



**OPTIMASI JARAK DARI SUMBER KE OBJEK DAN JARAK DARI
OBJEK KE DETEKTOR PADA *MICRO COMPUTED TOMOGRAPH*
(*MICRO-CT*) DI LABORATORIUM FISIKA MEDIK UNNES**

Skripsi

**diajukan untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Sarjana Sains Program Studi Fisika**

oleh

Nirma Ugi Lestari

4211416034

JURUSAN FISIKA

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

2020

PERSETUJUAN PEMBIMBING

Skripsi yang berjudul "Optimasi Jarak dari Sumber ke Objek dan Jarak dari Objek ke Detektor pada *Micro Computed Tomograph (Micro-CT)* di Laboratorium Fisika Medik UNNES" telah disetujui oleh pembimbing untuk diajukan ke sidang ujian skripsi Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Semarang.

Hari : Rabu

Tanggal : 28 Oktober 2020

Semarang, 26 Oktober 2020

Dosen Pembimbing



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

PERNYATAAN

Dengan ini, saya

Nama : Nirma Ugi Lestari

NIM : 4211416034

menyatakan bahwa skripsi berjudul *Optimasi Jarak dari Sumber ke Objek dan Jarak dari Objek ke Detektor pada Micro Computed Tomograph (Micro-CT) di Laboratorium Fisika Medik UNNES* ini benar-benar karya saya sendiri bukan jiplakan dari karya orang lain atau pengutipan dengan cara-cara yang tidak sesuai dengan etika keilmuan yang berlaku baik sebagian atau sepenuhnya. Pendapat atau temuan orang atau pihak lain yang terdapat dalam skripsi ini telah dikutip atau dirujuk berdasarkan kode etik ilmiah. Atas pernyataan ini, saya secara pribadi siap menanggung resiko/sanksi hukum yang dijatuhkan apabila ditemukan adanya pelanggaran terhadap etika keilmuan dalam karya ini.

Semarang, 26 Oktober 2020



Nirma Ugi Lestari
4211416034

PENGESAHAN

Skripsi yang berjudul
Optimasi Jarak dari Sumber ke Objek dan Jarak dari Objek ke Detektor pada
Micro Computed Tomograph (Micro-CT) di Laboratorium Fisika Medik UNNES
Disusun oleh

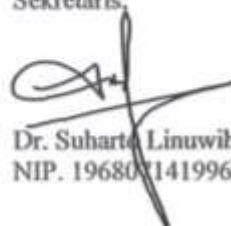
Nirma Ugi Lestari

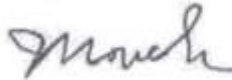
4211416034

Telah dipertahankan di hadapan sidang Panitia Ujian Skripsi FMIPA
UNNES pada tanggal 28 Oktober 2020.

Panitia
Ketua,

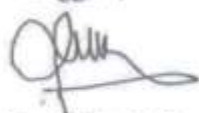
UNNES Dr. Sugianto, M.Si.
FMIPA NIP. 196102191993031001

Sekretaris,

Dr. Suharto Linuwih, M.Si
NIP. 196801141996031005

Penguji I,

Drs. Mosik, M. S.
NIP. 195807241983031001

Penguji II,

Dra. Pratiwi Dwijananti, M. Si.
NIP. 196203011989012001

Anggota,

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

MOTTO DAN PERSEMBAHAN

MOTTO

- Sesungguhnya sesudah kesulitan itu ada kemudahan (QS. Al-Insyirah : 6).
- Dua musuh terbesar kesuksesan adalah penundaan dan alasan (Jaya Setiabudi).

PERSEMBAHAN

1. Ayah dan Ibu
2. Keluargaku tercinta

PRAKATA

Puji syukur kehadiran Allah SWT yang telah memberikan rahmat dan karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyusun skripsi yang berjudul Optimasi Jarak dari Sumber ke Objek dan Jarak dari Objek ke Detektor pada *Micro Computed Tomograph (Micro-CT)* di Laboratorium Fisika Medik UNNES.


Dalam penyusunan laporan penelitian ini, penulis juga banyak memperoleh bimbingan dan dorongan dari berbagai pihak. Untuk itu penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Prof. Dr. Fathur Rokhman, M. Hum., Rektor Universitas Negeri Semarang atas kesempatan yang diberikan kepada penulis sehingga dapat menyelesaikan studi.
2. Prof. Dr. Sugianto, M. Si selaku dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Semarang.
3. Dr. Suharto Linuwih, M. Si., ketua Jurusan Fisika yang telah memberikan dukungan dan bantuannya selama penyusunan skripsi ini.
4. Dr. Mahardika Prasetya Aji, M. Si. selaku Ketua Program Studi Fisika yang selalu mendukung untuk menulis skripsi.
5. Dr. Upik Nurbaiti, M. Si. selaku Kepala Laboratorium Fisika yang telah memberikan fasilitas dalam melaksanakan penelitian.
6. Prof. Dr. Susilo, M.S., selaku dosen pembimbing yang telah membimbing dengan penuh kesabaran serta meluangkan waktu untuk selalu memberikan masukan, saran, dan motivasi selama penyusunan skripsi ini.
7. Dra. Pratiwi Dwijananti, M. Si., selaku dosen wali dan dosen penguji II yang telah memberikan arahan dalam menempuh studi dan memberikan koreksi dalam penyusunan skripsi ini.
8. Drs. Mosik, M. S., selaku dosen penguji I yang telah membimbing dan memberikan koreksi dalam penyusunan skripsi ini.
9. Mas Alvin dan Mas Rudi yang senantiasa mendukung penelitian di Laboratorium Fisika Medik.

10. Kedua orang tua saya, ayahanda tercinta Makhidi dan ibunda tercinta Solehati yang selalu mendoakan, memberikan dukungan moril serta materil sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi dengan lancar.
11. Teman- teman Fisika Medik UNNES 2016 Defi Rizqi Anggareni, Shania Astarina Putri, latifatun Ni'mah, Khurotul Ain dan Pira Purwaningsih atas bekebersamaan suka dan duka, kerjasama dalam mengarungi bidang ini.
12. Sahabat-sahabatku Wukir Cahya Utami, Feba Forentia Raharnita, Salsabila Azka Aulia, Nadia Aisa Pratiwi, dan Happy Siska Fara Febriana yang selalu memberikan dorongan semangat dan waktu untuk berkeluh kesah.

Semoga Allah SWT memberikan balasan pahala yang setimpal. Penulis menyadari bahwa penulisan skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan pada umumnya. Semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi penulis khususnya dan pembaca pada umumnya. Kritik dan saran dari pembaca yang membangun akan penulis terima untuk perbaikan di masa mendatang.

Semarang, 26 Oktober 2020

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Nirma Ugi Lestari' with a stylized 'fma' at the bottom right.

Nirma Ugi Lestari
4211416034

ABSTRAK

Lestari, Nirma Ugi. 2020. Optimasi Jarak dari Sumber ke Objek dan Jarak dari Objek ke Detektor pada *Micro Computed Tomograph (Micro-CT)* di Laboratorium Fisika Medik UNNES. Skripsi. Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang. Dosen pembimbing : Prof. Dr. Susilo, M.S.

Kata kunci : Sinar-X, *Micro-CT*, SOD, ODD.

Sinar-X merupakan gelombang elektromagnetik yang memiliki panjang gelombang 10^{-8} m - 10^{-11} m. Namun, sinar-X memiliki daya tembus yang cukup tinggi. Pada aplikasinya di dunia medis, sinar-X sudah banyak digunakan sebagai sumber radiografi digital salah satunya sebagai sumber radiologi *micro-CT*. Teknik radiografi berbasis digital menggunakan *micro-CT* telah dikembangkan di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang. Prinsip kerja sistem *micro-CT* mengambil proyeksi radiasi dalam jumlah besar yang kemudian direkonstruksi menjadi membentuk citra potongan dari objek yang dipindai. Irisan yang direkonstruksi ini kemudian dapat ditumpuk untuk membentuk representasi tiga dimensi (3D). Pada teknik radiografi *micro-CT* terdapat SOD dan ODD yang mempengaruhi citra hasil radiograf. Pada penelitian ini telah dilakukan beberapa variasi nilai SOD dan ODD agar memperoleh citra yang optimal. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa semakin kecil nilai ODD maka citra hasil radiograf semakin optimal hal tersebut ditunjukkan pada saat ODD 6 cm nilai magnifikasi sebesar 1,09 dan nilai CNR sebesar 172,287.

DAFTAR ISI

PERSETUJUAN PEMBIMBING	i
PERNYATAAN	ii
PENGESAHAN.....	iii
MOTTO DAN PERSEMBAHAN.....	iv
PRAKATA	v
ABSTRAK	vii
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR LAMPIRAN.....	xii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Batasan Masalah.....	4
1.4 Tujuan Penelitian.....	4
1.5 Manfaat Penelitian.....	4
1.6 Sistematika Penelitian.....	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1 Sinar-X.....	6
2.2 Radiografi Digital (RADIG)	14
2.3 Micro-CT	18
BAB III METODE PENELITIAN	23
3.1 Lokasi dan Waktu Penelitian	23
3.2 Alat dan Bahan Penelitian.....	23

3.3 Prosedur Penelitian	23
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	28
4.1 Hasil Digitalisasi Citra Radiograf	28
4.2 Analisis Citra.....	29
BAB V PENUTUP	35
5.1 Kesimpulan	35
5.2 Saran	35
DAFTAR PUSTAKA	36
LAMPIRAN	40

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Spektrum gelombang elektromagnetik (Fosbinder & Orth, 2013).....	6
Gambar 2. 2 Ilustrasi radiasi Bremsstrahlung (Fosbinder & Orth, 2013).....	8
Gambar 2. 3 Ilustrasi radiasi sinar-X karakteristik (Fosbinder & Orth, 2013)	9
Gambar 2. 4 Tabung Sinar-X (Pauwels, Araki, Siewerdsen, & Thongvigitmanee, 2015)	9
Gambar 2. 5 Ilustrasi Hamburan Koheren (Fosbinder & Orth, 2013).....	12
Gambar 2. 6 Ilustrasi Hamburan Compton (Fosbinder & Orth, 2013).....	12
Gambar 2. 7 Ilustrasi Efek Fotolistrik (Bushong, 2013).....	13
Gambar 2. 8 Ilustrasi Produksi Pasangan (Fosbinder & Orth, 2013)	14
Gambar 2. 9 Diagram alir Sistem Pencitraan Radiografi Digital (Susilo, 2016) ..	15
Gambar 2. 10 Ilustrasi Pengaruh SID terhadap Area Penumbra (Fosbinder & Orth, 2013)	17
Gambar 2. 11 Pengaruh OID dan SOD terhadap Area Penumbra (Fosbinder & Orth, 2013)	18
Gambar 2. 12 Ilustrasi <i>Micro</i> -CT (Taufiq, Susilo, & Darsono, 2019)	19
Gambar 2. 13 Representasi pelat rotasi pada <i>Micro</i> -CT (O’Sullivan et al., 2018) 19	
Gambar 2. 14 Pengaruh titik fokus, <i>source-to-object distance</i> (SOD) dan <i>object-to-detector distance</i> (ODD) (Pauwels et al., 2015).	21
Gambar 3. 1 Diagram Alur Penelitian	24
Gambar 3. 2 Tampilan GUI pada MATLAB	27
Gambar 4. 1 Citra radiograf objek piston dengan variasi SOD dan ODD.....	29
Gambar 4. 2 Ilustrasi SOD dan ODD pada <i>Micro</i> -CT (Taufiq et al., 2019).....	30
Gambar 4. 3 <i>Software</i> GUI untuk analisis CNR.....	31
Gambar 4. 4 Grafik Hubungan antara Variasi SOD terhadap nilai Magnifikasi dan nilai CNR.....	32
Gambar 4. 5 Grafik Hubungan antara Variasi SOD terhadap nilai Magnifikasi dan nilai CNR.....	33
Gambar 4. 6 Citra Radiograf Objek Piston Penelitian Sebelumnya.	34

DAFTAR TABEL

Tabel 3. 1 Tabel Persiapan Sampel.....	25
Tabel 4. 1 Hasil Perhitungan Magnifikasi.....	32
Tabel 4. 2 Hasil Pengukuran nilai CNR.....	32

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Dokumentasi Penelitian.....	41
Lampiran 2 <i>Script</i> MATLAB	42
Lampiran 3 Perhitungan Nilai CNR	49
Lampiran 4 Perhitungan Nilai Magnifikasi.....	51
Lampiran 5 SK Dosen Pembimbing	53
Lampiran 6 SK Dosen Penguji	54

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dewasa ini pemanfaatan radiasi sudah banyak digunakan dalam bidang kedokteran, misalnya digunakan untuk diagnosa penyakit dan terapi radiasi. Radiasi merupakan perambatan energi ke lingkungannya tanpa membutuhkan medium. Radiasi tidak dapat dideteksi dengan indra yang ada pada manusia secara langsung. Radiasi sendiri terbagi menjadi dua yaitu radiasi pengion dan radiasi non pengion. Radiasi pengion merupakan jenis radiasi yang dapat mengionisasi atom-atom atau materi yang dilaluinya, contoh dari radiasi pengion ialah sinar-X (Ancila & Hidayanto, 2016). Sinar-X ditemukan oleh Wilhelm Conrad Roentgen, seorang ahli fisika bangsa Jerman pada tahun 1895. Sinar-X merupakan gelombang elektromagnetik yang memiliki panjang gelombang 10^{-8} m - 10^{-11} m (Prasi, et al., 2011). Namun, sinar-X memiliki daya tembus yang cukup tinggi. Hingga saat ini pemanfaatan sinar-X semakin luas dan berkembang.

