



**OPTIMASI FILTER SINAR-X
UNTUK APLIKASI RADIASI PADA RADIOGRAFI
DIGITAL DI LABORATORIUM FISIKA MEDIK
UNNES**

Skripsi

disajikan sebagai salah satu syarat
untuk memperoleh gelar Sarjana Sains
Program Studi Fisika

Oleh:

Nunung Gupita Ratnasari

4211414023

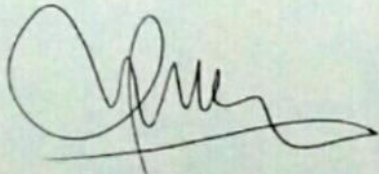
**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG
2018**

PERSETUJUAN PEMBIMBING

Skripsi dengan judul “Optimasi Filter Sinar-X untuk Aplikasi Radiasi pada Radiografi Digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES” telah disetujui oleh pembimbing untuk diajukan ke sidang panitia ujian skripsi Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang.

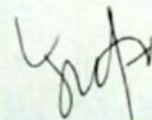
Semarang, 03 Juli 2018

Pembimbing I



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

Pembimbing II



Dr. Ian Yulianti, S.Si., M. Eng.
NIP. 197707012005012001

PERNYATAAN

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa skripsi saya yang berjudul “Optimasi Filter Sinar-X untuk Aplikasi Radiasi pada Radiografi Digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES” tidak terdapat karya yang pernah diajukan untuk memperoleh gelar sarjana di Universitas Negeri Semarang (UNNES) dan sepanjang pengetahuan saya tidak terdapat karya yang diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dirujuk dalam skripsi ini dan dicantumkan dalam daftar pustaka di bagian akhir penulisan skripsi ini.



Semarang, 25 Juni 2018

Nunung Gupita Ratnasari
4211414023

PENGESAHAN

Skripsi yang berjudul

Optimasi Filter Sinar-X untuk Aplikasi Radiasi pada Radiografi Digital di
Laboratorium Fisika Medik UNNES.

disusun oleh

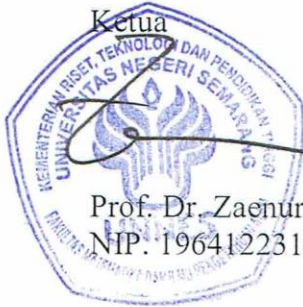
Nama : Nunung Gupita Ratnasari

NIM : 4211414023

telah di pertahankan di hadapan Sidang Panitia Ujian Skripsi FMIPA UNNES
pada tanggal 19 Juli 2018.

Panitia:

Ketua



Prof. Dr. Zaenuri, S.E., M.Si, Akt.
NIP. 196412231988031001

Ketua Penguji

Prof. Dr. Sutikno, S.T., M.T.
NIP. 197411201999031003

Anggota Penguji/

Pembimbing I

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

Sekretaris

Dr. Suharto Linuwih, M.Si.
NIP. 196807141996031005

Pembimbing II

Dr. Ian Yulianti, S.Si., M. Eng.
NIP. 197707012005012001

MOTTO

“Sesungguhnya bersama kesulitan ada kemudahan. Maka apabila engkau telah selesai (dari sesuatu urusan), tetaplah bekerja keras (untuk urusan yang lain). Dan hanya kepada Tuhanmulah engkau berharap.” (QS. Al-Insyirah,6-8)

PERSEMBAHAN

Untuk Allah SWT

Untuk Kedua Orang Tua ku, Bapak dan Ibu

Untuk Dosen Pembimbing

Untuk Kawan-kawan seperjuangan dan keluarga besar Fisika Medis

Almamater tercinta

KATA PENGANTAR

Segala puji bagi Allah SWT berkat rahmat, taufiq, dan hidayah-Nya, Penulis dapat menyelesaikan penelitian skripsi ini sebagai salah satu syarat untuk mendapat gelar Sarjana Sains Program Studi Fisika S1 jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang yang telah menjadi suatu kewajiban. Penelitian skripsi ini mengambil judul “Optimasi Filter Sinar-X untuk Aplikasi Radiasi pada Radiografi Digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES”. Meskipun tidak dengan potensi yang begitu besar, hasil dari penelitian skripsi ini diharapkan dapat menjadi suatu media untuk memperkaya khasanah keilmuan dan dapat memperkaya wawasan khalayak umum.

Walaupun penelitian skripsi ini bukan merupakan kerja kelompok, namun tak mungkin terwujud seperti ini tanpa adanya bantuan, motivasi, bimbingan, kritik maupun saran dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini, penulis menyampaikan terimakasih yang sebesar-besarnya kepada ;

1. Rektor Universitas Negeri Semarang
2. Prof. Dr. Zaenuri, S.E., M.Si.,Akt selaku Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang.
3. Dr. Suharto Linuwih, M.Si selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang.

4. Prof. Dr. Susilo, M.S selaku dosen pembimbing I yang telah memberikan pengalaman, pengetahuan, bimbingan, dan arahan kepada penulis.
5. Dr. Ian Yulianti, S.Si., M. Eng selaku dosen pembimbing II yang telah memberikan pengalaman, pengetahuan, bimbingan, dan arahan kepada penulis.
6. Bapak Ngurah Made Dharma Putra, M.Si selaku kepala Laboratorium Fisika FMIPA Universitas Negeri Semarang yang telah memberi izin tempat dan peminjaman alat untuk keperluan penelitian.
7. Rodhotul Muttaqin, S.Si sebagai PLP Laboratorium Fisika Universitas Negeri Semarang yang telah membantu menyiapkan peralatan selama penelitian berlangsung dan banyak memberikan masukan kepada penulis.
8. Bapak, Ibu, Mas Gupit, Mba Gupita dan semua keluarga tercinta yang selalu menjadi sumber motivasi untuk berjuang dan memberi doa di setiap waktu.
9. Pak Rudi, Mba Qonita, Mai, Vika, Vica, Agnes dan Dian yang sudah ikut membantu penulis dalam penelitian ini dalam hal memberi saran dan semangat.
10. Semua pihak yang telah membantu penulis selama penyusunan skripsi ini.

Semoga kiranya amal baik mereka diterima sebagai suatu amal kebaikan untuk keridhoan-Nya semata. Penulis juga mohon maaf apabila dalam

penyusunan skripsi ini ada beberapa kekurangan dan kesalahan serta masih jauh dari kesempurnaan, karena keterbatasan pengetahuan yang dimiliki penulis.

Sebagai akhir kata, penulis hanya ingin mengharapkan skripsi ini dapat memberikan manfaat bagi penulis khususnya, lembaga yang terkait, masyarakat dan kepada pembaca khalayak umum. Penulis juga mengharapkan saran dan kritik demi menyempurnakan skripsi ini. Semoga penelitian yang telah dilakukan oleh penulis dapat menjadikan sumbangsih kemajuan dunia medik di Indonesia. Amin.

Semarang, 25 Juni 2018

Nunung Gupita Ratnasari
4211414023

ABSTRAK

Ratnasari, N.G. 2018. *Optimasi Filter Sinar-X untuk Aplikasi Radiasi pada Radiografi Digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES*. Skripsi, Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang. Pembimbing Utama Prof. Dr. Susilo, M.S dan Pembimbing Pendamping Dr. Ian Yulianti, S.Si., M.Eng.

Kata kunci: Radiografi Digital, Filter, HVL (*Half Value Layer*)

Radiografi sinar-X merupakan aplikasi radiasi di bidang medik yang digunakan untuk keperluan diagnostik. Teknologi radiografi konvensional berbasis film sudah mulai tergantikan dengan teknologi radiografi digital tanpa film (*filmless*). Salah satu radiografi digital hasil modifikasi dari radiografi konvensional adalah radiografi digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES. Namun, pada pesawat radiografi digital ini belum terpasang filter tambahan. Pemasangan filter sangat penting pada pesawat sinar-X, karena filter tersebut merupakan suatu bahan yang dapat mengurangi intensitas sinar-X dan mengoptimalkan kualitas gambar. Pada penelitian ini dilakukan optimasi filter pada pesawat sinar-X Laboratorium Fisika Medik UNNES dengan metode pengolahan citra digital untuk mendapatkan nilai *Half Value Layer* (HVL). HVL merupakan tebal bahan yang diperlukan untuk mengurangi intensitas sinar-X yang memapar obyek menjadi setengah dari nilai intensitas aslinya. Jenis bahan filter yang digunakan adalah aluminium dan tembaga. Variasi tebal filter mulai dari 0,8 mm sampai 7,2 mm untuk aluminium dan 0,4 mm sampai 2,8 mm untuk tembaga. Obyek yang diekspos adalah *stepwedge*. *Stepwedge* pertama kali diekspos tanpa menggunakan filter, kemudian dilakukan beberapa ekspos dengan variasi tebal filter dan tegangan pada masing-masing jenis bahan filter. Variasi tegangan katoda-anoda mulai dari 50 kV sampai 70 kV dengan nilai arus tetap 16 mA serta waktu ekspos 0,2 s. Jarak yang digunakan tetap yaitu 80 cm. Citra yang dihasilkan akan digunakan untuk memperoleh nilai intensitas dan diolah dengan metode *greylevel* pada software MATLAB. Nilai HVL dihitung dengan rumus interpolasi. Dari hasil analisis disimpulkan bahwa filter yang sesuai pada pesawat radiografi digital Laboratorium Fisika Medik UNNES berbahan aluminium (Al) dengan ketebalan 3,64 mm, 5,12 mm, dan 6,79 mm untuk tegangan katoda-anoda 50 kV, 55 kV, dan 60 kV. Sementara itu, untuk penggunaan tegangan lebih tinggi yaitu 65 kV dan 70 kV filter yang sesuai adalah filter berbahan tembaga (Cu) dengan ketebalan 0,42 mm dan 0,51 mm.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
PERSETUJUAN PEMBIMBING.....	Error! Bookmark not defined.
PERNYATAAN.....	Error! Bookmark not defined.
PENGESAHAN	iii
MOTTO	iv
PERSEMBAHAN.....	v
KATA PENGANTAR	vi
ABSTRAK	ix
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Perumusan Masalah.....	3
1.3. Batasan Masalah.....	4
1.4. Tujuan Penelitian.....	4
1.5. Manfaat Penelitian.....	4
1.6. Sistematika Penulisan Skripsi	5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	7
2.1. Sinar-X	7
2.1.1. Produksi Sinar-X.....	7
2.1.2. Jenis Sinar-X.....	11
2.1.3. Interaksi Sinar-X dengan Materi.....	14
2.1.4. Sifat Sinar-X	18
2.1.5. Besaran Pokok Sinar-X.....	19
2.2. HVL.....	21
2.3. Radiografi Digital.....	23
2.3.1. Prinsip Radiografi Digital	23

