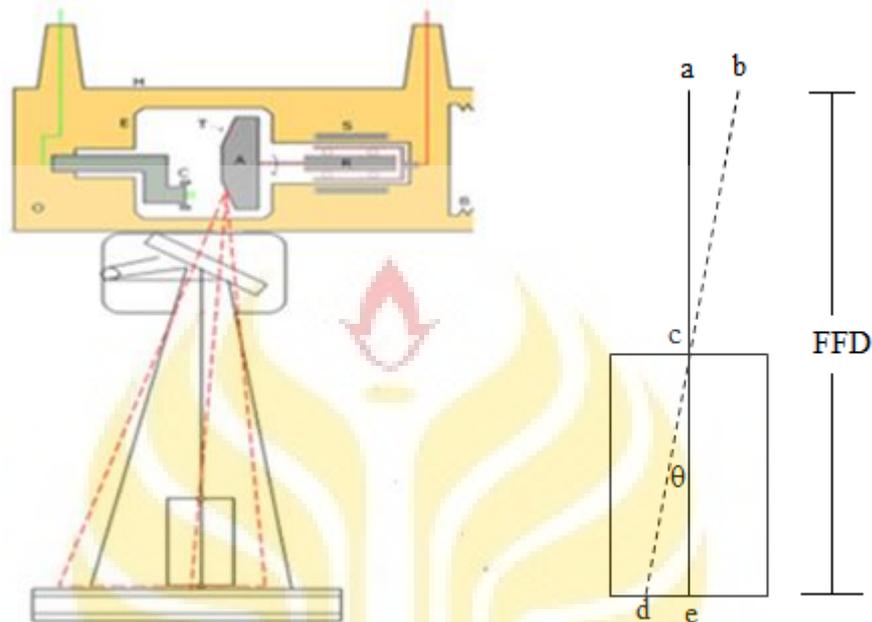
Dalam pengujian kesesuaian lapang kolimator dengan lapang berkas sinar-X terinterpretasi citra dari film seperti Gambar 2.9 yang memberikan informasi nilai ketidaksesuaian dengan melihat garis rectangular sebagai identitas kolimasi dan berkas radiasi yang menembus film.



Gambar 2.9 Hasil Uji Kongruensi Kolimasi
(<http://www.gammex.com>)

Sesuai dengan persyaratan, batas toleransi maksimum kongruensi kolimasi adalah $(X1+X2)$, $(Y1+Y2)$ tidak boleh lebih dari 2% jarak fokus ke bidang film (FFD) dan $[(X1+X2) + (Y1+Y2)]$ tidak boleh lebih dari 3% jarak fokus ke bidang film (FFD). Apabila salah satu persyaratan nilainya melebihi batas toleransi tersebut maka berkas radiasi dinyatakan tidak kongruen dengan bidang lampu kolimator (Fluke Biomedical, 2005).

Untuk penyimpangan titik pusat berkas sinar-X juga dapat dilihat dari film,



Gambar 2.10 Ilustrasi Pengukuran Penyimpangan Titik Pusat Berkas Sinar-X
(Wiyono, 2010)

Pada Gambar 2.10 besarnya sudut dce sebanding dengan sudut acb dan diindikasikan dengan lambang θ . Besarnya penyimpangan ketegak lurus berkas dapat dihitung dengan persamaan di bawah ini.

$$\tan \theta = \frac{ab}{ae} \quad (2.9)$$

$$\tan \theta = \frac{de \times ac}{ae \times ce}$$

$$\theta = \tan^{-1} \frac{de \times ac}{ae \times ce}$$

dengan:

θ : Sudut penyimpangan

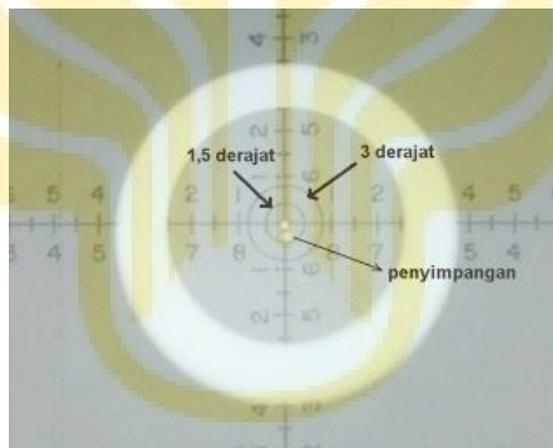
de : Jarak titik d ke e

ac : Jarak titik a ke c

ae : Jarak titik a ke e

ce : Jarak titik c ke e

Dapat juga langsung dilihat dari hasil radiograf digital yang ditunjukkan pada Gambar 2.11,