Di era teknologi komputer dan data digital sekarang yang terus berkembang menjadikan teknik radiografi mengalami perkembangan pula. Teknologi radiografi diagnostik untuk kepentingan medis yang digunakan pada bagian radiologi di rumah sakit (RS) kota-kota besar sudah bergeser dari teknologi radiografi konvensional berbasis film analog dengan menggunakan *lightbox* menjadi teknologi radiografi digital tanpa film (*filmless*), yaitu menggunakan sistem *Computed Radiography* (CR) (Setiowati & Lestari, 2012; Wita & Fransiska, 2018). Radiografi konvensional dalam pemanfaatannya menggunakan pesawat sinar-X dan film untuk mendapatkan hasil gambar yang diinginkan dalam bentuk film radiograf. Teknologi CR diperkenalkan oleh Fujifilm Medical sistem pada tahun 1980. CR merupakan teknik pemeriksaan Radiografi Digital (RD) yang tidak langsung. Diperlukan sebuah imaging plate untuk menangkap berkas sinar-X yang telah melewati tubuh pasien sebelum ditransfer ke suatu komputer (Melintang, 2016). Pada aplikasinya di dunia medis, radiografi sinar-X harus

memperhatikan dosis radiasi sinar-X pada pasien. Semakin rendah dosis radiasi sinar-X yang diberikan kepada pasien akan semakin baik (Louk & Suparta, 2014).

Teknik radiografi berbasis digital telah dikembangkan di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang. Menurut Susilo et al., (2014) prinsip kerja sistem RD memanfaatkan sinar-X yang bisa menembus objek dan kemudian citra tersebut terbentuk pada *intensifying screen* (IS) yang peka terhadap terpaan sinar-X. Pendaran pada IS tersebut merupakan sinar tampak atau *visual light* yang kemudian dipotret oleh kamera *Digital Single Lens Reflex* (DSLR). Pendaran yang telah dipotret tersebut akan ditampilkan pada *personal computer* (PC) berupa file radiograf digital yang bisa disimpan dan ditampilkan kembali.

Pemanfaatan sinar-X dalam bidang medis yang lain ialah sebagai sumber dalam radiologi *micro Computed Tomograph* (*micro-CT*). Setelah adanya teknik *compute tomograph* (CT), konsep *micro-CT* diperkenalkan dalam radiologi. *Computed tomography* (CT) telah merevolusi praktik diagnostik klinis sejak diperkenalkan pada awal 1970-an (Holdsworth & Thornton, 2002). Pada CT, radiografi sinar-X digunakan untuk mengambil proyeksi radiasi dalam jumlah besar yang kemudian direkonstruksi menjadi membentuk citra potongan dari objek yang dipindai. Irisan yang direkonstruksi ini kemudian dapat ditumpuk untuk membentuk representasi tiga dimensi (3D) (Carmignato, 2018). Berbeda dengan CT, radiografi sinar-X yang digunakan untuk mengambil proyeksi radiasi pada *micro-CT* berbentuk kerucut.

Micro-CT merupakan alat pencitraan non-destruktif yang dapat menghasilkan citra tiga dimensi (3D) dengan resolusi tinggi yang terdiri dari proyeksi citra dua dimensi (2D), atau irisan dari objek yang diekspos (Boerckel, Mason, McDermott, & Alsberg, 2014). *Micro-CT* bekerja berdasarkan prinsip penyinaran objek secara berulang pada setiap sudutnya sampai objek berputar hingga 180° atau 360° (du Plessis et al., 2018). Peralatan *micro-CT* terdiri dari beberapa komponen utama yaitu tabung sinar-X, pelat rotasi, detektor yang terhubung ke kamera perangkat dan komputer sebagai penampil dari citra (Boerckel et al., 2014).

Pada teknik pencitraan micro-CT akan didapatkan citra 2D yang nantinya direkonstruksi menjadi citra 3D. Citra (*image*) adalah istilah lain untuk gambar sebagai salah satu komponen multimedia yang memegang peranan penting sebagai bentuk informasi visual (Kurniasari, Susilo, & Akhlis, 2012). Citra diperoleh ketika sinar-X memapari objek kemudian citra tersebut terbentuk pada *intensifying screen* (IS) yang nantinya akan dipotret oleh kamera DSLR dan akan tervisualisasikan pada layar *Personal Computer* (PC). Terdapat tujuh parameter kualitas citra yaitu *Full Width at Half Maximum* (FWHM), *Contrast Transfer Function* (CTF), *Modulation Transfer Function* (MTF) dengan menggunakan uji tepian, *Noise Power Spectrum* (NPW), *Signal to Noise Ratio* (SNR), *Contrast to Noise Ratio* (CNR) dan koefisien atenuasi linear. Dalam penelitian ini kualitas citra diukur dengan parameter *Contrast to Noise Ratio* (CNR). Kontras merupakan ukuran seberapa jauh sinyal dapat dibedakan dengan latar. Semakin besar nilai sinyal maka sinyal akan semakin mudah untuk dibedakan, artinya semakin besar nilai CNR maka citra tersebut akan lebih mudah untuk didiagnosis (Louk & Suparta, 2014).

Source-to-object distances (SOD) dan *object-to-detector distances* (ODD) pada *micro-CT* bervariasi. SOD dan ODD adalah faktor penting yang menentukan ketajaman gambar proyeksi. Akibat dari penentuan SOD dan ODD yang tidak tepat dapat menyebabkan distorsi. Distorsi pada radiograf dapat menyebabkan permasalahan pada proses diagnosis. Distorsi adalah kesalahan penggambaran objek atau ukuran sebagai proyeksi dari objek nyata yang disebabkan karena pengaturan kolimator. Adapun faktor tersebut antara lain *focal spot*, *Focus Image Distance* (FID), dan *Object Image Distance* (OID) (Sartinah, Sumariyah, & Umiati, 2019). Untuk itu diperlukan radiograf yang akurat. Radiograf yang akurat haruslah mencitrakan struktur anatomis tepat seperti penampakan objek yang sesungguhnya. Oleh karena itu untuk mendapatkan citra yang akurat dengan mengubah SOD dan ODD hingga mendapatkan citra yang optimal (Souisa, Ratnawati, & Sudarsana, 2014). Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui optimasi SOD dan ODD agar mendapatkan citra yang optimum.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan, dapat dirumuskan masalah sebagai berikut :

1. Bagaimana pengaruh variasi SOD dan ODD terhadap citra?
2. Berapakah SOD dan ODD agar mendapatkan citra yang optimum?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dari penelitian ini adalah :

1. Objek yang digunakan piston motor.
2. Faktor eksposi (kVp, mA, s) tetap.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Mengetahui pengaruh SOD dan ODD terhadap citra.
2. Mengetahui SOD dan ODD agar mendapatkan citra yang optimum.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah memberikan informasi terkait SOD dan ODD yang optimal agar memperoleh citra yang optimum.

1.6 Sistematika Penelitian

Sistematika dalam skripsi ini disusun dengan tujuan agar pokok-pokok masalah yang dibahas dapat urut, terarah dan jelas. Sistematika skripsi ini tersiri 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 :

1. Bab 1 Pendahuluan

Bab ini memuat latar belakang, permasalahan, pembatasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian dan sistematika penulisan skripsi.

2. 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.

3. Bab 3 Metode Penelitian

Bab ini menguraikan metode penelitian yang digunakan dalam penyusunan skripsi. Metode penelitian ini meliputi: metode pengumpulan data, waktu dan tempat penelitian, alat dan bahan penelitian, dan prosedur penelitian.

4. Bab 4 Hasil dan Pembahasan

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

5. 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.

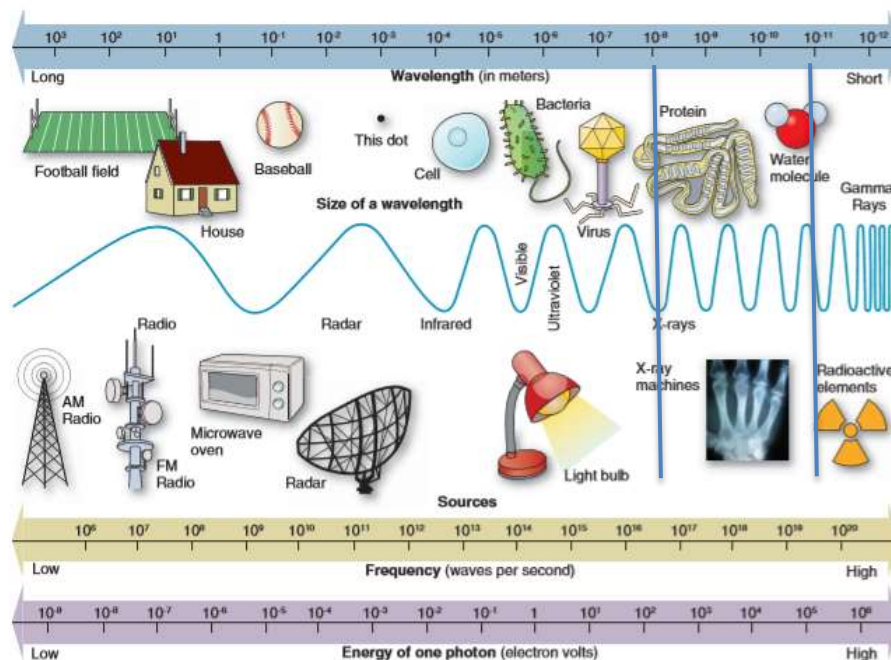
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sinar-X

Radiasi yang ditimbulkan dari tindakan medis yang berasal dari sumber buatan manusia, misalnya radiasi dari sinar X. Sinar-X ditemukan oleh Wilhelm Conrad Rontge seorang kebangsaan Jerman pada tahun 1895. Penemuannya diilhami dari hasil percobaan-percobaan sebelumnya antara lain dari J.J. Thomson mengenai tabung katoda dan Heinrich Hertz tentang fotolistrik. Kedua percobaan tersebut mengamati gerak elektron yang keluar dari katoda menuju anoda yang berada dalam tabung kaca yang hampa udara (Prasi et al., 2011; Zahirah, 2013).

Sinar-X merupakan gelombang elektromagnetik yang memiliki panjang gelombang 10^{-8} m - 10^{-11} m, hal tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.1. Namun, sinar-X memiliki daya tembus yang cukup tinggi. Penjelasan tersebut sesuai dengan gambar di bawah ini yang menjelaskan bahwa sinar-X memiliki panjang gelombang yang pendek namun memiliki energi yang tinggi.



Gambar 2. 1 Spektrum gelombang elektromagnetik (Fosbinder & Orth, 2013)

Sinar-X memiliki sifat yang dapat dimanfaatkan dalam radiodiagnostik antara lain dapat menembus bahan, menimbulkan lumenisasi atau berpendarnya cahaya yang menyebabkan efek biologis pada bahan atau medium yang dilaluinya seperti menghitamkan film (Gunadi, 2006). Semakin tinggi tegangan yang diberikan, semakin besar daya tembusnya. Sinar-X dengan energi rendah umumnya digunakan sebagai radiodiagnosis, sedangkan sinar-X dengan energi tinggi umumnya dimanfaatkan untuk radioterapi.

2.2.1 Produksi Sinar-X

Sinar-X diproduksi dari tabung hampa udara yang di dalamnya terdapat filamen sebagai katoda dan juga komponen anoda. Bahan anoda target yang digunakan pesawat sinar-X biasanya yang memiliki nomor atom tinggi dan titik lelehnya tinggi, misalnya Mo (Molybdenum) dan W (Tungsten) yang juga dikenal dengan Wolfram.

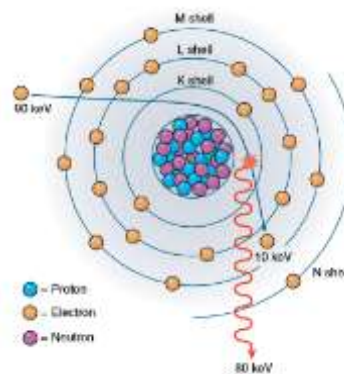
Filamen dalam tabung sinar-X dipanaskan menggunakan arus listrik hingga suhu 2000°C sehingga terjadi awan-awan elektron di sekitarnya yang disertai emisi termionik. Jika diantara katoda dan anoda diberi beda potensial yang tinggi 90 hingga 120 kV, maka gerakan elektron dari katoda menuju anoda akan dipercepat. Ketika elektron tersebut menabrak target logam (anoda) maka sinar-X akan terpancar (Ancila & Hidayanto, 2016; Prasi et al., 2011; Rudi, Pratiwi, & Susilo, 2013). Energi kinetik dari elektron yang mengenai titik fokus hanya sebagian yang dikonversi menjadi sinar-X (sekitar 1%), sedangkan sisanya diubah menjadi panas (sekitar 99%) (Ametova, et al., 2017).

Berdasarkan proses terjadinya, maka sinar X dibedakan menjadi dua jenis yaitu :

1. Sinar-X Bremsstrahlung

Sinar X Bremsstrahlung adalah istilah dalam bahasa Jerman yang berarti radiasi pengereman. Elektron sebagai partikel bermuatan listrik yang bergerak dalam kecepatan tinggi, apabila melintas dekat ke inti suatu atom, maka gaya tarik elektrostatik dalam atom yang kuat akan menyebabkan elektron membelok dengan tajam. Bremsstrahlung adalah radiasi yang dihasilkan ketika elektron proyektil melambat di anoda. Interaksi Bremsstrahlung hanya dapat terjadi ketika

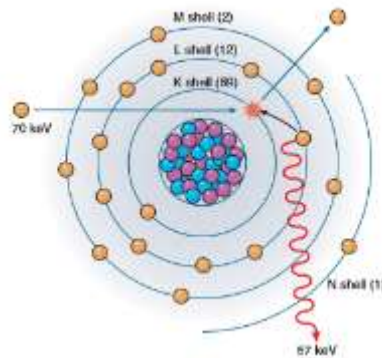
elektron yang datang berinteraksi dengan medan gaya inti. Elektron yang datang dengan muatan negatifnya tertarik ke inti yang bermuatan positif. Elektron yang datang harus memiliki energi yang cukup untuk menembus kulit orbital atom. Ketika elektron datang mendekati inti, medan gaya nuklir kuat terlalu besar untuk ditembus oleh elektron datang. Medan gaya membuat elektron melambat atau mengerem dan kemudian menyebabkan elektron berubah arah. Saat elektron melambat, ia akan kehilangan energi yang dipancarkan sebagai foton sinar-X. Proses Bremsstrahlung menghasilkan sinar-X dengan energi yang jauh berbeda karena elektron datang diperlambat pada kecepatan yang berbeda. Interaksi Bremsstrahlung dapat dilihat pada Gambar 2.2. Sinar-X Bremsstrahlung memiliki spektrum energi kontinyu (Fosbinder & Orth, 2013; Musfira, 2016).