2.3.2. Intensifying Screen (IS)	25
2.4. Citra.....	26
2.4.1. Digitalisasi Citra	26
BAB III METODE PENELITIAN.....	28
3.1. Diagram Alir	28
3.2. Objek dan Lokasi Penelitian	29
3.3. Instrumen Penelitian.....	29
3.3.1. Alat.....	29
3.3.2. Bahan.....	31
3.4. Pengambilan Data	31
3.5. Variabel Penelitian	32
3.6. Penentuan HVL	33
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	35
4.1. Alumunium.....	39
4.2. Tembaga	48
BAB V PENUTUP.....	57
5.1. Simpulan.....	57
5.2. Saran.....	57
DAFTAR PUSTAKA	58
LAMPIRAN-LAMPIRAN.....	62

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1. Perhitungan Intensitas Akhir pada Alumunium	39
Tabel 4.2. Nilai HVL pada Alumunium	47
Tabel 4.3. Perhitungan Intensitas Akhir pada Tembaga.....	48
Tabel 4.4. Nilai HVL pada Tembaga	54

DAFTAR GAMBAR

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Komponen Tabung Sinar-X	8
Gambar 2.2 Proses terjadinya Sinar-X Bremsstrahlung	12
Gambar 2.3 Proses terjadinya Sinar-X Karakteristik.....	13
Gambar 2.4 Spektrum sinar-X Bremsstrahlung dan sinar-X karakteristik	14
Gambar 2.5 Efek Fotolistrik.....	15
Gambar 2.6 Hamburan Compton dari Sinar-X oleh Kulit Elektron Terluar.....	17
Gambar 2.7 Produksi Pasangan	18
Gambar 2.8 Lapisan paruh-nilai mengurangi intensitas berkas sinar-X menjadi setengah intensitas semula	21
Gambar 2.9 Kurva intensitas radiasi setelah menembus bahan	21
Gambar 2.10 Atenuasi, transmisi, dan absorpsi sinar-X pada suatu jaringan.....	23
Gambar 2.11 Diagram alir Sistem Pencitraan Radiografi Digital modifikasi dari Sistem Radiografi Konvensional	24
Gambar 2.12 Unit tabung penangkap gambar dalam sistem RD.....	25
Gambar 2.13 IS ditempatkan sebelah menyebelah dari film	25
Gambar 2.14 Koordinat Titik dalam Citra	26
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian	28
Gambar 3.2 Bagian Unit Sistem Radiodiagnostik Sinar-X.....	29
Gambar 3.3 <i>Intensifying Screen</i>	30
Gambar 4.1 Proses Cropping Citra	35
Gambar 4.2 Intensitas awal pada tegangan 50 kV	40
Gambar 4.3 (a) Stepwedge tanpa filter, (b) Histogram stepwedge tanpa filter	40
Gambar 4.4 (a) Stepwedge filter 3,6 mm, (b) Histogram stepwedge filter 3,6 mm, (c) Stepwedge filter 4 mm, (d) Histogram stepwedge filter 4 mm	41
Gambar 4.5 Intensitas awal pada tegangan 55 kV	42
Gambar 4.6 (a) Stepwedge tanpa filter (b) Histogram tanpa filter	43
Gambar 4.7 (a) Stepwedge filter 4,8 mm, (b) Histogram stepwedge filter 4,8mm,	

(c) Stepwedge filter 5,2 mm, (d) Histogram stepwedge filter 5,2mm	44
Gambar 4.8 Intensitas awal pada tegangan 60 kV	44
Gambar 4.9 (a) Stepwedge tanpa filter (b) Histogram stepwedge tanpa filter	45
Gambar 4.10 (a) Hasil citra filter 6,4mm (b) Histogram dengan filter 6,4mm	
(c) Hasil citra filter 6,8mm (d) Histogram dengan filter 6,8mm.....	46
Gambar 4.11 Intensitas awal pada tegangan 65 kV	50
Gambar 4.12 (a) Hasil citra tanpa filter (b) Histogram tanpa filter	51
Gambar 4.13 (a) Hasil citra filter 0,4mm (b) Histogram dengan filter 0,4mm	
(c) Hasil citra filter 0,8mm (d) Histogram dengan filter 0,8mm.....	51
Gambar 4.14 Intensitas awal pada tegangan 70 kV	52
Gambar 4.15 (a) Hasil citra tanpa filter (b) Histogram tanpa filter	53
Gambar 4.16 (a) Hasil citra filter 0,4mm (b) Histogram dengan filter 0,4mm	
(c) Hasil citra filter 0,8mm (d) Histogram dengan filter 0,8mm.....	54

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Penurunan Rumus HVL	61
Lampiran 2 Perhitungan Nilai HVL pada Alumunium	63
Lampiran 3 Perhitungan Nilai HVL pada Tembaga	65
Lampiran 4 Dokumentasi Penelitian	66
Lampiran 5 Surat Keputusan Penetapan Dosen Pembimbing	67

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Aplikasi radiasi di bidang medik merupakan kemajuan iptek terbesar yang diterima oleh penduduk dunia (Hiswara, 2015). Salah satu sumber radiasi adalah pesawat sinar-X. Pesawat sinar-X banyak digunakan di bidang kesehatan untuk keperluan diagnostik dan terapi. Teknologi radiografi diagnostik sudah bergeser dari teknologi radiografi konvensional berbasis film menjadi teknologi radiografi digital tanpa film (*filmless*), yaitu menggunakan sistem *Digital Radiography* (RD) (Susilo, 2014).

Sistem radiografi konvensional mulai tergantikan dengan sistem radiografi digital karena sistem radiografi konvensional mempunyai banyak kelemahan, antara lain pasien perlu menunggu dengan waktu yang cukup lama untuk pencetakan film radiograf, memerlukan ruang gelap untuk pemrosesan film, dan dibutuhkan bahan kimia dalam pembuatan film (Nugroho, 2012). Dari kelemahan sistem radiografi konvensional ini, radiografi digital menawarkan beberapa kelebihan yaitu pasien tidak perlu menunggu lama karena hasilnya dapat dilihat langsung melalui layar monitor komputer, tidak memerlukan ruang gelap, serta lebih ramah lingkungan karena tidak memerlukan bahan kimia (Stelt, 2008). Keunggulan dari penggunaan radiografi digital menjadikan pengoperasian sistem lebih mudah daripada radiografi konvensional (Ozcete, 2015). Bahkan hasil citra digital juga dapat diproses lebih lanjut, misalnya

dengan teknik pengolahan citra (*image processing, pattern recognition* dan *image archieving*) (Susilo, 2013). Namun, untuk pengadaan sistem radiografi digital tentu saja membutuhkan dana yang relatif besar dan tidak dapat dijangkau oleh rumah sakit-rumah sakit daerah. Oleh karena itu, solusi dari permasalahan tersebut yaitu menggunakan pesawat sinar-X digital dengan harga murah dan terjangkau yaitu memodifikasi sistem pesawat sinar-X konvensional menjadi sistem pesawat sinar-X digital.

Salah satu radiografi digital hasil modifikasi dari radiografi konvensional adalah radiografi digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES. Kelebihan dari sistem radiografi digital ini yaitu *low cost* (hemat biaya), *mobile* (mudah dipindahkan), tanpa film, dan hasilnya dapat dilihat langsung melalui layar monitor komputer (Wibowo, 2016). Namun, pada pesawat radiografi digital ini belum terpasang filter. Filter merupakan suatu bahan yang dapat mengurangi intensitas sinar-X dan mengoptimalkan kualitas gambar. Bahan filter yang biasa digunakan dalam radiologi diagnostik adalah aluminium (Aurelio, 2007).