Gambar 2.11 Penyimpangan Titik Pusat Berkas Sinar-X (Fluke, 2005)

Menurut RMI (Radiation Measurement Inc), sebagaimana dikutip oleh Wiyono (2010), bahwa permasalahan yang sering dihadapi pada kolimator adalah:

1. Penyimpangan lapangan kolimasi dengan lapang berkas radiasi

Terjadinya penyimpangan lapangan kolimasi dapat disebabkan oleh kolimator yang pernah dibongkar karena perbaikan atau penggantian lampu kolimator, kolimator sering diputar-putar, dan adanya guncangan sehingga terjadi pergeseran plat timbal dan/atau cerminnya. Penyimpangan

lapangan kolimasi dapat diperbaiki dengan mengatur posisi kemiringan cermin dan/atau dengan mengatur posisi plat timbal atau diserahkan pada teknisi yang berpengalaman.

2. Penyimpangan ketegaklurusan berkas radiasi.

Jika terjadi penyimpangan lapangan kolimasi biasanya diiringi dengan penyimpangan ketegaklurusan berkas. Ilustrasinya seperti gambar di bawah ini. Penyimpangan ini dapat disebabkan oleh posisi kolimator yang berubah atau rotasi tabung sinar-X yang memiliki tingkat kedataran rendah.

2.8 Sistem Radiografi Digital

Sistem Radiografi Digital merupakan salah satu sistem radiografi yang ada pada saat ini, yaitu sebuah bentuk pencitraan sinar-X dimana sensor-sensor sinar-X digital digunakan menggantikan film fotografi konvensional. Dan *processing* kimiawi digantikan dengan sistem komputer yang terhubung dengan monitor atau laser printer (Moenir, 2000).

Radiografi Digital pembawa era baru untuk pencitraan medis sinar-X. Radiografi dapat direkam menggunakan reseptor gambar digital dan ditingkatkan dengan menggunakan pemrosesan komputer. Mereka juga dapat ditransfer ke database untuk arsip dan transmisi di seluruh rumah sakit dan klinik. Perubahan dari reseptor gambar berbasis film tradisional mirip dalam banyak hal dengan yang terjadi dalam fotografi digital dan televisi digital. Lebih presisi sekarang dapat diterapkan untuk setiap tahap proses pencitraan sehingga keseimbangan

antara kualitas gambar dan dosis radiasi dapat akhirnya dikontrol secara akurat (Wikibooks, 2013).

Prinsip kerja *Digital Radiography* (DR) atau (DX) seperti Gambar 2.12 pada intinya menangkap sinar-X tanpa menggunakan film. Sebagai ganti film sinar-X, digunakan sebuah penangkap gambar digital untuk merekam gambar sinar-X dan mengubahnya menjadi file digital yang dapat ditampilkan atau dicetak untuk dibaca dan disimpan sebagai bagian rekam medis pasien (Suparta, 2005).



Gambar 2.12 Prinsi Kerja Radiografi Digital (Hoines, 2013)

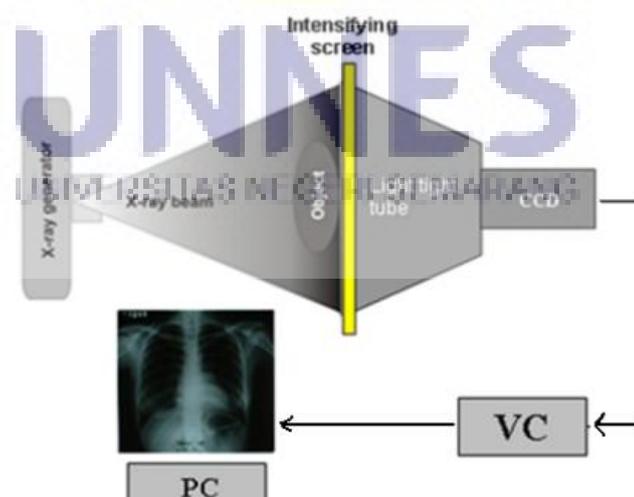
Manfaat Radiografi Digital (baik CR/*Convesional Radiography* atau DR/ *Digital Radiography*) (Edwin, 2002)