Gambar 2. 2 Ilustrasi radiasi Bremsstrahlung (Fosbinder & Orth, 2013)

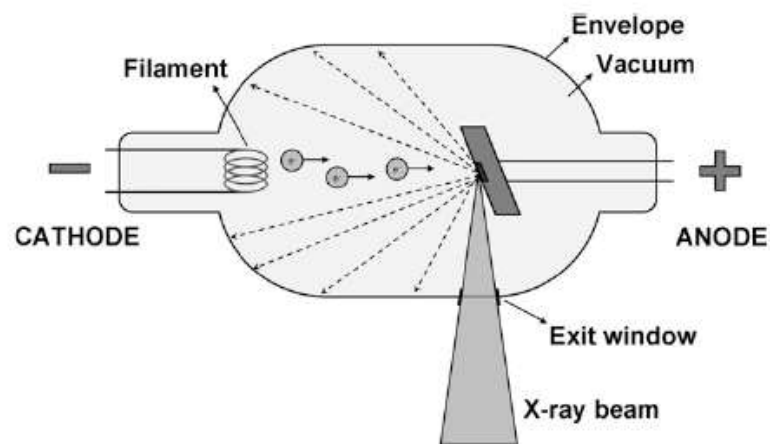
2. Sinar-X Karakteristik

Sinar X karakteristik, terjadi akibat tumbukan berkas elektron yang cepat dengan elektron orbit dari atom target, sehingga secara alamiah terjadi proses perpindahan elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju tingkat energi yang lebih rendah sembari melepaskan sinar X karakteristik. Interaksi karakteristik terjadi dalam anoda tungsten ketika elektron orbital mengisi kekosongan di kulit atom tungsten. Kekosongan biasanya diisi oleh elektron di kulit terluar berikutnya, tetapi dimungkinkan untuk mengalami transisi menuju kekosongan dari kulit yang lebih jauh dari inti. Pada Gambar 2.3 mengilustrasikan terjadinya sinar-X karakteristik.



Gambar 2. 3 Ilustrasi radiasi sinar-X karakteristik (Fosbinder & Orth, 2013)

Pada Gambar 2.4 menunjukkan komponen yang ada pada tabung sinar-X yaitu katoda, *filament*, anoda, *envelope*, *vacuum*, *exit window*. Katoda/elektroda negatif yang merupakan sumber elektron di dalamnya terdapat *filament* yang biasanya terbuat dari kawat *wolfram/tungsten*. Anoda atau elektroda positif yang biasa disebut logam target sebagai tempat tumbukan elektron. *Envelope* adalah tabung pembungkus komponen-komponen penghasil sinar-X agar menjadi *vacuum* atau hampa udara. *Exit window* atau jendela sebagai tempat keluarnya sinar-X. *Exit window* ini terletak pada bagian bawah tabung (Suryaningsih, 2014).



Gambar 2. 4 Tabung Sinar-X (Pauwels, Araki, Siewerdsen, & Thongvigitmanee, 2015)

Dalam peristiwa tumbukan elektron dan anoda, ada sebagian energi elektron yang berubah menjadi panas:

$$K = E_{sinar} + panas \quad (2.1)$$

Besar energi sinar-X (E dalam joule) dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan

$$E_{sinar} = hv \text{ dimana } v = \frac{c}{\lambda} \quad (2.2)$$

Keterangan :

K= energi kinetik (joule)

E_{sinar} = energi sinar-X (joule)

h = konstanta Planck ($6,627 \times 10^{-34}$ Js)

v = frekuensi foton (Hz)

Q = energi panas (joule)

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

λ = panjang gelombang (m)

(Ramadhani & Susilo, 2019)

Seperti yang kita ketahui bahwa energi kinetik sebanding dengan produksi electron (e) dan beda potensial (V), maka persamaan (2.1) menjadi

$$K = eV \quad (2.3)$$

$$eV = hv + Q = h \frac{c}{\lambda} + Q \quad (2.4)$$

Dari persamaan (2.4) dapat maka akan diperoleh

$$\lambda = \frac{hc}{eV - Q} \quad (2.5)$$

Ketika Q = 0 maka persamaan (2.5) menjadi

$$\lambda = \frac{hc}{eV} \quad (2.6)$$

Persamaan (2.6) menunjukkan ketika Q = 0 maka panjang gelombangnya minimum, karena panjang gelombang berbanding terbalik dengan tegangan.

Persamaan (2.6) menjadi

$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eV} \quad (2.7)$$

Ketika kuat arus (mA) diperbesar, maka semakin banyak elektron (e) yang bertumbukan, sehingga kuantitas sinar-X yang dihasilkan juga semakin banyak (Aryawijayanti, 2015).

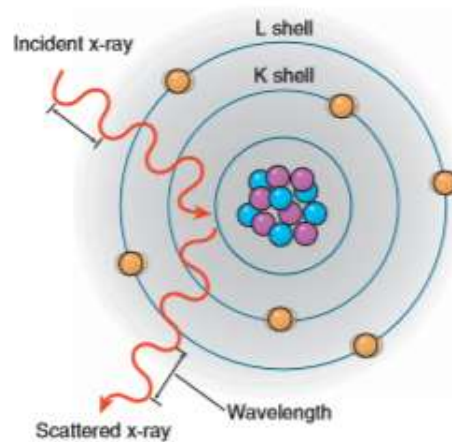
2.2.2 Interaksi Sinar-X dengan materi

Radiografi atau Roentgen sinar X termasuk ke dalam radiasi pengion yang merupakan sarana penunjang diagnostik yang sudah berkembang pesat. Radiasi sinar-X merupakan suatu gelombang elektromagnetik dengan panjang gelombang pendek. Sinar-X mempunyai daya tembus yang cukup tinggi terhadap bahan yang dilaluinya (Fauziah & Dwijananti, 2013). Dalam radiasi pengion terdapat radiasi elektromagnetik dan radiasi elektromagnetik ini terdiri dari berbagai macam jenis membentuk spektrum elektromagnetik. Kelompok radiasi elektromagnetik ini adalah gelombang radio, gelombang TV, gelombang radar, sinar infra merah, cahaya tampak, sinar ultra violet, sinar X dan sinar gamma.

Saat sinar-X berinteraksi pada berbagai materi maka terjadi mekanisme:

a. Hamburan koheren

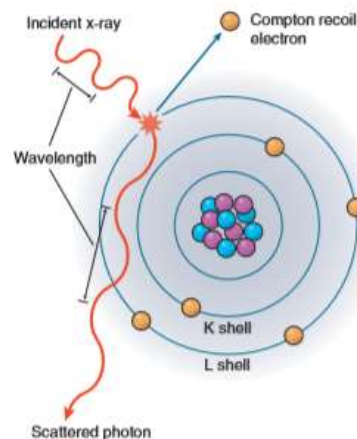
Hamburan koheren disebut juga hamburan klasik yang terjadi ketika foton berinteraksi dengan elektron dalam atom yang menyebabkan elektron lepas. Atom yang tereksitasi melepas energy secara berlebih menjadi foton sinar-X yang tersebar dengan panjang gelombang yang sama dengan foton kejadian. Seperti terlihat pada Gambar 2.5, hamburan yang koheren menghasilkan perubahan arah foton sinar-X tanpa perubahan energi.



Gambar 2. 5 Ilustrasi Hamburan Koheren (Fosbinder & Orth, 2013)

b. Hamburan Compton

Hamburan Compton merupakan interaksi antara foton dengan elektron bebas atau hampir bebas yang berada pada kulit terluar dari atom. Energi radiasi hanya sebagian yang diserap untuk mengeluarkan elektron dari atom, dan sisa energi akan terpancar sebagai “*scattered radiation*” atau hamburan yang energinya lebih rendah daripada energi semula. Ilustrasi hamburan Compton dapat dilihat pada Gambar 2.6.



Gambar 2. 6 Ilustrasi Hamburan Compton (Fosbinder & Orth, 2013)

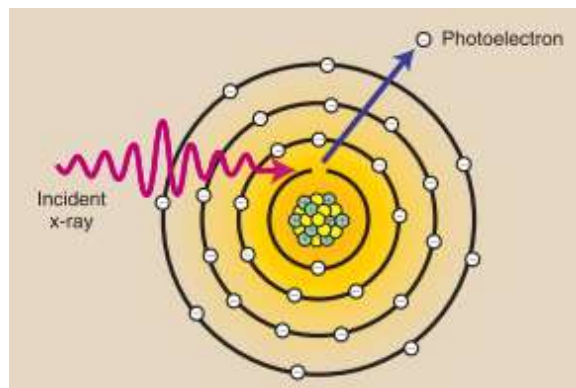
c. Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik merupakan interaksi antara foton dengan elektron kulit dalam. Elektron yang keluar disebut foto elektron yang memiliki energi kinetik yang besarnya sama dengan selisih antara energi foton datang dikurangi energi ikat

elektron tersebut. Foto elektron memiliki energi kinetik yang besarnya ditunjukkan dalam persamaan

$$K = h\nu - W_0 \quad (2.8)$$

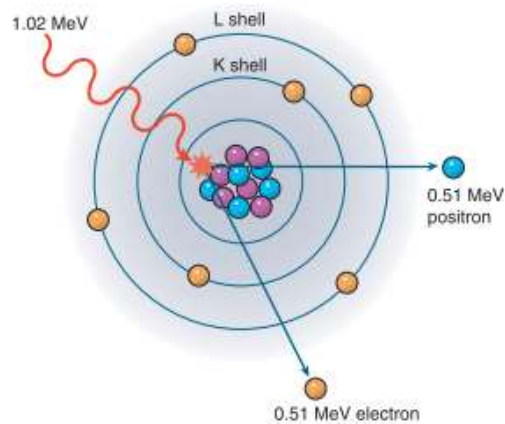
K merupakan energi kinetik, h merupakan konstanta Planck, ν merupakan frekuensi foton, dan W_0 merupakan fungsi kerja. Efek fotolistrik secara skematis dapat dilihat pada Gambar 2.7.



Gambar 2. 7 Ilustrasi Efek Fotolistrik (Bushong, 2013)

d. Produksi Pasangan

Foton harus memiliki energi minimal 1,02 MeV agar terjadi produksi pasangan. Pada saat foton berenergi menembus materi dan mendekati inti atom, karena pengaruh medan listrik yang kuat pada inti atom, foton berubah dan membentuk satu pasangan yaitu positron dan elektron yang masing-masing memiliki energi sebesar 0,51 MeV. Ilustrasi produksi pasangan ditunjukkan pada Gambar 2.8.

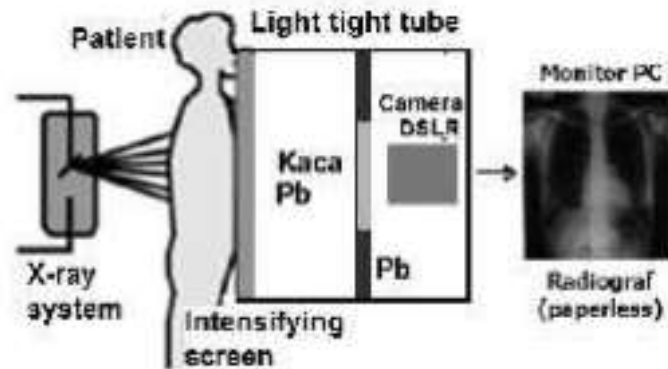


Gambar 2. 8 Ilustrasi Produksi Pasangan (Fosbinder & Orth, 2013)

2.2 Radiografi Digital (RADIG)

Teknik radiografi berbasis digital telah dikembangkan di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang. RADIG mampu menggeser sistem radiografi konvensional di rumah sakit yang masih menggunakan radiografi konvensional. Sistem radiografi digital mampu mengurangi biaya pencetakan film, mempermudah dalam penyimpanan, lebih ramah lingkungan serta mempermudah dalam mendiagnosa.

Citra diagnostik diperoleh pada saat sinar-X diaktifkan dan memapari objek sehingga citra tersebut dapat terbentuk pada *intensifying screen* yang nantinya citra tersebut ditangkap oleh kamera DSLR dalam tabung kedap cahaya melalui perangkat kamera yang terprogram. Citra radiograf ini langsung dapat tersimpan atau tervisualisasikan di layar monitor kamera. Citra digital tersebut kemudian disimpan dalam memori penyimpanan pada PC sebagai file citra radiograf digital. Sehingga pemrosesan film radiografi konvensional seperti *developing, rinsing, fixing, washing, drying* tidak diperlukan lagi (Savitri, 2014; Setiawan, 2014; Susilo et al., 2020; Swakarma, Setiawan, & Wibowo, 2013). Diagram alir proses pencitraan pada RADIG dapat dilihat pada Gambar 2.9 (Wibowo, Susilo, & Sunarno, 2016).



Gambar 2. 9 Diagram alir Sistem Pencitraan Radiografi Digital (Susilo, 2016)

Prinsip dari radiografi digital adalah memanfaatkan perbedaan penyerapan sinar-X pada bagian-bagian obyek, misalnya tulang atau jaringan lainnya. Pada tulang padat, sinar-X yang diserap lebih banyak sehingga gambaran tulang menjadi lebih putih dibanding dengan jaringan tulang lainnya (Susilo, Wahyu, & Kusminarto, 2013).