Besarnya ketebalan filter bergantung pada tegangan tabung yang digunakan dalam pesawat sinar-X itu sendiri, dimana semakin tinggi tegangan tabung yang digunakan maka filter yang digunakan akan semakin tebal (Yunitasari, 2014). Pemfilteran sinar radiasi yang dihasilkan oleh tabung sinar-X sangat penting dilakukan untuk mengurangi paparan radiasi pada pasien, karena proses ini dapat menghilangkan foton yang dapat meningkatkan dosis radiasi namun tidak mempengaruhi gambar radiografi (Ariga, 2012).

Kualitas berkas radiasi pada pesawat sinar-X dikarakterisasi secara numerik dengan nilai tebal paruh atau *Half Value Layer* (HVL) (Mulyana, 2013). HVL dari berkas sinar-X adalah ketebalan bahan yang diperlukan untuk mengurangi intensitas sinar-X menjadi setengah dari intensitas semula. Untuk mendapatkan nilai HVL dapat digunakan lempeng aluminium atau tembaga dengan ketebalan variatif, kemudian dipapar dengan sinar-X. Dari ketebalan aluminium atau tembaga, dapat diketahui ketebalan yang menghasilkan intensitas setengah jika dibandingkan dengan intensitas tanpa menggunakan filter. Apabila tidak didapatkan nilai intensitas setengah dari semula, maka nilai HVL dapat ditentukan dengan rumus interpolasi (Aritrin, 2015). Maka, sangatlah penting untuk mengontrol parameter HVL sehingga kualitas radiograf dalam memberi informasi mengenai obyek atau organ yang diperiksa akan semakin baik. Oleh karena itu, diperlukan optimasi jenis bahan dan ketebalan filter pada setiap tegangan tabung agar intensitas sinar-X setelah melewati obyek menjadi setengah dari nilai aslinya. Maka dalam penelitian ini akan dilakukan optimasi filter pada pesawat sinar-X Laboratorium Fisika Medik Unnes dengan metode pengolahan citra digital untuk mendapatkan nilai HVL.

1.2. Perumusan Masalah

Berdasarkan uraian latar belakang yang telah diuraikan, rumusan masalah yang dikaji dalam penelitian adalah bagaimana jenis bahan dan ketebalan filter yang optimum pada setiap tegangan tabung pesawat sinar-X hasil modifikasi

sistem radiografi digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES sehingga nilai intensitas setelah melewati obyek menjadi setengahnya?

1.3. Batasan Masalah

Adapun batasan masalah dalam penelitian ini yaitu :

1. Jenis bahan yang digunakan sebagai filter yaitu aluminium dan tembaga dengan ketebalan filter 0,8 mm sampai 7,2 mm untuk aluminium dan 0,4 mm sampai 2,8 mm untuk tembaga.
2. Tegangan tabung yang digunakan adalah 50 kV, 55 kV, 60 kV, 65 kV, dan 70 kV.
3. Uji dilakukan pada pesawat sinar-X hasil modifikasi sistem radiografi digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES.

1.4. Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui jenis bahan dan ketebalan filter yang optimum pada setiap tegangan tabung pesawat sinar-X hasil modifikasi sistem radiografi digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES sehingga nilai intensitas setelah melewati obyek menjadi setengahnya.

1.5. Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah:

1. Sebagai sarana pengembangan penelitian alat modifikasi radiografi konvensional ke radiografi digital di Laboratorium Fisika FMIPA UNNES.

2. Sebagai media informasi untuk memperkaya khasanah keilmuan dan dapat dijadikan bahan rujukan bagi peneliti serta memberikan pengetahuan bagi masyarakat umum tentang perkembangan teknologi yang semakin canggih, serta dapat menjadikan sumbangsih bagi ilmu dunia medik di Indonesia.

1.6. Sistematika Penulisan Skripsi

Sistematika dalam skripsi ini disusun dengan tujuan agar pokok-pokok masalah yang dibahas dapat urut, terarah dan jelas. Sistematika skripsi ini terdiri dari tiga bagian, yaitu: bagian awal, bagian isi dan bagian akhir. Bagian awal skripsi berisi halaman judul, halaman persetujuan pembimbing, halaman pengesahan, halaman pernyataan, halaman motto dan persembahan, kata pengantar, halaman abstrak, daftar isi, daftar gambar, daftar tabel, dan daftar lampiran. Bagian isi skripsi terdiri dari 5 (lima) bab yang meliputi :

Bab 1 Pendahuluan

Bab ini memuat latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian dan sistematika penulisan skripsi.

Bab 2 Landasan Teori

Bab ini terdiri dari kajian mengenai landasan teori yang mendasari permasalahan skripsi ini serta penjelasan yang merupakan landasan teori yang diterapkan dalam skripsi dan pokok-pokok bahasan yang terkait dalam pelaksanaan penelitian.

Bab 3 Metode Penelitian

Bab ini menguraikan metode penelitian yang meliputi: desain penelitian, lokasi penelitian, objek penelitian, alat dan bahan penelitian, variabel penelitian, prosedur penelitian, metode pengumpulan data, dan analisis data.

Bab 4 Hasil Penelitian dan Pembahasan

Bab ini berisi tentang pelaksanaan penelitian. Semua hasil penelitian yang dilakukan dan pembahasan terhadap hasil penelitian.

Bab 5 Penutup

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

Bagian akhir skripsi berisi daftar pustaka dan lampiran-lampiran yang melengkapi uraian pada bagian isi skripsi.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Sinar-X

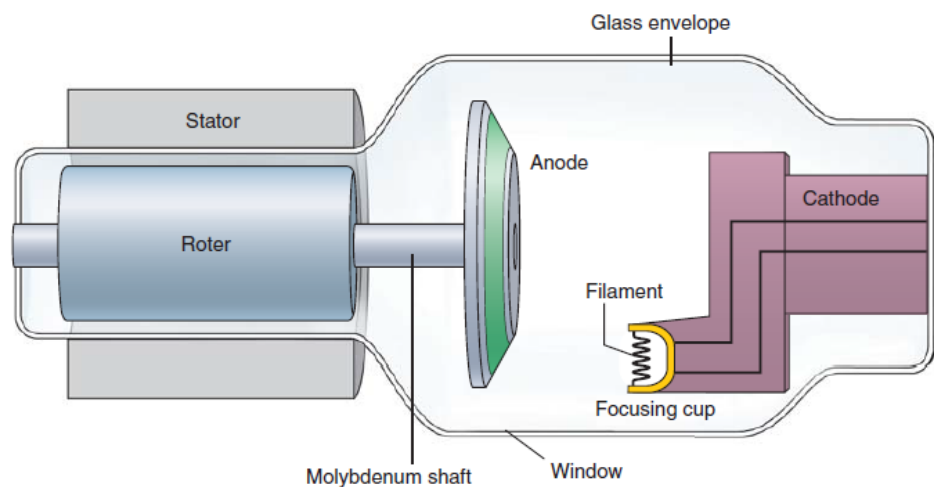
Sinar-X merupakan gelombang elektromagnetik dan memiliki panjang gelombang antara 0,01-10 nm. Karena panjang gelombangnya yang pendek, maka sinar-X memiliki daya tembus yang besar. Disamping itu dengan energi yang dimilikinya, sinar-X mampu mengionisasi materi yang dilaluinya. Oleh karena itu sinar-X digolongkan sebagai sinar pengion (Bushong, 2013).

Apabila elektron-elektron dengan kecepatan tinggi mengenai suatu permukaan logam target, maka elektron akan mendekati inti target. Adanya gaya tarik-menarik antara inti atom yang bermuatan positif dan elektron yang bermuatan negatif mengakibatkan lintasan elektron akan terbelokkan (Deresch, 2012). Hal ini menyebabkan elektron mengalami percepatan atau perlambatan yang mengakibatkan suatu radiasi elektromagnetik yang disebut sinar-X.

2.1.1. Produksi Sinar-X

Sinar-X diproduksi oleh elektron yang menumbuk target (anoda) dalam tabung hampa udara. Dengan adanya perbedaan tegangan tinggi antara katoda dan anoda maka terjadilah pancaran elektron dengan kecepatan tinggi dari katoda menuju anoda. Kurang lebih 1% energi kinetik diubah menjadi sinar-X dan 99% diubah menjadi panas (Meredith, 1997). Skema tabung sinar-X dapat ditunjukkan pada Gambar 2.1.

Anoda yang dilengkapi dengan bidang fokus (*focal spot*) merupakan target yang terus menerus dibombardir oleh elektron dan akan mengalami keausan pada permukaannya, sehingga daerah *focal spot* akan semakin luas. Semakin kecil ukuran *focal spot*, semakin tajam pula gambar yang dihasilkan (Bavendiek, 2012). Sebaliknya, apabila ukuran *focal spot* semakin luas, maka gambaran yang dihasilkan mengalami ketidaktajaman (Hendee, 2002).