1. Tidak ada proses basah diperlukan: konsistensi yang lebih baik dari sinar.
2. Tidak ada ruang gelap yang diperlukan: menghemat ruang.
3. Tidak ada lagi Film atau kimia: mengurangi biaya.
4. Tidak ada pembuangan kimia: mengurangi biaya dan melindungi lingkungan.
5. Tidak ada kamar penuh lemari arsip gambar sinar-X.
6. Pengurangan artefak: meningkatkan kualitas gambar.
7. Kualitas gambar yang lebih tinggi: diagnosis yang lebih akurat (perlu dicatat bahwa radiografi digital akan meningkatkan kualitas gambar di mana teknik radiografi yang buruk digunakan).
8. Manipulasi gambar untuk menyorot detail yang berbeda (tulang atau jaringan lunak) atau mengimbangi eksposur: mengurangi jumlah mengambil & eksposur: menghemat waktu.
9. Berbagi foto melalui email atau CD (*Compact Disk*): rujukan cepat.
10. Pengambilan gambar secara substansial berkurang dari pengolahan basah: menghemat waktu

Untuk itulah, penelitian tentang pengembangan sistem radiografi digital untuk pencitraan menjadi penting dan berarti. Disamping itu, sistem radiografi digital mendukung pemerintah dalam memanfaatkan *clean development mechanism*.

2.8.1 Sistem Radiografi Digital di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang

Sistem radiografi konvensional yang menggunakan film sebagai penangkap gambar dapat dimodifikasi menjadi sistem radiografi digital berbasis *intensifying screen*. Keunggulan sistem ini menurut Linuma, sebagaimana dikutip oleh Susilo (2012), antara lain adalah citra digital hasil dapat diproses lebih lanjut, misalnya dengan teknik pengolahan citra (*image processing*, *pattern recognition* dan *image archieving*) dan dapat disimpan dalam *harddisk*. Proses digitasi citra radiograf menggunakan *intensifying screen* berbasis kamera digital dapat menghemat tenaga listrik, mereduksi dosis radiasi yang diterima pasien, mereduksi waktu paparan dan dapat menghasilkan citra dengan resolusi lebih tinggi. Selain itu diperoleh pemahaman bahwa proses digital dapat dilakukan dengan komponen yang sederhana, yang tersedia dan mudah diperoleh di pasar domestik.



Gambar 2.13 Sistem Radiografi Digital (Susilo, 2013)

Secara skematis sistem radiografi digital (RD) terlihat pada Gambar 2.13 dapat menjelaskan sebagai berikut: generator sinar-X memberi paparan pada objek, kemudian oleh tabung kedap cahaya yang terdiri dari detektor (*intensifying screen*) dan kamera CCD mengubah gambar sinar-X menjadi sinar tampak, selanjutnya diteruskan ke unit *frame grabber* atau penangkap gambar VC (*video capturer*). Data digital yang diperoleh diteruskan ke komputer PC dengan software pengolah citra untuk kemudian citra ditampilkan pada layar monitor PC (Susilo, 2013).



BAB 5

PENUTUP

5.1 Simpulan

Berdasarkan hasil pengujian kesesuaian luas lapang kolimator dengan luas lapang berkas sinar-X pada pesawat sinar-X merk/type Mednif/SF-100BY di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang menggunakan unit RMI, dapat disimpulkan bahwa pesawat sinar-X tersebut mengalami penyimpangan melebihi toleransi acuan $\leq 2\%$ FFD (*Focus Film Distance*) yang terjadi pada bagian vertikal (Y_n) sehingga dinyatakan tidak layak.

5.2 Saran

1. Segera dilakukan perbaikan kolimator oleh ahli *Quality Control* (QC) agar alat dapat berfungsi lebih baik dan memenuhi standar yang ditentukan.
2. Program *Quality Control* (QC) sebaiknya dilakukan secara berkala.