Terdapat faktor-faktor yang mempengaruhi kualitas dan kuantitas sinar-X yang dihasilkan yang disebut faktor eksposi. Kualitas sinar-X berkaitan dengan daya tembus dari sinar-X sedangkan kuantitas sinar-X berkaitan dengan intensitas radiasinya. Empat faktor eksposi utama yaitu kilovolt peak (kVp), arus (mA), waktu (s), dan jarak dari sumber ke detektor (SID). Dari keempat faktor tersebut, kVp dan mAs merupakan faktor yang paling penting yang mempengaruhi kualitas dan kuantitas sinar-X (Bushong, 2013; Fosbinder & Orth, 2013).

1. Kilovolt peak (kVp)

Sinar-X dengan kualitas tinggi ialah sinar-X yang memiliki energi lebih tinggi sehingga lebih mudah menembus objek yang diinginkan. Dengan meningkatnya kVp, sinar-X yang dipancarkan lebih besar dan juga memiliki daya tembus yang tinggi. Namun karena energi yang dihasilkan lebih tinggi mengakibatkan berkurangnya kontras dari citra.

2. Arus (mA)

Pemilihan mA menentukan jumlah foton sinar-X yang dihasilkan. Perubahan mA mengontrol jumlah elektron yang mengalir dari katoda ke anoda

pada tabung sinar-X. Pada satu ampere terdapat 1 coulomb (C) muatan elektrostatis yang mengalir dalam sebuah konduktor. Dengan begitu, semakin banyak elektron yang mengalir maka semakin banyak pula foton sinar-X yang diproduksi.

3. Waktu (s)

Waktu pemaparan radiasi biasanya dibuat sesingkat mungkin, namun tujuan utamanya bukan untuk meminimalisir dosis paparan radiasi pada pasien tetapi untuk meminimalkan blur yang terjadi karena gerakan pasien. Ketika waktu pemaparan dikurangi maka arus harus ditingkatkan secara proporsional untuk memperoleh intensitas sinar-X yang dibutuhkan. Waktu pemaparan harus dipilih yang memungkinkan waktu pemaparan terpendek atau tercepat untuk meminimalkan gerakan pasien.

4. Jarak

Jarak antara sumber sinar-X sampai dengan reseptor gambar mempengaruhi citra. Jarak ini disebut juga *source to image receptor distance* (SID). Perubahan SID mempengaruhi kualitas dan intensitas radiografi. Intensitas radiografi berbanding terbalik dengan kuadrat jarak sumber sinar-X. Intensitas radiasi didefinisikan sebagai jumlah radiasi yang menembus luas permukaan (dalam cm^2) per satuan waktu (s). Intensitas radiasi pada permukaan bola dengan jari-jari R_1 dan R_2 masing-masing adalah :

$$I = \frac{P}{A} \quad (2.9)$$

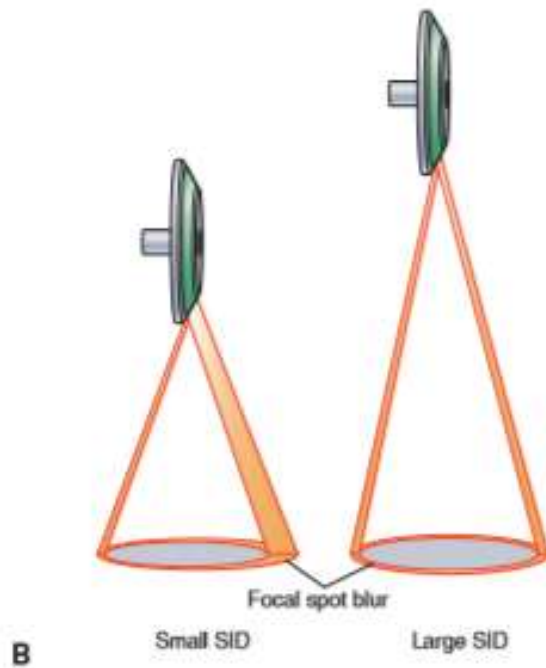
$$I_1 = \frac{P}{4\pi(R_1^2)} \quad (2.10)$$

$$I_2 = \frac{P}{4\pi(R_2^2)} \quad (2.11)$$

Dimana I adalah intensitas, P adalah daya, dan A adalah luas penampang. Maka dari persamaan (2.9) dan (2.10) dapat diperoleh hubungan sebagai berikut :

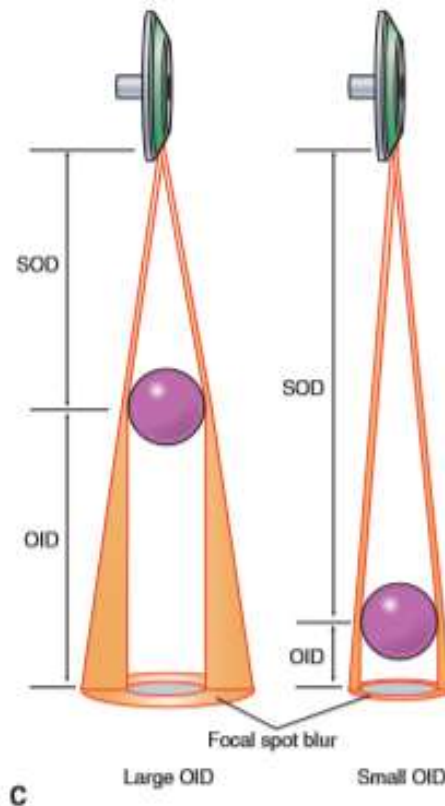
$$I_1 : I_2 = \frac{1}{R_1^2} : \frac{1}{R_2^2} \quad (2.12)$$

Dari persamaan 2.12 terlihat bahwa intensitas radiasi pada suatu titik berbanding terbalik dengan kuadrat jarak titik tersebut terhadap sumber radiasi (Aryawijayanti, Susilo, & Sutikno, 2015).



Gambar 2. 10 Ilustrasi Pengaruh SID terhadap Area Penumbra (Fosbinder & Orth, 2013)

Pada Gambar 2.10 menunjukkan adanya pengaruh SID terhadap penumbra. SID atau *source to image receptor distance* merepresentasikan jarak dari sumber sampai dengan detektor. Ketika SID diperkecil maka penumbra menjadi lebih besar, namun ketika SID meningkat maka penumbra menjadi lebih kecil.



Gambar 2. 11 Pengaruh OID dan SOD terhadap Area Penumbra (Fosbinder & Orth, 2013)

Gambar 2.11 merepresentasikan adanya pengaruh jarak terhadap citra radiograf. Pada Gambar 2.11 jarak dari sumber ke objek direpresentasikan sebagai *source to object distance* (SOD) dan jarak dari objek ke detektor direpresentasikan sebagai *object to image distance* (OID). Ketika ada peningkatan OID, area penumbra akan lebih besar yang menyebabkan ketidaktajaman geometrik. Ketika OID lebih dekat ke reseptor gambar akan mengurangi area penumbra yang meningkatkan resolusi. Untuk semua alasan ini, jelas bahwa resolusi terbaik dapat dicapai jika OID terkecil.

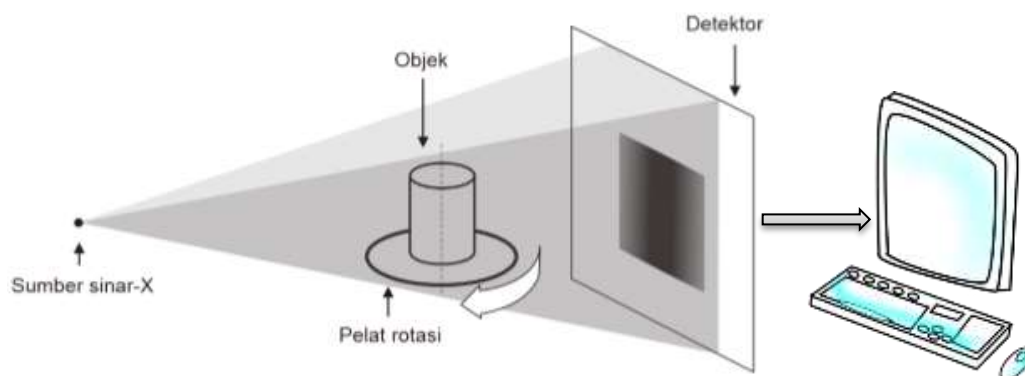
2.3 Micro-CT

Micro Computed Tomography (*micro-CT* atau μ CT) adalah alat pencitraan non-destruktif untuk produksi citra tiga dimensi (3D) resolusi tinggi yang terdiri dari proyeksi trans-aksial dua dimensi (2D), atau irisan dari objek yang diekspos. Dengan demikian, objek yang sama dapat dipindai berkali-kali dalam kondisi

berbeda (du Plessis et al., 2018; Matviykov et al., 2017; Park, Bae, Chang, & Shon, 2011; Schoeman, Williams, du Plessis, & Manley, 2016).

Peralatan *micro*-CT terdiri dari beberapa komponen utama yaitu tabung sinar-X, pelat rotasi, dudukan objek, dan detektor yang terhubung ke kamera perangkat (Boerckel et al., 2014).

Gambar 2.12 merepresentasikan *micro*-CT di laboratorium Fisika Medik UNNES, dengan sumber sinar-X, pelat rotasi, detektor planar yang merupakan *intensifying screen*, dan perangkat lunak terintegrasi untuk memperoleh gambar dan merekonstruksi data volume. Setelah pemindaian dan rekonstruksi, visualisasi dan analisis data dilakukan lebih lanjut, biasanya dalam perangkat lunak khusus. Gambar CT kemudian direkonstruksi potongan demi potongan dari gambar proyeksi dua dimensi, menggunakan algoritma rekonstruksi (du Plessis et al., 2018; Karahara, Yamauchi, Uesugi, & Mineyuki, 2015; Ying, Barlow, & Feuston, 2017).



Gambar 2. 12 Ilustrasi *Micro*-CT (Taufiq, Susilo, & Darsono, 2019)

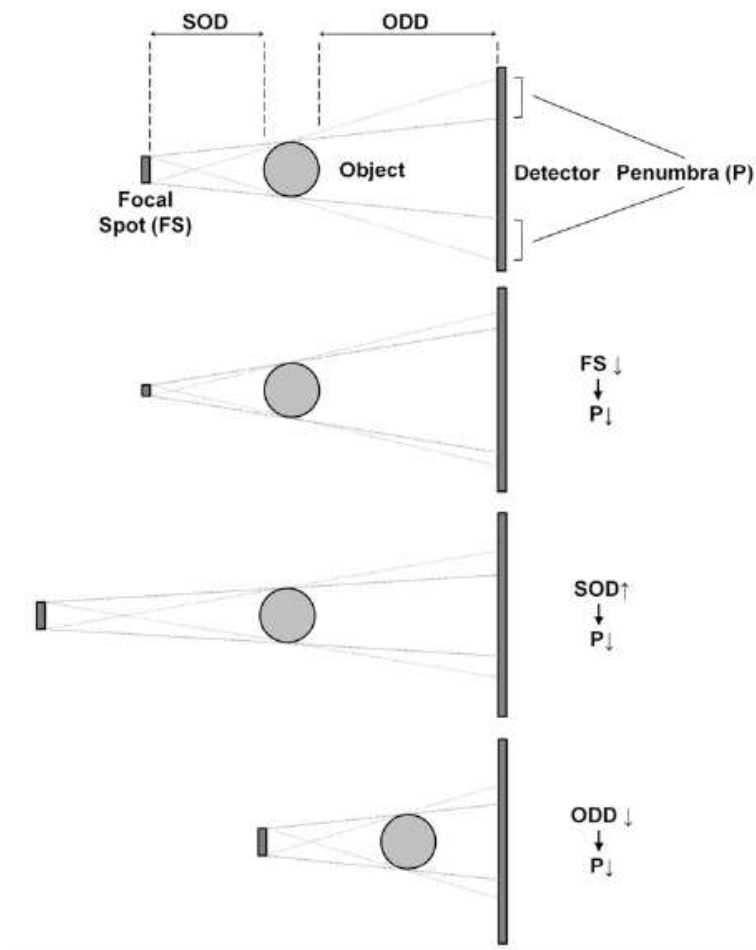


Gambar 2. 13 Representasi pelat rotasi pada *Micro*-CT (O'Sullivan et al., 2018)

Pada Gambar 2.13 merupakan representasi pelat rotasi yang berputar dengan sudut tertentu, biasanya pelat rotasi berputar hingga 180° atau 360° . Pelat rotasi ini berfungsi untuk memutar objek pada saat objek dieksposi untuk menghasilkan rangkaian citra 2D yang nantinya akan direkonstruksi menjadi citra 3D.

Pada micro-CT source-to-object distance (SOD) dan object-to-detector distance (ODD) bervariasi antara pemindai. Bersama dengan ukuran titik fokus, SOD dan ODD adalah faktor penting yang menentukan ketajaman gambar proyeksi. Semakin dekat objek dengan sumber, semakin besar gambar yang diproyeksikan ditangkap detektor. Ketidaktajaman di tepi pada gambar yang disebabkan oleh faktor-faktor geometris ini disebut sebagai "penumbra" (Pauwels et al., 2015; Ruddy et al., 2013).

Pada Gambar 2.14 mengilustrasikan pengaruh variasi SOD dan ODD yang menyebabkan adanya penumbra.



Gambar 2. 14 Pengaruh titik fokus, *source-to-object distance* (SOD) dan *object-to-detector distance* (ODD) (Pauwels et al., 2015).

Micro-CT memanfaatkan sumber dan detektor sinar-X untuk mendapatkan citra 2D dari sampel yang kemudian citra tersebut digabungkan untuk membuat rekonstruksi 3D. Dalam CT industri, pelat rotasi memposisikan objek di jalur pancaran radiasi dan memutarkannya melalui sudut tertentu (biasanya 180° atau 360°) (du Plessis, Broeckhoven, Guelpa, & le Roux, 2017).