Gambar 2.1 Komponen Tabung Sinar-X (Fosbinder, 2010)

Tabung sinar-X terdiri dari tabung hampa udara, elektroda negatif (katoda), dan elektroda positif (anoda). Tabung hampa udara bertujuan menghilangkan penghalang saat elektron menuju anoda. Penghalang disini merupakan unsur-unsur dalam udara (Nitrogen, Oksigen, Argon, Air, Karbon Dioksida, Neon, Helium Metana) yang dapat membelokkan elektron

Ketika elektron-elektron datang dari katoda dan menumbuk anoda, elektron telah memperoleh energi kinetik yang berasal dari beda potensial listrik. Kecepatan elektron dari katoda berupa energi kinetik (eV) yang menumbuk anoda

menghasilkan energi sinar-X ($h\nu$) dan energi panas (Q), yang dinyatakan dalam persamaan sebagai berikut:

$$E_K = E_{sinar-X} + E_{panas} \quad (2.1)$$

$$eV = h\nu + Q \quad (2.1a)$$

$$eV = h\left(\frac{c}{\lambda}\right) + Q \quad (2.1b)$$

Sehingga persamaan 2.1 dapat ditulis sebagai:

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

dengan E_K = energi kinetik (J)

Q = energi panas (J)

λ = panjang gelombang (m)

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

h = tetapan Planck ($6,62 \times 10^{-34} Js$)

c = kelajuan cahaya (m/s)

Semakin tinggi kecepatan elektron, maka akan semakin tinggi energi sinar-X yang menembus bahan, sehingga daya tembusnya juga akan semakin besar. Panas yang tinggi pada tabung didinginkan dengan menggunakan pendingin minyak emersi.

Komponen-komponen utama dari tabung sinar-X yaitu katoda, anoda, *focusing cup*, rotor atau stator, *glass metal envelope* atau *vacuum tube*, oil, dan window. Komponen-komponen tersebut memiliki fungsi masing-masing dalam proses pembentukan sinar-X, diuraikan sebagai berikut:

a. Katoda

Katoda terbuat dari nikel murni dimana celah antara 2 batang katoda disisipi kawat pijar (filamen) yang menjadi sumber elektron pada tabung sinar-X. Filamen terbuat dari kawat wolfram (tungsten) digulung dalam bentuk spiral. Arus yang diberikan pada tabung sinar-X dalam kisaran milliamper (mA) berfungsi untuk memijarkan filamen sehingga terbentuk awan elektron pada filamen. Sementara itu, beda potensial dalam kisaran kilovoltage (kV) berfungsi memberikan energi kinetik pada elektron-elektron yang menuju anoda.

b. Anoda

Anoda atau elektroda positif biasa juga disebut sebagai target. Anoda disini berfungsi sebagai tempat tumbukan elektron. Ada dua macam anoda yaitu anoda diam dan anoda putar. Anoda angel (sudut anoda) adalah sudut pada permukaan bidang target yang dapat dijadikan pusat sumbu sinar yang terbentuk pada bidang atau area terbentuknya sinar-X.

c. *Focusing cup*

Focusing cup ini sebenarnya terdapat pada katoda yang berfungsi sebagai alat untuk mengarahkan elektron secara konvergen ke target agar elektron tidak terpancar ke mana-mana.

d. Rotor atau stator

Rotor atau stator ini terdapat pada bagian anoda yang berfungsi sebagai alat untuk memutar anoda. Rotor atau stator ini hanya terdapat pada tabung sinar x yang menggunakan anoda putar.

e. *Glass metal envelope (vacum tube)*

Glass metal envelope atau *vacum tube* adalah tabung yang gunanya membungkus komponen-komponen penghasil sinar-X agar menjadi vacuum atau kata lainnya menjadikannya ruangan hampa udara.

f. *Window*

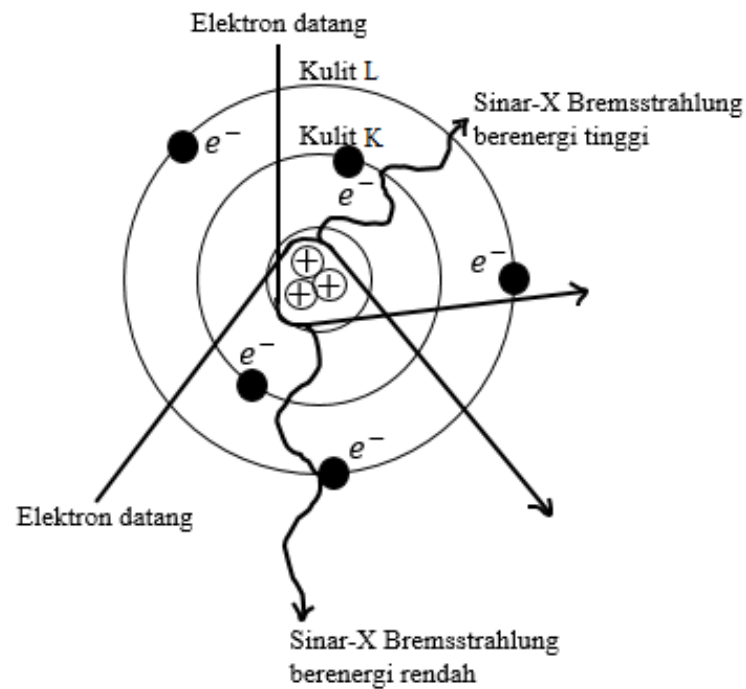
Window atau jendela adalah tempat keluarnya sinar-X. *Window* terletak di bagian bawah tabung yang terbuat lebih tipis dari tabung bagian atas agar sinar-X dapat keluar.

2.1.2. Jenis Sinar-X

Menurut Wilhelm Roentgen, suatu radiasi yang memiliki daya tembus besar yang dihasilkan oleh elektron cepat saat menumbuk suatu sasaran disebut sinar-X. Elektron-elektron dipercepat menuju anoda karena adanya beda potensial yang cukup tinggi yang dipasang antara katoda dan anoda (kutub positif). Tepat pada saat sampai di anoda, elektron telah memperoleh energi kinetik yang berasal dari beda potensial. Berdasarkan prosesnya, sinar-X dibedakan menjadi dua jenis, yaitu sinar-X *Bremsstrahlung* dan sinar-X karakteristik.

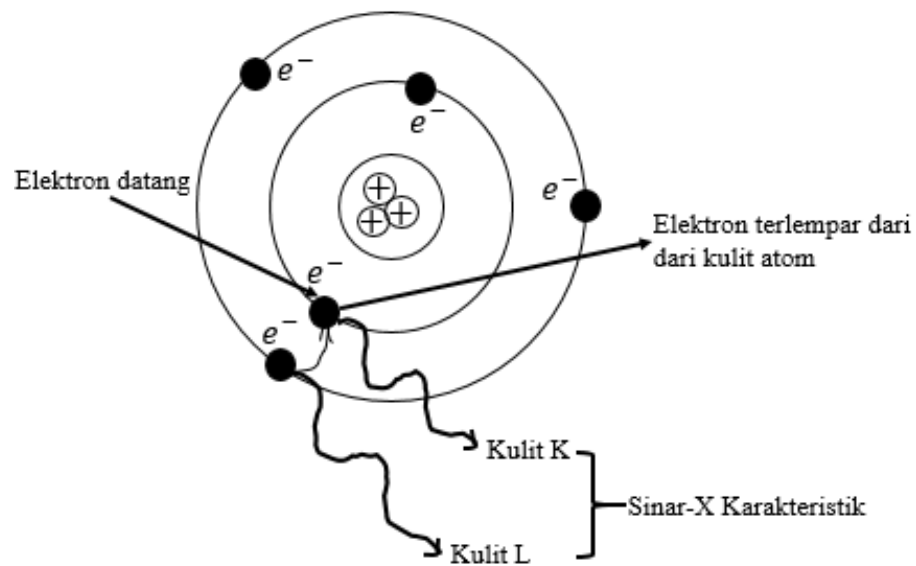
Sinar-X *Bremsstrahlung* adalah istilah dalam bahasa Jerman yang berarti radiasi pengereman. Sinar-X *Bremsstrahlung* terjadi bila proyektil elektron yang menuju inti mendapat pengaruh medan listrik dari inti target. Medan ini sangat kuat karena inti tersebut mengandung banyak proton. Akibatnya, proyektil elektron yang mendekati inti atom target mengalami perlambatan, berubah arah, dan energinya banyak yang hilang dan kemudian dipancarkan dalam bentuk sinar-X *Bremsstrahlung*. Sinar-X *Bremsstrahlung* merupakan spektrum yang kontinyu

yang diproduksi oleh perlambatan elektron yang diproduksi katoda seperti pada Gambar 2.3.



Gambar 2.2. Proses terjadinya Sinar-X *Bremsstrahlung* (Bushong, 2013)

Sinar-X karakteristik terjadi apabila proyektil elektron berinteraksi dengan elektron pada kulit terdalam dari atom target. Gambar 2.5 menggambarkan sinar-X karakteristik dapat dihasilkan jika interaksi tersebut mampu mengionisasi atom target dengan melepaskan elektron pada kulit terdalam. Kemudian elektron pada kulit lebih luar akan mengisi kekosongan pada kulit tersebut. Pada saat itulah timbul sinar-X karakteristik. Sinar-X karakteristik bersifat diskrit (Bushong, 2013).