DAFTAR PUSTAKA

- Anonym. 2009. Kemenkes RI No. 1250/MENKES/SK/XII/2009. Pedoman Kendali Mutu (*Quality Control*) Peralatan radiodiagnostik. Jakarta: Kementerian Kesehatan RI.
- BAPETEN. *Peraturan Kepala No 9 Tahun 2011 tentang Uji Kesesuaian pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional*.
- Bc Centre For Disease Control. 2004. "*Diagnostic X-Ray Unit QC Standards in British Colombia*". Canada: Radiation Protection Service.
- Begum, M., A. S. Mollah, M. A. Zaman, dan A. K. M. M. Rahman. 2011. Quality Control Tests In Some Diagnostic X-Ray Units In Bangladesh. *Bangladesh Journal of Medical Physics*, 1(4): 58-66.
- Chadidjah, S. 2012. *Penentuan ketepatan titik pusat berkas sinar Pada pesawat mobile x-ray sebagai parameter Kualitas kontrol di rsud. Prof. Dr. Hm. Anwar Makkatutu bantaeng*. Skripsi. Makassar: FMIPA Universitas Hasanuddin.
- Dwi, Seno K.S. 2008. *Workshop Tentang Batas Toleransi Pengukuran Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X*. Skripsi. Jakarta: Fisika Universitas Indonesia.
- Edwin, T. Parks, DMD, Ms & Gail F. Williamson, RDH, MS. 2002. Digital Radiography: An Overview. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 3(4):1-13. Tersedia di <http://thejcdp.com>
- Fahrizal. 2010. *Uji Kolimator dan Beam Alignment dengan Menggunakan RMI collimator Test Tool pada Pesawat Merk Misono Type CM 12 di RSU Salatiga*. Skripsi. Semarang: Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.
- Ferdinan M. Siahaan. 2011. *Pelatihan uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik Bagi Inspektur Bapeten*.
- Fluke Biomedical. 2005. *Nuclear Associates 07-661-7662 Collimator/Beam Alignment Test Tool*. U.S.A: Fluke Corporation.

- Fridawanty, Astuty. 2012. Variasi Pemilihan Faktor Expose Terhadap Kontras Pada Teknik Radiografi Jaringan Lunak. Skripsi. Makassar: Fakultas Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.
- Hoiner, Craig. 2013. Digital Radiography: The difference between CR and DR veterinary X-ray systems. BCT Tecnology, Account Manager for the South of Englant. [diakses 21-12-14]
- Kusminarto. 1994. *Pokok-pokok Fisika Modern*. Yogyakarta. Universitas Gajah Mada.
- Larasati, Ayu. 2013. *Studi Eksperimen Penggunaan Kolimator Pada Pesawat Sinar-X Mobile di Rumah Sakit Islam Faisal Makassar*. Skripsi. Makassar: Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.
- Moenir, A.A., Suparta, G.B., Isaris, R., dan Pongtuluran, M.M. 2000. Restoration of Real-Time Radiographic System for Industry in Indonesia. *Proceeding, The 15th WCNDT*. 15-21 October. Roma Italy.
- Rahman, Nova. 2008. *Radiofotografi*. Padang: Universitas Baiturahman
- Robert, M. Jayness. 2007. *X-ray production*. The Ohio State University
- Sujiatmoko, Almi. 2011. *Quality Control Pesawat Toshiba KX)-50F di Rumah Sakit Tebet dan Shimadzu Fluoromax Circlex di Rumah Sakit Umum Daerah Cengkareng*. Skripsi. Jakarta: Politeknik Kesehatan Kemenkes.
- Susilo, Sunarno, E. Setiowati, L. Lestari. 2012. Aplikasi Alat Radiografi Digital dalam Pengembangan Layanan Rontgen. *Jurnal MIPA*, 35(2): 145-150.
- Susilo, Sunarno, Swakarma, K., Setiawan, R., dan Wibowo, E. 2013. Kajian Sistem Radiografi Digital sebagai Pengganti Sistem *Computed Radiography* yang Mahal. *Jurnal Fisika Indonesia*. 50 (XVII):40-43
- Suparta, G.B., Isaris, R, Moenir, A.A. 2005. *Sistem Radiografi Digital untuk Medis*. Solo: UNS.

Yulianingsih, Dewi. 2013. Pengujian Collimator dengan Menggunakan RMI Collimator Test Toll di Instalasi Radiologi RSUD Dr. Moeradi. Skripsi. Semarang: Politeknik Kesehatan Depkes Semarang.

Wikibooks. 2013. *Basic Physics of Digital Radiography*. This page was last modified on 28 December 2013, at 05:53.

Wiyono, Alif. 2010. *Pengujian Kolimator dengan Menggunakan RMI Collimator dan Beam Alignment Test Tool pada Pesawat Sinar-X Merk Siemens Polymobile Plus di Instansi Radiologi RSUP dr. Sardjito Yogyakarta*. Skripsi. Semarang: Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Depkes Semarang.

http://www.tjskl.org.cn/suppliers/czabeaa3/hgoldwei_medical_company/page5.html [diakses 10-01-15]

<http://www.gammex.com/nportfolio/productpage.asp?id=348&category=Diagnostic+Radiology&name=Collimator+and+Beam+Alignment+Test+Tools%2C+Gammex+161B+and+Gammex+162A> [diakses 10-01-15]