Prinsip *micro-CT* didasarkan pada atenuasi sinar-X yang melewati objek atau sampel yang dicitrakan. *Micro-CT* menggunakan data atenuasi sinar-X yang diperoleh pada berbagai sudut pandang untuk merekonstruksi representasi 3D dari spesimen yang mencirikan distribusi spasial kepadatan material (Bouxssein et al.,

2010). Saat sinar-X melewati jaringan, intensitas berkas sinar-X yang datang melemah sesuai dengan persamaan :

$$I_x = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.13)$$

Di mana I_0 adalah intensitas berkas datang, x adalah ketebalan objek, I_x adalah intensitas sinar setelah melewati benda setebal x , dan μ adalah koefisien atenuasi linear. Oleh karena itu, redaman bergantung pada bahan sampel dan energi sumber yang digunakan untuk mengukur kepadatan jaringan yang dicitrakan (Boerckel et al., 2014).

Alat *micro-CT* dapat digunakan untuk mengamati struktur pori dari suatu objek seperti tanah dan batuan reservoir tanpa merusak objek tersebut. (Peng, Marone, & Dultz, 2014).

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Lokasi dan Waktu Penelitian

Pengumpulan data dilakukan di Laboratorium Fisika Medik Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang (UNNES). Sedangkan untuk analisis data menggunakan *software* MATLAB. Penelitian ini dilakukan dari bulan Juni-September 2020.

3.2 Alat dan Bahan Penelitian

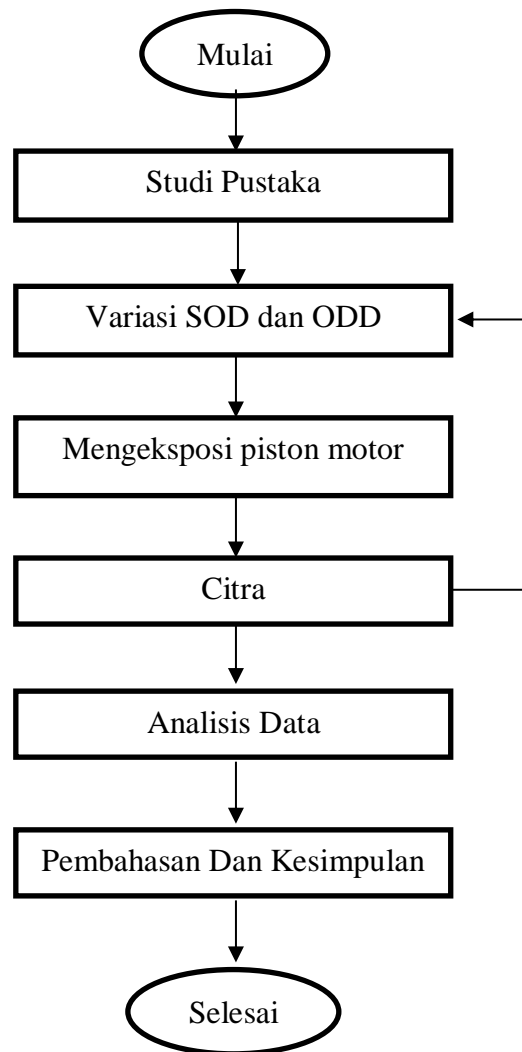
Alat yang digunakan dalam penelitian ini ialah *Mobile Radiodiagnostic type SF100BY*, mesin *micro-CT*, mistar, laptop sebagai sumber tegangan *micro-CT*. Sedangkan objek yang digunakan dalam penelitian ini adalah piston motor dengan diameter 47,35 mm.

3.3 Prosedur Penelitian

3.3.1 Proses Penelitian

1. Objek pada penelitian ini ialah piston motor 47,35 mm.
2. Metode yang digunakan pada penelitian ini adalah eksperimen sekali ekspos pada piston motor untuk mendapatkan hasil citra radiografi digital.
3. Variabel Penelitian
 - a) Variabel bebas dalam penelitian ini adalah nilai SOD dan ODD.
 - b) Variabel terikat pada penelitian ini adalah nilai magnifikasi dan CNR berdasarkan citra yang diperoleh.
 - c) Variabel kontrol pada penelitian ini adalah nilai tegangan (kV), arus (mA) dan waktu (s) pada sinar-X.
 - d) Variabel kendali pada penelitian ini ialah sebagai berikut ;
 - Penelitian menggunakan radiografi digital di Laboratorium Fisika Medik UNNES.
 - Penelitian menggunakan perangkat lunak MATLAB untuk analisis citra.

3.3.2 Alur Penelitian



Gambar 3. 1 Diagram Alur Penelitian

3.3.3 Persiapan Sampel

Sampel yang digunakan pada penelitian ini ialah piston motor, dengan faktor eksposi tegangan, arus, dan waktu adalah 70 kV, 63 mA, dan 0,08 s.

Tabel 3. 1 Tabel Persiapan Sampel

No Sampel	SOD (cm)	ODD (cm)
#1	63	6
#2	56	13
#3	54	15
#4	45	24
#5	43	26
#6	41	28
#7	39	30
#8	37	32
#9	25	44

3.3.4 Pengambilan Data

Pengambilan data ini dilakukan di Laboratorium Fisika Medik UNNES pada bulan Juli 2020. Tahap pertama dilakukan pengambilan data pada piston motor yang dieksposi menggunakan sinar-X. Proses pengambilan data menggunakan generator sinar-X dengan faktor eksposi tegangan, arus, dan waktu adalah 70 kV, 63 mA, dan 0,08 s. Kemudian pada eksposi selanjutnya dengan memvariasikan *source to object distance (SOD)* dan *object to detector distance (ODD)*. Hasil citra yang diperoleh dianalisis menggunakan perhitungan nilai Magnifikasi dan perhitungan nilai *Contrast to Noise Ratio (CNR)* menggunakan *software MATLAB*.

3.3.5 Analisis Perhitungan nilai Magnifikasi

Magnifikasi atau perbesaran merupakan rasio ukuran citra terhadap ukuran objek. Magnifikasi juga merupakan proses pembesaran sesuatu hanya dalam penampilan, tidak dalam ukuran fisik. Secara matematis besarnya magnifikasi yang dialami oleh objek dapat dituliskan pada persamaan

$$M = \frac{SDD}{SOD} \text{ atau } M = \frac{SDD}{SOD-ODD} \quad (3.1)$$

dimana

M = Faktor magnifikasi

SDD = *Source Detector Distance* (m)

SOD = *Source Object Distance* (m)

ODD = *Object Detector Distance* (m)

3.3.6 Analisis menggunakan software MATLAB

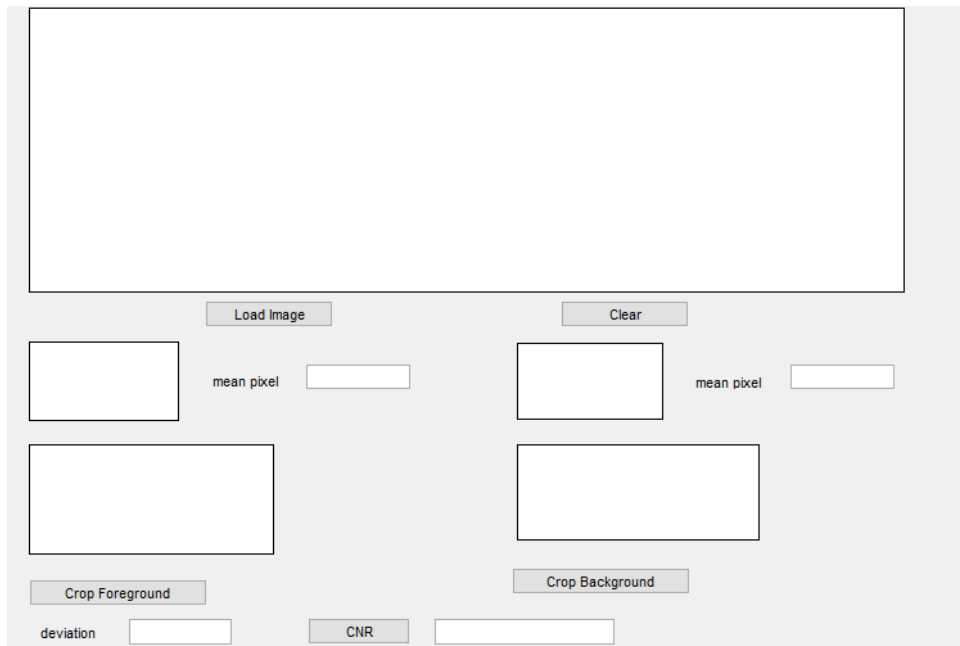
Menurut Bechara et all (2012), analisis CNR dianggap lebih baik untuk analisis citra digital. CNR didefinisikan sebagai selisih antara mean ROI (*Region of Interest*) objek dan mean ROI latar belakang (*background*), dibagi dengan standar deviasi *background*. Salah satu cara untuk menentukan rasio CNR adalah (Song et al., 2004).

$$CNR = \frac{S_A - S_B}{\delta_0} \quad (3.2)$$

S_A = mean ROI objek

S_B = mean ROI *background*

δ_0 = standar deviasi *background* Analisis menggunakan *software* MATLAB dilakukan setelah mendapat citra radiografi digital. Gambar merupakan tampilan *Graphical User Interface* (GUI) pada MATLAB.



Gambar 3. 2 Tampilan GUI pada MATLAB

Adapun tampilan GUI tersebut terdiri dari beberapa komponen atau tombol diantaranya :

4. *Load Image*

Load image ini digunakan untuk memasukkan citra hasil eksposi sinar-X atau citra asli hasil radiografi digital.

5. *Crop foreground*

Crop foreground digunakan untuk memotong daerah objek.

6. *Crop background*

Crop background digunakan untuk memotong daerah yang ada pada latar atau luar dari objek.

7. *Clear*

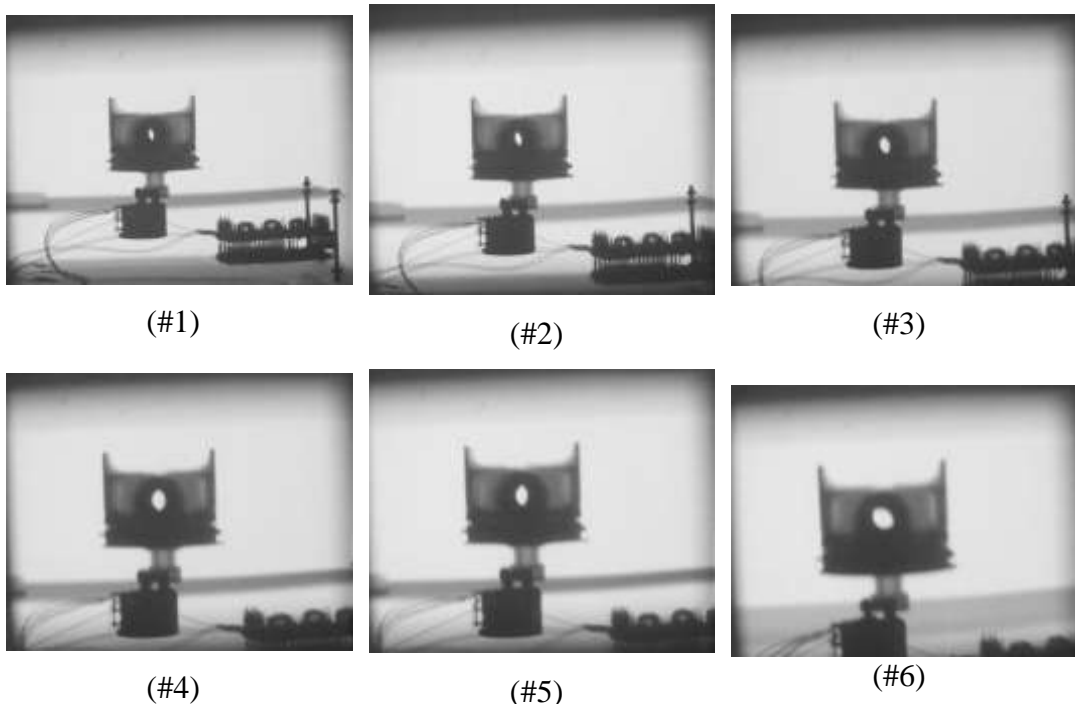
Clear digunakan untuk menghapus potongan daerah *foreground* dan *background*.

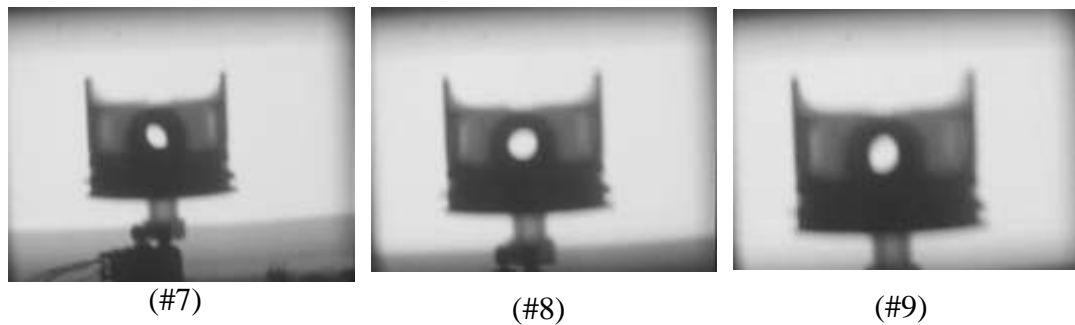
BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Digitalisasi Citra Radiograf

Pesawat sinar-X yang digunakan dalam pengukuran ini adalah pesawat sinar-X *Mobile Radiodiagnostic type SF100BY* yang berada di Laboratorium Fisika Medik Universitas Negeri Semarang. Pada penelitian ini, objek yang diekspos adalah piston motor. Di dalam pengoperasian pesawat sinar-X diperlukan pengaturan parameter faktor eksposi antara lain tegangan tabung (kV), arus (mA) dan waktu ekspos (s). Faktor eksposi yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut; tegangan tabung yang digunakan 70 kV, arus yang digunakan 63 mA dan waktu ekspos yang digunakan 0,08 s. Setelah pengaturan selesai, dilakukan ekspos dengan menekan tombol ekspos pada *remote control*. Kemudian memvariasikan *source to object distance (SOD)* dan *object to detector distance (ODD)*. Objek diekspos dimulai dengan variasi SOD 63 cm sampai dengan 25 cm. Hasil citra radiograf digital dapat dilihat pada Gambar 4.1.