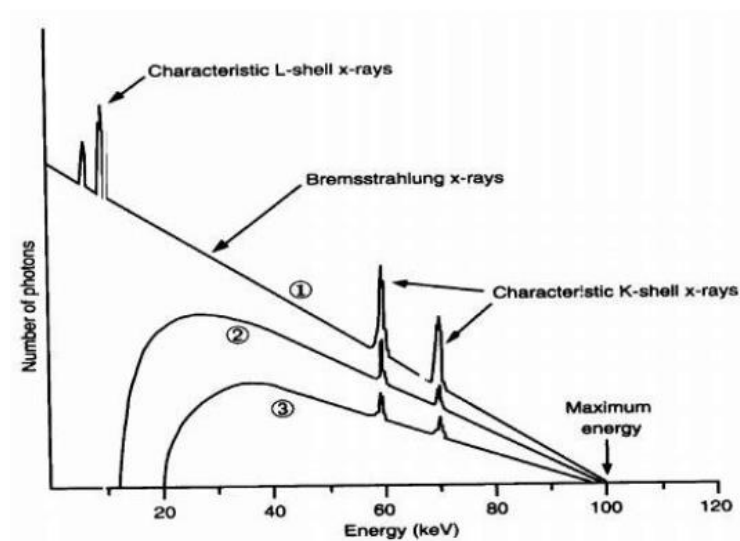


Gambar 2.3. Proses terjadinya Sinar-X Karakteristik (Bushong, 2013)

Sinar-X bremsstrahlung mempunyai spektrum energi kontinyu yang lebar, sementara spektrum energi dari sinar-X karakteristik adalah diskrit. Sinar-X karakteristik terbentuk melalui proses perpindahan elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah. Beda energi antara tingkat - tingkat orbit dalam atom target cukup besar, sehingga radiasi yang dipancarkannya memiliki frekuensi yang cukup besar dan berada pada daerah sinar-X.

Sinar-X karakteristik terjadi karena elektron atom yang berada pada kulit K terionisasi sehingga terpelant keluar. Kekosongan kulit K ini segera diisi oleh elektron dari kulit diluarnya. Jika kekosongan itu di isi oleh elektron dari kulit L, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik K_{α} . Jika kekosongan itu di isi oleh elektron dari kulit M, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik K_{β} . Oleh sebab itu, apabila spektrum sinar-X dari suatu atom berelektron banyak diamati, maka di samping spektrum sinar-X bremsstrahlung dengan energi kontinyu, juga

akan terlihat pula garis - garis tajam berintensitas tinggi yang dihasilkan oleh transisi Ka, Kb dan seterusnya. Jadi sinar-X karakteristik timbul karena adanya transisi elektron dari tingkat energi lebih tinggi ke tingkat energi lebih rendah. Adanya dua jenis sinar-X menyebabkan munculnya dua macam spektrum sinar-X, yaitu spektrum kontinyu yang lebar untuk spektrum bremsstrahlung dan 2 buah atau lebih garis tajam. Spektrum sinar-X ditunjukkan oleh Gambar 2.6.



Gambar 2.4. Spektrum sinar-X Bremsstrahlung dan sinar-X karakteristik.
(Hendee, 2002)

2.1.3. Interaksi Sinar-X dengan Materi

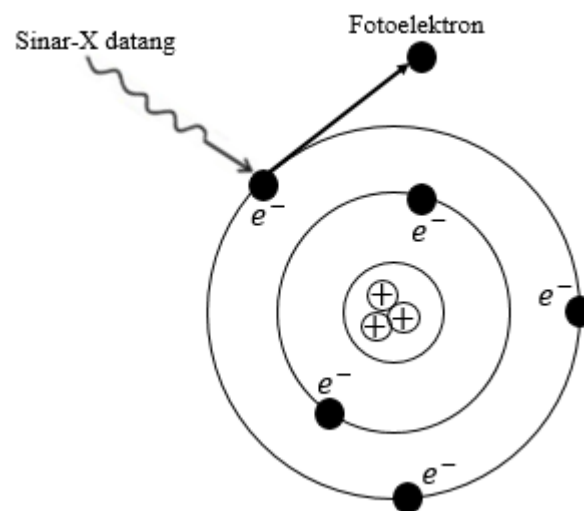
Interaksi sinar-X dengan materi menyebabkan sinar-X kehilangan energi.

Pada saat melewati materi terjadi tiga proses utama pada sinar-X, yaitu:

- Efek fotolistrik
- Efek Compton
- Efek produksi pasangan

1. Efek Fotolistrik

Sinar-X yang terjadi dalam interaksi fotolistrik seluruhnya diserap oleh atom. Energi sinar-X secara total ditransfer ke suatu elektron kulit bagian dalam. Atom di-ionisasi ketika elektron ini dikeluarkan dari atom. Elektron yang dikeluarkan disebut fotoelektron. Fotoelektron berjalan kurang dari 1 milimeter (mm) di dalam jaringan. Sinar-X karakteristik dari unsur-unsur jaringan (karbon, nitrogen, dan oksigen) mempunyai energi sangat rendah. Sinar ini disebut radiasi sekunder dan bertindak seperti radiasi hambur. Kebanyakan sinar-X karakteristik dari jaringan tidak keluar dari pasien sebab energinya rendah. Gambar 2.7 melukiskan efek fotolistrik. Hasil akhir dari efek fotolistrik adalah penyerapan total dari sinar-X yang terjadi. Tidak ada radiasi keluaran setelah interaksi fotolistrik. Efek fotolistrik menghasilkan kerapatan kurang pada citra sinar-X.



Gambar 2.5 Efek Fotolistrik (Fosbinder, 2010)

Foton merupakan cahaya yang merambat dalam bentuk paket-paket energi. Efek fotolistrik akan terjadi apabila frekuensi sinar-X (f) lebih besar

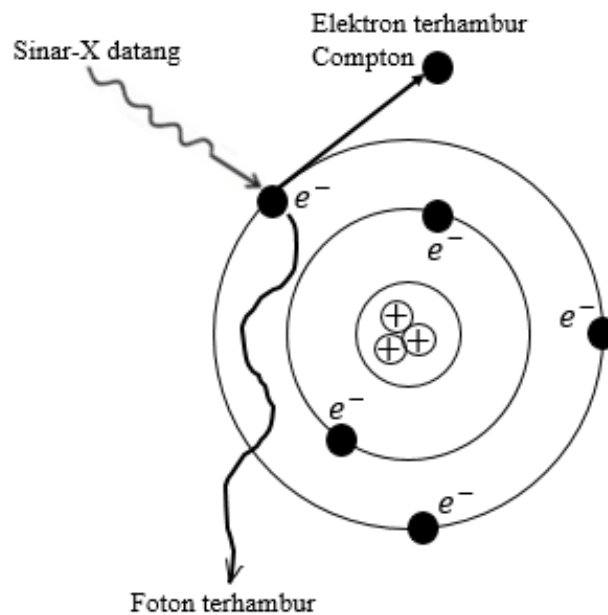
dibandingkan dengan frekuensi ambang bahan (f_0). Foton berperilaku seperti partikel dan tiap foton mengandung energi sebesar $E = hf$, sehingga nilai energi kinetik maksimum elektron :

$$E_{maks} = E_{sinar-X} - E_0 = eV$$

Dengan $E_{sinar-X} = hf =$ energi foton yang digunakan, $E_0 = hf_0 =$ energi foton minimum untuk melepaskan elektron (energi ambang), dan $E_{maks} =$ energi kinetik maksimum fotoelektron.

2. Hamburan Compton

Hamburan Compton terjadi saat sinar-X yang datang menembus materi kemudian dihamburkan oleh elektron kulit luar. Sinar-X yang terjadi mengionisasi atom dengan memindahkan elektron kulit luar pada arah yang berbeda. Energi sinar-X yang datang diberikan kepada elektron terhambur Compton dan sinar-X yang terhambur. Gambar 2.8 melukiskan hamburan Compton pada sinar-X yang datang menumbuk elektron terluar. Elektron terhambur mempunyai energi lebih rendah dan panjang gelombang lebih panjang dibanding sinar-X yang datang. Hamburan Compton tidak bergantung pada perubahan pada bahan (nomor-atom). Jumlah hamburan Compton bergantung pada jumlah jaringan yang disinari dan ukuran bidang yang lebih besar menghasilkan lebih banyak hamburan Compton. Hamburan Compton akan mengurangi kontras citra dan merupakan sumber radiasi utama yang diterima oleh obyek.