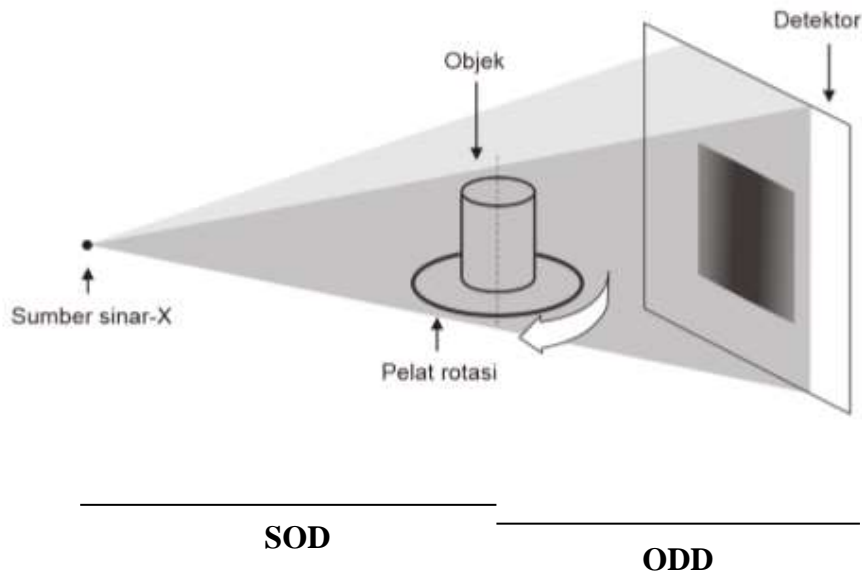
Gambar 4. 1 Citra radiograf objek piston dengan variasi SOD dan ODD

Dari Gambar 4.1 terlihat bahwa besarnya *source to object distance* (SOD) dan *object to detector distance* (ODD) mempengaruhi hasil citra radiograf. Citra (*image*) adalah istilah lain untuk gambar sebagai salah satu komponen multimedia yang memegang peranan penting sebagai bentuk informasi visual (Kurniasari et al., 2012). Citra dengan *object to detector distance* (ODD) yang semakin besar citra cenderung mengalami perbesaran (*magnifikasi*) dan kabur (*blurring*) dibandingkan dengan citra dengan *object to detector distance* (ODD) yang semakin kecil.

Ukuran bayangan sebanding dengan jarak antara objek terhadap detektor (ODD), semakin besar ODD maka ukuran bayangan semakin besar pula. ODD juga bisa diartikan sebagai selisih dari jarak antara sumber ke detektor (SDD) terhadap jarak antara sumber ke objek (SOD). Singkatnya, ada dua faktor yang mempengaruhi perbesaran yaitu SOD dan ODD. Untuk meminimalkan perbesaran, jarak sumber ke objek sebesar mungkin, dan tempatkan objek sedekat mungkin dengan reseptor gambar.

4.2 Analisis Citra

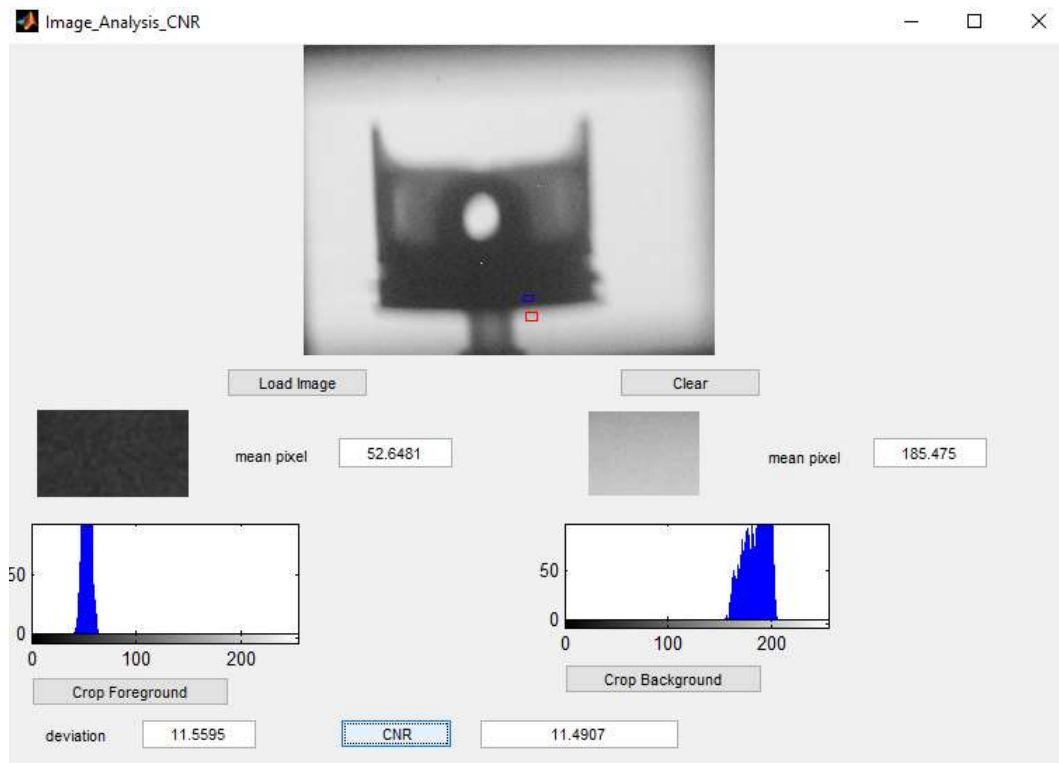
Pada Gambar 4.2 diilustrasikan adanya SOD dan ODD. Besarnya SOD dan ODD memberikan perbandingan *magnifikasi*. *Magnifikasi* atau perbesaran merupakan rasio ukuran citra terhadap ukuran objek. *Magnifikasi* juga merupakan proses pembesaran sesuatu hanya dalam penampilan, tidak dalam ukuran fisik.



Gambar 4. 2 Ilustrasi SOD dan ODD pada *Micro-CT* (Taufiq et al., 2019)

Dalam radiologi, kualitas gambar adalah ukuran efektivitas untuk diagnosis yang akan dilakukan. Penilaian kualitas citra dilakukan dengan cara penilaian secara objektif, salah satunya dengan menggunakan besaran CNR (*Contrast to Noise Ratio*). Hasil digitalisasi citra radiograf yang diperoleh kemudian dianalisis kualitas citranya dengan CNR yang dibangun dengan software MATLAB. MATLAB merupakan singkatan dari *Matrix Laboratory*. MATLAB pada awalnya ditulis untuk memudahkan akses perangkat lunak matrik yang telah dibentuk oleh LINPACK dan EISPACK. MATLAB merupakan bahasa pemrograman level tinggi yang dikhususkan untuk kebutuhan komputasi teknis, visualisasi, dan pemrograman seperti komputasi matematik, analisis data, pengembangan dan algoritma, simulasi pemodelan, dan grafik-grafik perhitungan.

Dengan menggunakan perangkat lunak berbasis MATLAB perhitungan nilai CNR dilakukan dengan menggunakan citra digital yang didapatkan dari sistem radiografi digital. Hasil citra digital yang didapatkan yang berupa citra asli dengan jenis image *.BMP atau *.JPG tersebut diamati, kemudian dipilih dengan mengambil sebagian (crop) bagian-bagian tertentu pada ROI.



Gambar 4. 3 Software GUI untuk analisis CNR

Pada software seperti pada Gambar 4.3 terdapat *toolbox* yang memiliki fungsi khusus dan terdapat nilai yang menjelaskan parameter tertentu. *Toolbox* “*Load Image*” berfungsi untuk memasukkan citra hasil eksposi sinar-X atau citra asli. Selanjutnya, *toolbox* “*Crop foreground*” dan “*Crop Background*” berfungsi untuk memotong citra dari *foreground* dan *background* yang nilai dan histogramnya akan muncul di atas *toolbox*. Kemudian *toolbox* “*CNR*” berfungsi menampilkan nilai CNR dari citra. Hubungan antara CNR dan kualitas diagnostik gambar radiografi adalah gambar yang menunjukkan nilai CNR yang tinggi akan mudah untuk diagnosis, sedangkan gambar yang memiliki tingkat CNR rendah tidak dapat diagnosis (Muttaqin, 2017).

Hasil pengukuran magnifikasi dan nilai CNR pada setiap variasi jarak SOD dan ODD dengan menggunakan persamaan 3.1 dan persamaan 3.2 dapat dilihat pada Tabel 4.1 dan Tabel 4.2.

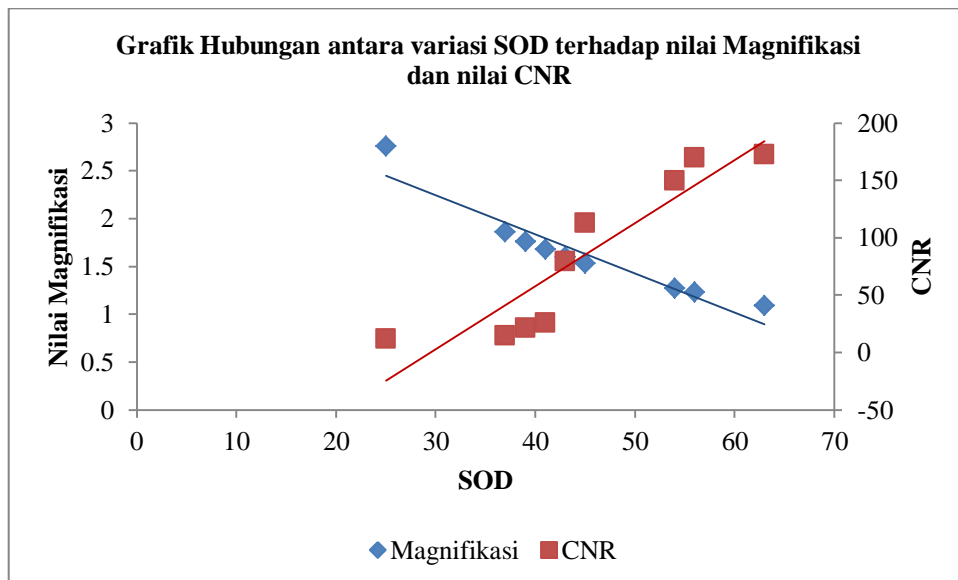
Tabel 4. 1 Hasil Perhitungan Magnifikasi

SOD	ODD	M
63	6	1,09
56	13	1,23
54	15	1,27
45	24	1,53
43	26	1,60
41	28	1,68
39	30	1,76
37	32	1,86
25	44	2,76

Tabel 4. 2 Hasil Pengukuran nilai CNR

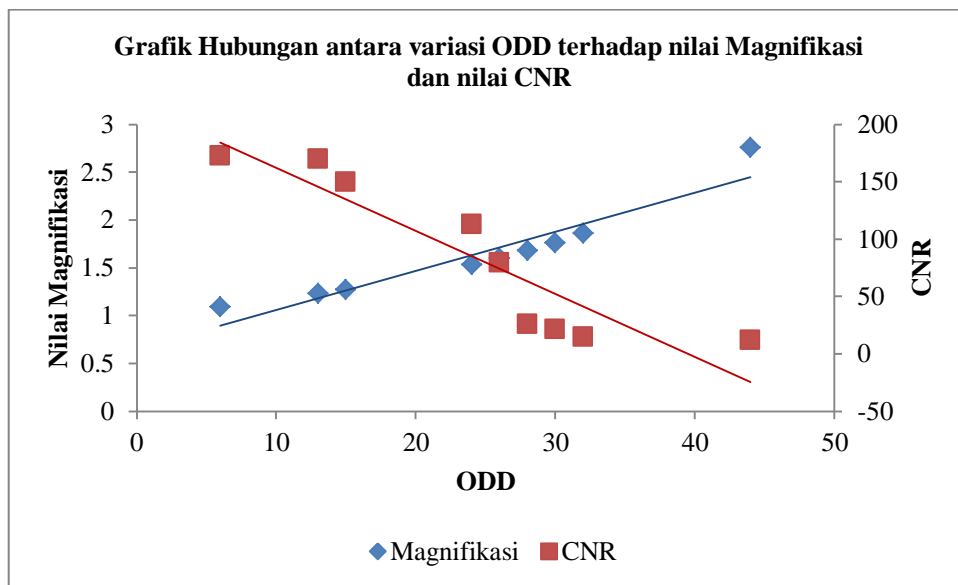
SOD	ODD	CNR
63	6	172,287
56	13	169,901
54	15	149,694
45	24	112,589
43	26	79,3261
41	28	25,9363
39	30	21,0905
37	32	14,6977
25	44	11,5485

Dari tabel tersebut dapat dibuat grafik hubungan antara variasi SOD terhadap nilai Magnifikasi dan nilai CNR dan grafik hubungan variasi ODD terhadap nilai Magnifikasi dan nilai CNR.



Gambar 4. 4 Grafik Hubungan antara Variasi SOD terhadap nilai Magnifikasi dan nilai CNR

Pada Gambar 4.4 dapat dilihat bahwa nilai Magnifikasi menurun atau citra semakin mendekati benda aslinya seiring dengan besarnya nilai variasi SOD. Pada saat peningkatan nilai SOD itu berarti terdapat penurunan nilai ODD. Ketika objek semakin dekat dengan detektor, maka nilai perbesarannya akan mendekati 1,00 artinya citra tersebut tidak mengalami perbesaran atau citra tersebut sama dengan benda aslinya. Sedangkan nilai CNR pada Gambar 4.4 mengalami peningkatan seiring bertambahnya nilai SOD. Ketika SOD semakin besar maka nilai CNR juga semakin besar (optimum).



Gambar 4. 5 Grafik Hubungan antara Variasi SOD terhadap nilai Magnifikasi dan nilai CNR

Pada Gambar 4.5 dapat dilihat bahwa nilai Magnifikasi peningkatan seiring dengan besarnya nilai variasi ODD ini berarti citra tersebut mengalami perbesaran. Pada saat peningkatan nilai ODD itu berarti terdapat penurunan nilai SOD. Ketika objek semakin jauh dengan detektor, maka nilai perbesarannya akan meningkat. Sedangkan nilai CNR pada Gambar 4.5 mengalami penurunan seiring bertambahnya nilai ODD. ODD berbanding terbalik dengan CNR. Ketika ODD semakin besar maka nilai CNR menjadi semakin kecil.

Dapat dilihat pada Gambar 4.4 bahwa variasi nilai SOD menyebabkan peningkatan nilai Magnifikasi dan penurunan nilai CNR. Sedangkan pada Gambar

4.5 variasi nilai ODD menyebabkan penurunan pada nilai Magnifikasi dan peningkatan nilai CNR.

Pada penelitian sebelumnya (Ulil, 2019) dengan menggunakan objek yang sama yaitu piston motor diperoleh citra seperti pada Gambar 4.6.



Gambar 4. 6 Citra Radiograf Objek Piston Penelitian Sebelumnya.

Pada citra tersebut diperoleh nilai Magnifikasi sebesar 1,14 dan nilai CNR sebesar 142,741 pada SOD 70 cm dan ODD 10 cm. Jika dibandingkan dengan penelitian ini, hasil nilai CNR yang diperoleh memiliki nilai yang lebih rendah. Hal ini menunjukkan bahwa pada penelitian ini telah didapatkan citra yang optimal dengan dibuktikannya nilai CNR yang lebih tinggi yaitu 172,287.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Sesuai dengan analisis yang telah dilakukan pada penelitian ini, maka didapatkan kesimpulan sebagai berikut :

1. Dari penelitian yang telah dilakukan dapat diketahui bahwa variasi SOD dan ODD berpengaruh terhadap citra.
2. Citra optimal didapatkan pada saat SOD 63 cm dan ODD 6 cm. Hal itu dibuktikan dengan nilai CNR sebesar 172,287.

5.2 Saran

1. Diperlukan adanya penelitian lebih lanjut tentang optimasi citra dengan variasi kolimator pada generator sinar-X.
2. Diperlukan adanya rekonstruksi citra menjadi 3D agar citra dapat dilihat secara keseluruhan.

DAFTAR PUSTAKA

- Ametova, E., Probst, G., & Dewulf, W. (2017). *X-ray computed tomography devices and their components. Industrial X-Ray Computed Tomography*, 69–98. https://doi.org/10.1007/978-3-319-59573-3_3
- Ancila, C., & Hidayanto, E. (2016). Radiologi Dental Panoramik. *Youngster Physics Journal*, 5(4), 441–450.
- Aryawijayanti, R. (2015). *Analisis Dampak Radiasi pada Mencit melalui Pemetaan Dosis Radiasi di Laboratorium Fisika Medik*.
- Aryawijayanti, R., Susilo, & Sutikno. (2015). Analisis Dampak Radiasi Sinar-X pada Mencit Melalui Pemetaan Dosis Radiasi di Laboratorium Fisika Medik. *Jurnal MIPA*, 38(1), 25–30.
- Boerckel, J. D., Mason, D. E., McDermott, A. M., & Alsberg, E. (2014). *Microcomputed tomography: Approaches and applications in bioengineering. Stem Cell Research and Therapy*, 5(6), 1–12. <https://doi.org/10.1186/scrt534>
- Bouxsein, M. L., Boyd, S. K., Christiansen, B. A., Guldberg, R. E., Jepsen, K. J., & Müller, R. (2010). *Guidelines for assessment of bone microstructure in rodents using micro-computed tomography. Journal of Bone and Mineral Research*, 25(7), 1468–1486. <https://doi.org/10.1002/jbmr.141>
- Bushong, S. C. (2013). *Radiologic Science for Technology*. In *Journal of Petrology* (Vol. 369). <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Carmignato, S. (2018). *Industrial X-Ray Computed Tomography* (S. Carmignato, Ed.). Italy: Springer International Publishing AG.
- du Plessis, A., Broeckhoven, C., Guelpa, A., & le Roux, S. G. (2017). *Laboratory x-ray micro-computed tomography: A user guideline for biological samples. GigaScience*, 6(6), 1–11. <https://doi.org/10.1093/gigascience/gix027>
- du Plessis, A., Sperling, P., Beerlink, A., Tshabalala, L., Hoosain, S., Mathe, N., & le Roux, S. G. (2018). *Standard method for microCT-based additive manufacturing quality control 2: Density measurement. MethodsX*, 5(September), 1117–1123. <https://doi.org/10.1016/j.mex.2018.09.006>
- Fauziyah, A., & Dwijananti, P. (2013). *Pengaruh Radiasi Sinar-X terhadap Motilitas Sperma pada Tikus Mencit (Mus mukulus)*. *Unnes Physics Journal*, 2(2), 93–98. <https://doi.org/10.15294/jpfi.v9i1.2585>
- Fosbinder, R., & Orth, D. (2013). *Essentials of Radiologic Science*. In *Journal of Petrology* (Vol. 369). <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Gunadi, I. (2006). *Rancang Bangun Alat Pengukur Densitas Optik Radiograf Sinar-X Digital*. *Berkala Fisika*, 9(4), 203–208.
- Holdsworth, D. W., & Thornton, M. M. (2002). *Micro-CT in small animal and*

- specimen imaging. Trends in Biotechnology*, 20(8), 34–39. [https://doi.org/10.1016/S0167-7799\(02\)02004-8](https://doi.org/10.1016/S0167-7799(02)02004-8)
- Karahara, I., Yamauchi, D., Uesugi, K., & Mineyuki, Y. (2015). *Three-dimensional imaging of plant tissues using X-ray micro-computed tomography. Plant Morphology*, 27(1), 21–26. <https://doi.org/10.5685/plmorphol.27.21>
- Kurniasari, H. B., Susilo, & Akhlis, I. (2012). *Penerapan Pengolahan Citra Digital dengan MATLAB 7.1 pada Citra Radiografi. 1(2252)*, 1–4.
- Louk, A., & Suparta, G. (2014). *Pengukuran Kualitas Sistem Pencitraan Radiografi Digital Sinar-X. Bimipa*, 24(2), 149–166.
- Matviykov, S., Buscema, M., Deyhle, H., Pfohl, T., Zumbuehl, A., Saxer, T., & Müller, B. (2017). *X-ray micro computed tomography for the visualization of an atherosclerotic human coronary artery. Journal of Physics: Conference Series*, 849(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/849/1/012002>
- Melintang, E. (2016). *Desain Magnifikasi Radiograf pada perangkat Radiografi Digital (RD) di laboratorium Fisika Medik UNNES.*
- Musfira, A. (2016). *Analisis Perbandingan Dosis Serap Radiasi Foto Thorax pada Pasien dengan berbagai Tingkatan Umur.* 94.
- Muttaqin, R. (2017). *Uji Banding Kualitas Citra Radiograf Sistem Radiografi Digital Modifikasi Terhadap Computed Radiography System Dengan Metode Contrass to Noise Ratio, 1(1)*, 68–73. <https://doi.org/10.15294/physcomm.v1i1.9000>
- O’Sullivan, J. D. B., Behnsen, J., Starborg, T., MacDonald, A. S., Phythian-Adams, A. T., Else, K. J., ... Withers, P. J. (2018). *X-ray micro-computed tomography (μ CT): An emerging opportunity in parasite imaging. Parasitology*, 145(7), 848–854. <https://doi.org/10.1017/S0031182017002074>
- Park, Y.-S., Bae, K.-H., Chang, J., & Shon, W.-J. (2011). *Theory of X-ray microcomputed tomography in dental research: application for the caries research. Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, 36(2), 98. <https://doi.org/10.5395/jkacd.2011.36.2.98>
- Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., & Thongvigitmanee, S. S. (2015). *Technical aspects of dental CBCT: State of the art. Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 1–20. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>
- Peng, S., Marone, F., & Dultz, S. (2014). *Resolution effect in X-ray microcomputed tomography imaging and small pore’s contribution to permeability for a Berea sandstone. Journal of Hydrology*, 510, 403–411. <https://doi.org/10.1016/j.jhydrol.2013.12.028>
- Prasi, S., Pratiwi, S., & Djoko, S. (2011). *Pengukuran Laju Dosis Paparan Radiasi Sekunder Sinar-X (Studi Kasus : Ruang Radiologi Poliklinik*

Fakultas Kedokteran). 7, 40–49.

- Ramadhani, A. D. P., & Susilo. (2019). *Analisis Fisis Radiasi Sinar-X Radiodiagnostik Pada Larutan Natrium Klorida 0,9% Sebagai Upaya Proteksi Radiasi*.
- Rudi, Pratiwi, & Susilo. (2013). *Pengukuran Paparan Radiasi Pesawat Sinar - X Di Instalasi Radiodiagnostik Untuk Proteksi Radiasi*. *Unnes Physics Journal*, 1(2252).
- Rutty, G. N., Brough, A., Biggs, M. J. P., Robinson, C., Lawes, S. D. A., & Hainsworth, S. V. (2013). *The role of micro-computed tomography in forensic investigations*. *Forensic Science International*, 225(1–3), 60–66. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2012.10.030>
- Sartinah, Sumariyah, S., & Umiati, N. A. K. (2019). *Variasi Nilai Eksposi Aturan 15 Persen pada Radiografi Menggunakan Imaging Variasi Nilai Eksposi Aturan 15 Persen pada Radiografi Menggunakan Imaging Plate untuk Mendapatkan Kontras Tertinggi*. (December).
- Savitri, R. E. (2014). *Optimasi Faktor Eksposi Pada Sistem Radio Optimasi Faktor Eksposi Pada Sistem Radiografi Grafi Digital Menggunakan Analisis CNR (Contrast To Noise Ratio)*. 3(1).
- Schoeman, L., Williams, P., du Plessis, A., & Manley, M. (2016). *X-ray micro-computed tomography (μ CT) for non-destructive characterisation of food microstructure*. *Trends in Food Science and Technology*, 47, 10–24. <https://doi.org/10.1016/j.tifs.2015.10.016>
- Setiawan, R. (2014). *Rancang Bangun Sistem Penangkap Gambar Radiograf Digital Berbasis Kamera DSLR*. *Jurnal Pendidikan Fisika Indonesia*, 10(1), 66–74. <https://doi.org/10.15294/jpfi.v10i1.3052>
- Setiowati, E., & Lestari, L. (2012). *Aplikasi Alat Radiografi Digital Dalam Pengembangan*. 35(0215), 145–150.
- Song, X., Pogue, B. W., Jiang, S., Doyley, M. M., Dehghani, H., Tosteson, T. D., & Paulsen, K. D. (2004). *Automated region detection based on the contrast-to-noise ratio in near-infrared tomography*. 43(5), 1053–1062.
- Souisa, F., Ratnawati, & Sudarsana, B. (2014). *Pengaruh Perubahan Jarak Obyek Ke Film Terhadap Pembesaran Obyek*. *Buletin Fisika*, 15(2), 15–21.
- Suryaningsih, Y. (2014). *Penentuan Faktor Eksposi Mesin radiografi Konvensional di Laboratorium Fisika Medik UNNES*.
- Susilo. (2016). *Modul Radiografi Sinar-X Digital*. 1–10.
- Susilo, S., Purwaningsih, P., Darsono, T., Dewi, A. L., Taufiq, U. A., & Setiawan, R. (2020). *Synchronization of a camera and x-ray tube in digital radiography system in UNNES medical physical laboratory*. *Journal of Physics: Conference Series*, 1567(4), 0–6.

6596/1567/4/042092

- Susilo, Wahyu, S. B., & Kusminarto. (2013). *Aplikasi Perangkat Lunak Berbasis Matlab Untuk Pengukuran Radiograf Digital*. *Jurnal Pendidikan Fisika Indonesia*, 9(1), 85–92. <https://doi.org/10.15294/jpfi.v9i1.2584>
- Swakarma, I. K., Setiawan, R., & Wibowo, E. (2013). *Kajian Sistem Radiografi Digital sebagai Pengganti Sistem Computed Radiography yang Mahal*. *Jurnal Fisika Ndongesia*, XVII, 40–43.
- Taufiq, U. A., Susilo, & Darsono, T. (2019). *Rancang Bangun Pemutar Objek Berbasis Arduino Untuk Uji Tidak Merusak Menggunakan 3d Micro - Ct*. *Jurnal Sains Dan Pendidikan Fisika*.
- Wibowo, N. P. E., Susilo, & Sunarno. (2016). *Unnes physics journal. Uji Profisiensi Citra Hasil Eksposi Sistem Radiografi Digital Di Alboratorium Fisika Medik UNNEs*, 5(2), 27–31. Retrieved from <https://journal.unnes.ac.id/sju/index.php/upj/article/view/18537>
- Wita, A., & Fransiska, E. (2018). *Pengaruh Faktor Eksposi dengan Ketebalan Objek pada Pemeriksaan Foto Thorax Terhadap Gambaran Radiografi*. *Journal of Health*, 5, 17–21.
- Ying, X., Barlow, N. J., & Feuston, M. H. (2017). *Micro-Computed tomography and volumetric imaging in developmental toxicology*. *Reproductive and Developmental Toxicology*, 1183–1205. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-804239-7.00063-9>
- Zahirah, N. (2013). *Design of Nanostructured Polymeric Materials for Radiation Shielding of Ionizing Radiations*. (September), 174.