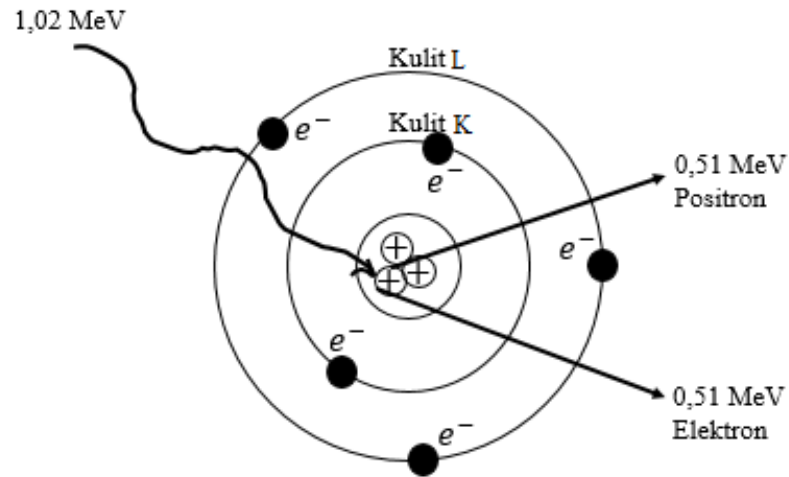
Gambar 2.6. Hamburan Compton dari Sinar-X oleh Kulit Elektron Terluar (Fosbinder, 2010)

3. Produksi Pasangan

Dalam proses produksi pasangan, energi yang dibawa oleh foton akan bertransformasi menjadi materi yang dihasilkan dari penggabungan pasangan elektron dan positron. Positron adalah suatu zarah mirip elektron yang bermuatan positif. Gambar 2.9 melukiskan bahwa produksi pasangan dapat terjadi apabila energi foton lebih besar dari 1,02 MeV (sinar gamma inti atom) atau setara dengan energi diam pasangan, setiap kelebihan energi foton akan muncul sebagai energi kinetik. Secara energetik, produksi pasangan dapat terjadi, apabila energi foton ($h\nu > 2m_0c^2 = 1,02 \text{ MeV}$)

dengan m_0 massa elektron atau massa positron.

Produksi pasangan tidak terjadi pada energi radiologi diagnostik karena transformasi foton hanya dapat terjadi di bawah pengaruh medan inti yang kuat, jadi tidak dapat terjadi dalam ruang hampa.



Gambar 2.7. Produksi Pasangan (Fosbinder, 2010)

2.1.4. Sifat Sinar-X

Sinar-X memiliki beberapa sifat fisik yaitu daya tembus, hamburan, penyerapan, efek fotografik, fluoresensi, dan ionisasi (Turkoglu, 2013). Selain itu, sinar-X tidak dapat dilihat dengan mata, bergerak dalam lintasan lurus dimana pergerakannya sama dengan kecepatan cahaya.

a. Daya Tembus

Daya tembus sinar-X yang sangat besar dapat menembus bahan yang padat seperti tulang dan gigi. Semakin tinggi tegangan tabung, maka semakin besar daya tembusnya. Semakin rendah berat atom atau kepadatan suatu benda, maka semakin besar daya tembusnya. Ketika menembus bahan, sinar-X mengalami atenuasi (perlemahan). Atenuasi semakin besar jika bahan semakin tebal, semakin rapat dan semakin tinggi nomor atomnya.

b. Hamburan

Apabila berkas sinar-X melewati suatu bahan, maka berkas sinar-X akan berhamburan kesegala arah dan menimbulkan radiasi sekunder (radiasi hambur) pada bahan yang dilewati. Hal ini akan menyebabkan terjadinya gambar radiograf. Untuk mengurangi dampak radiasi hambur ini maka diletakkan timah hitam (grid) tipis diantara obyek.

c. Penyerapan

Sinar-X dalam radiografi akan diserap bahan sesuai dengan berat atom atau kepadatan bahan. Semakin tinggi kepadatannya atau berat atomnya, maka semakin besar pula penyerapannya.

d. Fluoresensi

Sinar x menyebabkan bahan-bahan tertentu seperti *calcium tungstat* atau *zinc sulfide* memancarkan cahaya (luminisensi). Luminisensi ada dua jenis yaitu :

1. Fluoresensi, yaitu memancarkan cahaya ketika hanya terdapat radiasi sinar-X.
2. Fosforisensi, pemancaran cahaya akan berlangsung beberapa saat walaupun radiasi sinar-X sudah dimatikan.

e. Ionisasi

Efek primer dari sinar-X apabila mengenai suatu bahan atau zat dapat menimbulkan ionisasi partikel-partikel atau zat tersebut.

2.1.5. Besaran Pokok Sinar-X

Radiasi mempunyai satuan atau ukuran untuk menunjukkan besarnya paparan atau pancaran radiasi dari suatu sumber radiasi, maupun banyaknya dosis

radiasi yang diberikan atau diterima oleh suatu medium yang terkena radiasi.

Jumlah radiasi sinar-X yang ditangkap film dipengaruhi oleh:

1. Tegangan Tabung (kV)

Jika tegangan tabung dinaikkan maka energi sinar-X meningkat dan intensitas juga meningkat. Jika energi sinar-X meningkat maka kemampuan menembus bahan akan meningkat, sehingga sinar-X yang sampai ke film akan lebih tinggi.

2. Arus Tabung (mA)

Arus tabung merupakan banyaknya arus dalam tabung. Dengan meningkatkan arus tabung, maka jumlah elektron yang bergerak dari katoda menuju anoda semakin banyak. Dengan demikian sinar-X yang dihasilkan semakin banyak, sehingga meningkatkan radiasi sinar-X menuju film, akibatnya meningkatkan densitas film.

3. Waktu eksposi (s)

Dengan menaikkan waktu eksposi maka intensitas yang dihasilkan akan meningkat. Jika waktu eksposi yang lama maka akan menyebabkan sinar-X yang ditangkap film semakin banyak.

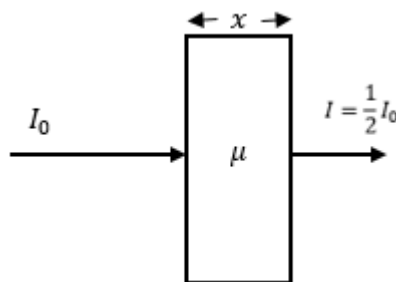
4. Jarak antara sumber sinar-X dengan film (*Focus Film Distance*) atau *Source to Image Reseptor Distance (SID)*.

Jarak antara sumber dengan film mempengaruhi intensitas radiograf, ukuran dan bentuk bagian yang diperiksa, dan ketajaman serta detail gambar yang dihasilkan. Karena intensitas langsung mempengaruhi densitas radiograf, setiap

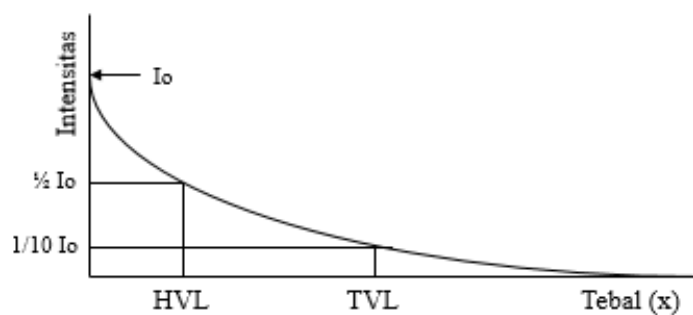
perubahan jarak akan menyebabkan perubahan dalam densitas ketika faktor-faktor lain konstan.

2.2. HVL

HVL (nilai tebal paruh) didefinisikan sebagai tebal bahan yang diperlukan untuk mengurangi intensitas sinar-X menjadi separuh intensitas mula-mula. Gambar 2.10 menunjukkan bagaimana nilai tebal paruh mengurangi intensitas menjadi setengah dari nilai aslinya.



Gambar 2.8. Lapisan paruh-nilai mengurangi intensitas berkas sinar-X menjadi setengah intensitas semula



Gambar 2.9. Kurva intensitas radiasi setelah menembus bahan (Aritrin, 2015)

Apabila radiasi dengan intensitas mula-mula I_0 dan setelah melewati bahan dengan ketebalan x serta koefisien serapan μ , maka intensitas yang diteruskan I , memenuhi hubungan :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.3)$$

Apabila intensitas radiasi setelah melewati bahan menjadi setengah dari intensitas mula-mula ($I = \frac{I_0}{2}$), maka tebal lapisan bahan x disebut HVL, sehingga:

$$\frac{I_0}{2I_0} = e^{-\mu(HVL)} \quad (2.4)$$

$$\frac{1}{2} = e^{-\mu(HVL)} \quad (2.4a)$$

$$\ln 2 = \mu(HVL) \quad (2.4b)$$

$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (2.4c)$$

$$HVL = \frac{0,693}{\mu} \quad (2.4d)$$

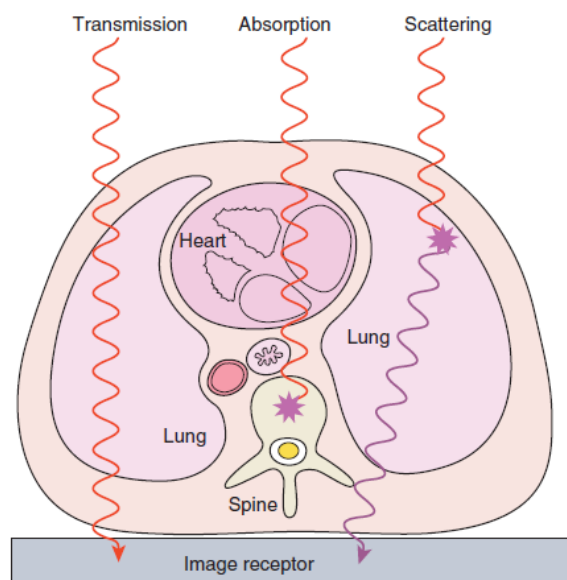
Sementara itu, pengukuran secara empiris untuk mendapatkan nilai HVL secara langsung dari ketebalan filter yang digunakan dapat menggunakan rumus interpolasi (penurunan rumus pada Lampiran 1) berikut:

$$HVL = \frac{t_b \ln\left(\frac{2I_a}{I_0}\right) - t_a \ln\left(\frac{2I_b}{I_0}\right)}{\ln\left(\frac{I_a}{I_b}\right)} \quad (2.5)$$

dengan I_0 adalah intensitas mula-mula. I_a adalah intensitas yang nilainya sedikit lebih besar dari $\frac{I_0}{2}$, I_b adalah intensitas yang nilainya sedikit lebih kecil dari $\frac{I_0}{2}$, t_a sebagai tebal bahan pada saat intensitas lebih besar dari $\frac{I_0}{2}$. Sedangkan t_b sebagai tebal bahan pada saat intensitas lebih kecil dari $\frac{I_0}{2}$.

Atenuasi merupakan hilangnya foton dari berkas sinar-X setelah melewati materi yang disebabkan oleh penyerapan dan hamburan pada foton primer (Whulandari, 2015). Sinar-X berenergi rendah lebih mudah dilemahkan daripada sinar-X berenergi tinggi (Meli, 2012). Semakin tebal suatu jaringan yang dipapari sinar-X, maka sinar-X akan semakin diatenuasi, baik oleh penyerapan maupun

oleh hamburan (Li, 2011). Sehingga atenuasi sinar-X akan bertambah dalam jaringan yang padat. Pada Gambar 2.12 melukiskan bagaimana sinar-X mengalami atenuasi, transmisi, dan absorpsi.



Gambar 2.10 Atenuasi, transmisi, dan absorpsi sinar-X pada suatu jaringan (Fosbinder, 2010)

2.3. Radiografi Digital

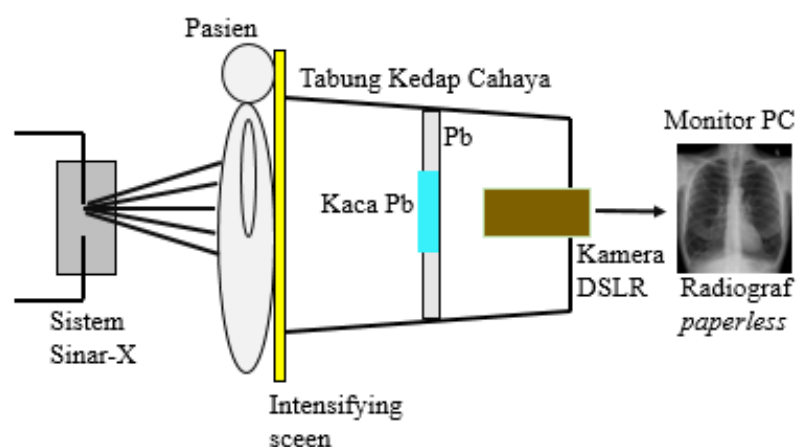
Radiografi digital adalah suatu bentuk pencitraan sinar-X dimana sensor digital yang digunakan sebagai pengganti film pada radiografi konvensional. Radiografi digital tidak memerlukan proses kimiawi sehingga biaya operasionalnya rendah dan ramah lingkungan (Morandi, 2008). Radiografi digital akan menghasilkan suatu foto atau radiograf digital yang dapat dianalisis secara langsung oleh dokter atau radiolog, mudah disimpan dan digunakan karena terhubung dengan sistem komputer (Sprawls, 2014).

2.3.1. Prinsip Radiografi Digital

Prinsip radiografi digital adalah menangkap sinar-X tanpa menggunakan film (Susilo, 2011). 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 dianalisis oleh dokter atau radiolog (Louk, 2014).

Rancang bangun sistem Radiografi Digital yang disusun di Laboratorium Fisika Medik UNNES secara skematis dilukiskan seperti pada Gambar 2.13. Gambar tersebut menjelaskan tentang sistem Radiografi Konvensional (RK) yang telah dimodifikasi menjadi sistem Radiografi Digital (Radig) berbasis *Intensifying Screen* dengan mode radiografi sebagai suatu unit pencitraan seperti yang ada di rumah sakit. Upaya modifikasi yang dilakukan adalah membangun tabung kedap cahaya (*light tight tube*) dibelakang *intensifying screen* agar bayangan obyek bisa ditangkap oleh kamera DSLR untuk ditampilkan pada layar monitor PC (radiograf) (Gambar 2.14). Dengan sistem Radig ini maka pemrosesan film radiografi konvensional tidak diperlukan lagi.



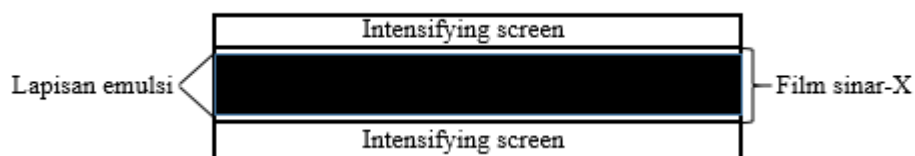
Gambar 2.11. Diagram alir Sistem Pencitraan Radiografi Digital modifikasi dari Sistem Radiografi Konvensional (Susilo, 2014)



Gambar 2.12. Unit tabung penangkap gambar dalam sistem RD

2.3.2. Intensifying Screen (IS)

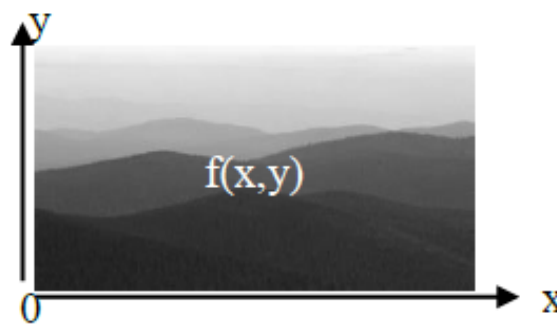
Tujuan dari layar penguat intensitas adalah untuk meningkatkan efisiensi penyerapan sinar-X dan mengurangi dosis ke pasien (Neto, 2014). Suatu layar penguat intensitas mengubah sinar-X tunggal menjadi ribuan foton cahaya energi-rendah, yang kemudian memapar film itu sehingga semua citra radiografis dibentuk menggunakan IS (Terry, 1999). Film sinar-X disimpan dalam kaset kedap cahaya yang terletak antara dua layar penguat intensitas. Gambar 2.15 menunjukkan suatu kaset khas dengan film yang ditempatkan diantara dua IS.



Gambar 2.13. IS ditempatkan bersebelahan dengan film (Bushong, 2013)

2.4. Citra

Citra adalah gambar yang terletak pada bidang dua dimensi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.16. Ditinjau dari sudut pandang matematis, citra merupakan fungsi menerus dari intensitas cahaya pada bidang dua dimensi (Strauss, 2012). Sumber cahaya menerangi objek, dan objek memantulkan kembali sebagian dari berkas cahaya tersebut. Pantulan cahaya ini ditangkap oleh alat-alat optik, misalnya mata pada manusia, kamera, pemindai (*scanner*), dsb, sehingga bayangan objek yang disebut citra tersebut terekam.



Gambar 2.14. Koordinat Titik dalam Citra (Aritrin, 2015)

2.4.1. Digitalisasi Citra

Proses konversi citra analog menjadi digital disebut “digitalisasi” dan alatnya disebut *digitizer* (Suryaningsih, 2015). Dengan demikian *digitizer* berfungsi untuk mengkonversi suatu citra ke proses representasi numerik yang cocok untuk input oleh komputer. Contoh alat *digitizer* adalah *scanner* dan kamera digital. Proses digitalisasi citra analog atau citra kontinyu dibagi dalam daerah-daerah kecil yang dinamakan dengan elemen gambar yang disebut dengan piksel (Sartinah, 2008). Skema pembagian paling umum adalah sisi segi empat yaitu dibagi ke dalam garis-garis horizontal dan garis-garis vertikal yang terdiri

dari piksel-piksel yang berdekatan. Pada setiap lokasi piksel diukur tingkat keabuannya atau *grey-level* dan dikuantisasi sehingga terbentuk harga integer yang menyatakan kecemerlangan atau kegelapan citra pada piksel yang bersangkutan (Yunitasari, 2014).

BAB V

PENUTUP

5.1. Simpulan

Berdasarkan pembahasan dan analisis yang telah dilakukan pada penelitian ini, maka diperoleh kesimpulan yaitu pada pesawat radiografi digital Laboratorium Fisika Medik UNNES sebaiknya menggunakan filter aluminium dengan ketebalan 3,1 mm, 5,01 mm, dan 6,77 mm untuk tegangan tabung 50 kV, 55 kV, dan 60 kV. Sementara itu, untuk pemakaian tegangan lebih tinggi yaitu 65 kV dan 70 kV sebaiknya menggunakan filter tembaga dengan ketebalan 0,42 mm dan 0,51 mm.

5.2. Saran

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, saran yang diberikan yaitu perlu dilakukan penelitian lebih lanjut untuk optimasi filter pada bahan lain yang bisa lebih tipis dan lebih murah.

DAFTAR PUSTAKA

- Akhlis, I., & Sugiyanto. (2011). Implementasi Metode Histogram Equalization untuk Meningkatkan Kualitas Citra Digital. *Jurnal Fisika*, 1(2), 70-74
- Ariga, E., Ito, S., Deji, S., & Saze, T. (2012). Determination of half value layers of X-ray equipment using computed radiography imaging plates. *Physica Medica*, 28(1), 71–75. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2011.01.001>
- Aritrin, C., Suryono, & Setiawati, E. (2015). Penentuan Nilai Tebal Paruh (HVL) Pada Citra Digital Computed Radiography. *Youngster Physics Journal*, 4(1), 55–59.
- Aurélio, M., Lacerda, D. S., Augusto, T., & Oliveira, A. H. De. (2007). The Methodology For Evaluating Half-Value Layer And Its Influence On The Diagnostic Radiology, 40(4), 331–336.
- Bavendiek, K., Ewert, U., Riedo, A., Heike, U., & ZscherpeL, U. (2012). New Measurement Methods of Focal Spot Size and Shape of X-ray Tubes in Digital Radiological Applications in Comparison to Current Standards. *World Conference on Nondestructive Testing*.
- Belém, M. D. F., Ambrosano, G. M. B., Tabchoury, C. P. M., Santos, R. I. F., & Neto, F. H. (2013). Performance of Digital Radoigraphy with Enhancement Filters for the Diagnosis of Proximal Caries. *Brazilian Oral Research*, 27(3), 1806-1812.
- Bushong, Stewart Carlyle. 2013. Tenth Edition Radiologic Science for Technologists Physics, Biology, and Protection. Texas: Professor of Radiologic Science Baylor College o Medicine US of America.
- Choi, N. G., Seong., Jin, H., Jeon, J. S., Kim, Y. H., Seong, D. O. (2012). A Comparative Study of Image Quality and Radiation Dose According to Variable Added Filter and Radiation Exposure in Diagnostic X-Ray Radiography. *Journal of Radiation Protection and Research*, 37(1), 25-34.
- Deresch, A., Bellon, C., & Jaenisch, G. (2015). A General Spectrum Model for X-Ray Generators. *NDT and E International*. <https://doi.org/10.1016/j.ndteint.2015.12.007>
- Fosbinder, Robert. 2010. Essentials of Radiologic Science Book. Two Commerce Square 2001 Market Street Philadelphia, Pennsylvania 19103.

- Han, J. H., Yang, S., & Lee, B. U. (2011). A Novel 3-D Color Histogram Equalization Method With Uniform 1-D Gray Scale Histogram. *IEEE Transactions On Image Processing*, 20(2), 1057-7149.
- Hendee, William R. 2002. Medical Imaging Physics Fourth Edition. New York: John Wiley&Sons, Inc., Publication.
- Hiswara, E., & Kartikasari, D. (2015). Dosis Pasien pada Pemeriksaan Rutin Sinar-X Radiologi Diagnostik. *Jurnal Sains Dan Teknologi Nuklir Indonesia*, 16(1411-3481), 71-84.
- Li, S., Kang, K., Wang, Y., Li, J., Song, J., & Li, Y. (2011). Using a Cerenkov detector in HVL measurements for industrial electron linacs. *Radiation Measurements*, 46(8), 726-729.
- Louk, A. C., Suparta, G. B (2014). Pengukuran Kualitas Sistem Pencitraan Radiografi Digital Sinar-X, *Berkala MIPA*, 24(2), 149-166.
- Meli, J. A., & Nath, R. (2012). Choice of material for HVL measurements in megavoltage xray beams, 108(1985). <https://doi.org/10.1118/1.595794>
- Meredith, W. J. & Massey. 1997. Fundamental Physic of Radiology (3rd ed). Bisbol:Jhon Wright and Sons Ltd.
- Morandi, Federica. (2008). Going Filmless-Digital Radiography. *Journal of Veterinary Medicine*, 21(11), 1-3.
- Mulyana, H., & Suryono. (2013). Pembuatan Model Uji Nilai Tebal Paruh (HVL) Pesawat Konvensional Sinar-X Menggunakan Pengolahan Citra Digital. *Youngster Physics Journal*, 1(4), 101-106.
- Neto, A. T. B., & Faria, L. O. (2014). Construction and calibration of a multipurpose instrument to simultaneously measure dose, voltage and half-value layer in x-ray emission equipment. *Radiation Measurements*. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.05.029>
- Nugroho, E. C., Susilo, & Akhlis, I. (2012). Pengembangan Program Pengolahan Citra Untuk Radiografi Digital. *Jurnal MIPA*, 35(1), 46-56.
- Nurlela, E., Purwantiningsih., & Santoso, B. (2015)Analisa Kualitas Sinar-X pada Variasi Ketebalan Filter Alumunium terhadap Dosis Efektif. *Jurnal Ilmiah GIGA*, 18(2), 87-93
- Ozcete, E. (2015). Comparison of Conventional Radiography and Digital Computerized Radiography in Patients Presenting to Emergency Department. *Turkey Journal Emergency Medicine*, 15(1), 8-12.

- Fatimah, Q. 2018. Optimasi Citra Radiografi Digital dan Radiografi Konvensional untuk Kedokteran Hewan. Skripsi. Semarang:Universitas Negeri Semarang.
- Rahma, I. N. 2016. Kajian dan Analisis Pelat Timbal (Pb) Bekas Tutup Instalasi Listrik Pada Atap Rumah Sebagai Bahan Proteksi Radiasi Sinar-X. Skripsi. Semarang:Universitas Negeri Semarang.
- Sartinah, Sumariyah, & K.U, N. A. (2008). Variasi Nilai Eksposi Aturan 15 Persen pada Radiografi Menggunakan Imaging Plate untuk Mendapatkan Kontras Tertinggi. *Berkala Fisika*, 11(1410–9662), 45–52.
- Setiyawan, I., Sutanto, H., & Firdausi, K. S. (2015). Penentuan Nilai Koefisien Serapan Bahan pada Besi, Tembaga dan Stainless Steel sebagai Bahan Perisai Radiasi. *Youngster Physics Journal*, 4(2), 219–224.
- Sprawls, P. (2014). Roentgen's Investigation Determining The Characteristics of X-Ray Radiation. *Medical Physics International Journal*, 2(2),435-441.
- Stelt, V. D., & Paul, F. (2008). Better Imaging: The Advantages of Digital Radiography. *Journal American Dental Association*, 139, 7S-13S.
- Strauss, L. J., & Rae, W. I. D. (2012). Image Quality Dependence On Image Processing Software In Computed Radiography. *SA Journal of Radiology*, 44–47.
- Suryaningsih, F., Kurnianto, K., & Susanto, A. T. (2015). Pengujian Hasil Rekonstruksi Citra Radiografi Digital Menggunakan Program Labview. *Jurnal Perangkat Nuklir*, 09(1978–3515), 20–27.
- Susilo, Budi, W. S., Kusminarto, & Suparta, G. . (2013). Kajian Radiografi Digital Tulang Tangan. *Berkala Fisika*, 16(1), 15–20.
- Susilo, Kusminarto, Nagoro, M. T., & Budi, W. S. (2011). Uji Diagnostik Pemeriksaan Osteosklerotik Tulang dengan Sistem Radiografi Digital. *Media Medika Indonesiana*, 45(3), 188–193.
- Susilo, Sunarno, Swakarma, I. K., Setiawan, R., & Wibowo, E. (2013). Kajian Sistem Radiografi Digital sebagai Pengganti Sistem Computed Radiography yang Mahal. *Jurnal Fisika Indonesia*, XVII(50), 40–43.
- Susilo, Supriyadi, Sutikno, Sunarno, & Setiawan, R. (2014). Rancang Bangun Sistem Penangkap Gambar Radiograf Digital Berbasis Kamera DSLR. *Jurnal Pendidikan Fisika Indonesia*, 10, 66–74. <https://doi.org/10.15294/jpfi.v10i1.3052>
- Terry, J. A., Waggener, R. G., & Blough, M. A. M. (1999). Half-Value Layer And

Intensity Variations As A Function Of Position In The Radiation Field For Film-Screen Mammography, 259–266.

Turkoglu, D., Cao, L., & Lewandowski, R. (2013). A low-cost neutron radiography device. *Physics Procedia*, 43, 54 – 65.

Wibowo, N. P. E., Susilo, & Sunarno. (2016). Uji Profisiensi Citra Hasil Eksposi Sistem Radiografi Digital Di Laboratorium Fisika Medik UNNES. *Unnes Physics Journal*, 5(1).

Wulandhari., Wahyu S. B., & Agus D. (2015). Evaluasi Metode Perhitungan Ketebalan Perisai Pada Ruang Digital Radiografi. *Youngster Physics Journal*, 4(1), 31–40.

Yunitasari, H. D., Setiawati, E., & Anam, C. (2014). Evaluasi Metode Penentuan Half Value Layer (Hvl) Menggunakan Multi Purpose Detector (Mpd) Barracuda Pada Pesawat Sinar-X Mobile. *Youngster Physics Journal*, 3(2), 113–118.

Zyl, V. S. A. (2015). Comparison of the perceived image quality between two digital imaging system for neonatal bedside radiography-A case study. *Journal of Radiography*, 21, e45-e49.