LAMPIRAN

LAMPIRAN

Lampiran 1 Dokumentasi Penelitian



Lampiran 2 Script MATLAB

```

function varargout = Image_Analysis_CNR(varargin)
% IMAGE_ANALYSIS_CNR M-file for Image_Analysis_CNR.fig
%     IMAGE_ANALYSIS_CNR, by itself, creates a new
IMAGE_ANALYSIS_CNR or raises the existing
%     singleton*.
%
%     H = IMAGE_ANALYSIS_CNR returns the handle to a
new IMAGE_ANALYSIS_CNR or the handle to
%     the existing singleton*.
%
%
IMAGE_ANALYSIS_CNR('CALLBACK', hObject, eventData, handles
,...) calls the local
%     function named CALLBACK in IMAGE_ANALYSIS_CNR.M
with the given input arguments.
%
%     IMAGE_ANALYSIS_CNR('Property','Value',...)
creates a new IMAGE_ANALYSIS_CNR or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left,
property value pairs are
%     applied to the GUI before
Image_Analysis_CNR_OpeningFcn gets called. An
%     unrecognized property name or invalid value
makes property application
%     stop. All inputs are passed to
Image_Analysis_CNR_OpeningFcn via varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose
"GUI allows only one
%     instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help
Image_Analysis_CNR

% Last Modified by GUIDE v2.5 04-Nov-2014 19:57:03

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',
@Image_Analysis_CNR_OpeningFcn, ...

```

```

        'gui_OutputFcn',
@Image_Analysis_CNR_OutputFcn, ...
        'gui_LayoutFcn', [] , ...
        'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State,
varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Image_Analysis_CNR is made
% visible.
function Image_Analysis_CNR_OpeningFcn(hObject,
eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
% version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see
% GUIDATA)
% varargin command line arguments to
% Image_Analysis_CNR (see VARARGIN)

% Choose default command line output for
% Image_Analysis_CNR
handles.output = hObject;
set([handles.axes1,handles.axes2,handles.axes3,handles.
axes4,handles.axes5], 'XTick', [], 'YTick', [], 'box', 'on')
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Image_Analysis_CNR wait for user
% response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the
% command line.

```



```

function                                varargout                                =
Image_Analysis_CNR_OutputFcn(hObject,    eventdata,
handles)
% varargout  cell array for returning output args (see
VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Get default command line output from handles
structure
varargout{1} = handles.output;

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of
edit2 as text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns
contents of edit2 as a double

% --- Executes during object creation, after setting
all properties.
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after
all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background
on Windows.
%          See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Hints:  get(hObject,'String') returns contents of
edit3 as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns
contents of edit3 as a double

% --- Executes during object creation, after setting
all properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after
all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background
on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject      handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see
GUIDATA)
%%crop background
img=getappdata(handles.figure1,'img'); %memilih citra
axes(handles.axes1) %menempatkan citra pada axes 1
rect = getrect; %membentuk persegi panjang
gh=find(rect);
hold on %crop

```

```

rectangle('Position',rect,'EdgeColor','r','LineWidth',1
) %warna garis crop
imcb=imcrop(img,rect); %memotong citra (background)
mb=mean2(imcb);%mean pixel crop background
set(handles.edit2,'string',mb)%mendapatkan setiap detail
info citra
sdb = std2(imcb); %sudut deviasi
set(handles.edit4,'string',sdb)
axes(handles.axes2) %menempatkan citra pada axes 2
imshow(imcb)%menampilkan citra crop background
axes(handles.axes4) %menempatkan citra pada axes 4
imhist(imcb) %menampilkan histogram citra cop background
setappdata(handles.figure1,'imcb',imcb)
setappdata(handles.figure1,'mb',mb)
setappdata(handles.figure1,'sdb',sdb)

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see
GUIDATA)
%%crop foreground
img=getappdata(handles.figure1,'img');%memilih citra
axes(handles.axes1)%menempatkan citra pada axes 1
rect = getrect; %membentuk persegi panjang
gh=find(rect);
hold on %crop
rectangle('Position',rect,'EdgeColor','b','LineWidth',1
)%warna garis crop
imcf=imcrop(img,rect); %memotong citra (foreground)
mf=mean2(imcf); %menampilkan pixel crop foreground
set(handles.edit3,'string',mf)%mendapatkan setiap detail
info citra
axes(handles.axes3)%menempatkan citra pada axes 3
imshow(imcf)%menampilkan citra crop foreground
axes(handles.axes5)%menampilkan citra pada axes 5
imhist(imcf) % menampilkan histogram citra crop
foreground
setappdata(handles.figure1,'imcf',imcf)
setappdata(handles.figure1,'mf',mf)

function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit4 (see GCBO)

```

```

% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of
edit4 as text
% str2double(get(hObject,'String')) returns
contents of edit4 as a double

% --- Executes during object creation, after setting
all properties.
function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after
all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background
on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see
GUIDATA)
%%load image
[filename,path]=uigetfile('*.jpg;*.tiff;*.png','Load
Image');%membuka file
if isequal(filename,0);
end
img=rgb2gray(imread(fullfile(path,filename)));%citra
yang sudah di gray
axes(handles.axes1)%menempatkan citra pada axes 1
imshow(img)%menampilkan citra
setappdata(handles.figure1,'img',img)

```

```

% --- Executes on button press in pushbutton4.
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to pushbutton4 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see
GUIDATA)
%% CNR
mb=getappdata(handles.figure1,'mb');%mean background
mf=getappdata(handles.figure1,'mf');%mean foreground
sdb=getappdata(handles.figure1,'sdb');%sudut deviasi
CNR=abs((double(mf)-double(mb))/sdb); %[[mean objek-
mean background]/sudut deviasi]]
set(handles.edit5,'string',CNR)

% hObject handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see
GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of
edit5 as text
% str2double(get(hObject,'String')) returns
contents of edit5 as a double

% --- Executes during object creation, after setting
all properties.
function edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after
all CreateFcns called

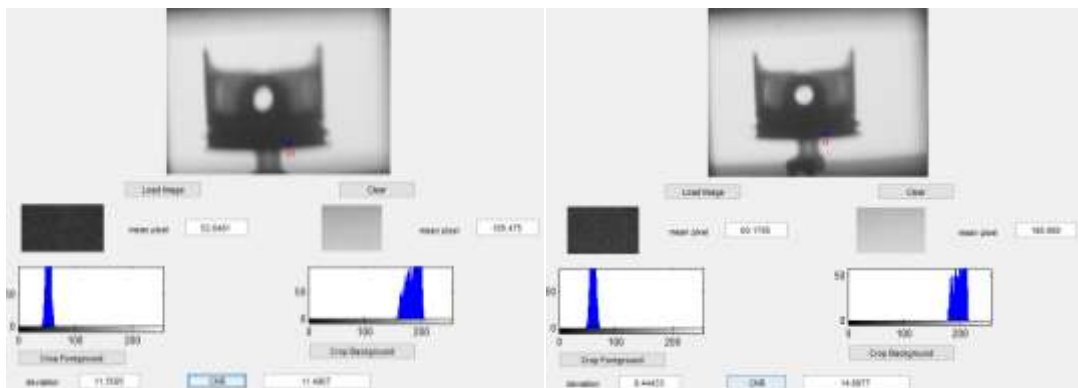
% Hint: edit controls usually have a white background
on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
set(hObject,'BackgroundColor','white');

```

```
end
```

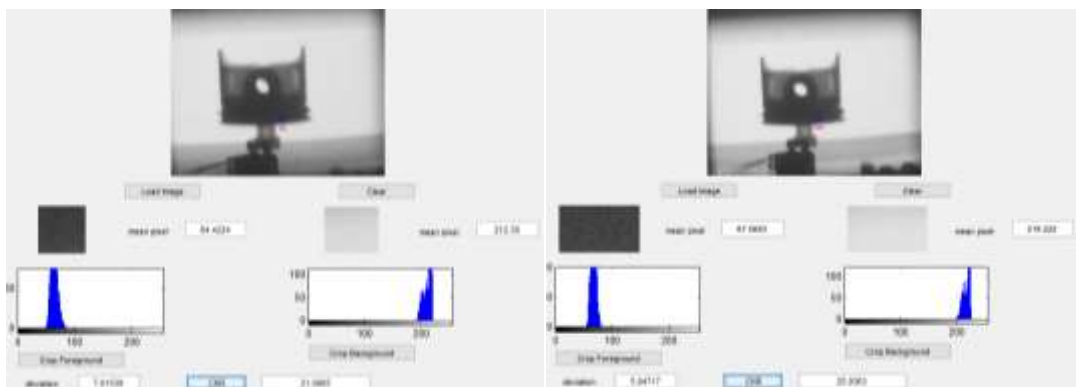
```
% --- Executes on button press in pushbutton5.
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to pushbutton5 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see
GUIDATA)
%%clear
img=getappdata(handles.figure1,'img');
axes(handles.axes1)
imshow(img)
```

Lampiran 3 Perhitungan Nilai CNR



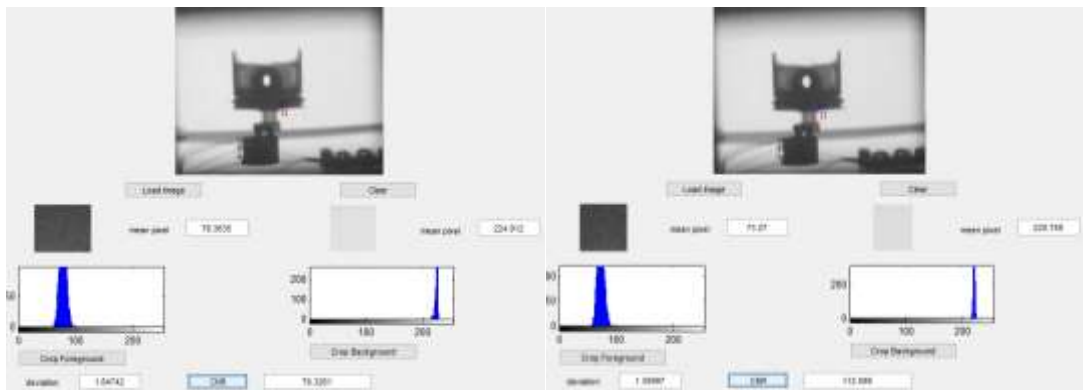
(a)

(b)



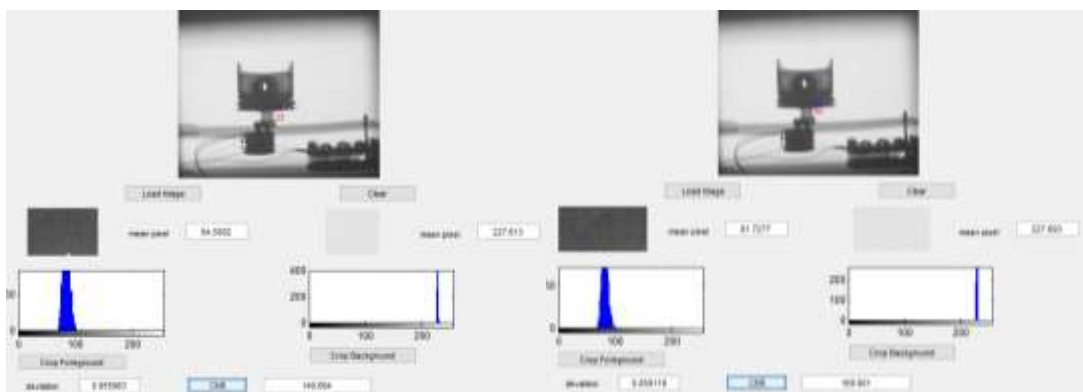
(c)

(d)



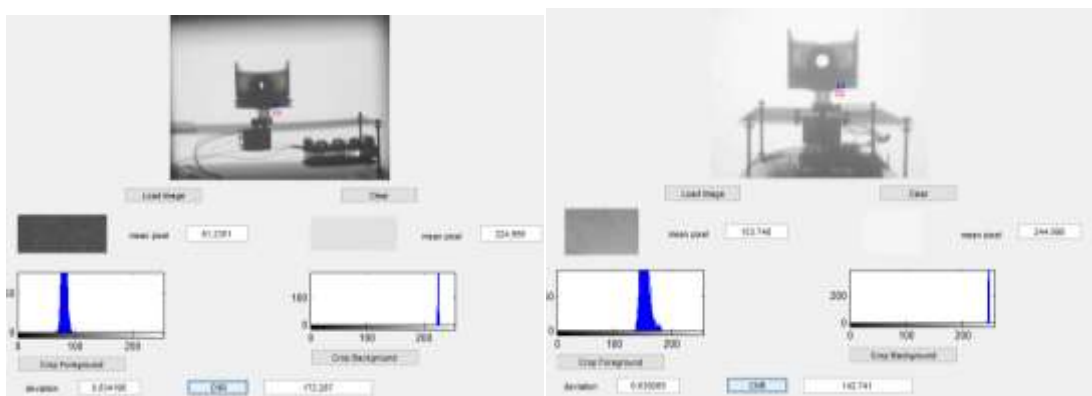
(e)

(f)



(g)

(h)



(i)

Citra penelitian sebelumnya

Lampiran 4 Perhitungan Nilai Magnifikasi

SDD = 69 cm

1. SOD = 63 cm, ODD = 6 cm.

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{63} = 1,095238$$

2. SOD = 56 cm, ODD = 13 cm

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{56} = 1,232143$$

3. SOD = 54 cm, ODD = 15 cm

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{54} = 1,277778$$

4. SOD = 45 cm, ODD = 24 cm

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{45} = 1,533333$$

5. SOD = 43 cm, ODD = 26 cm

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{43} = 1,604651$$

6. SOD = 41 cm, ODD = 28 cm

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{41} = 1,682927$$

7. SOD = 39 cm, ODD = 30 cm

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{39} = 1,769231$$

8. SOD = 38 cm, ODD = 32 cm

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{37} = 1,864865$$

9. SOD = 25 cm, ODD = 44 cm

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{69}{25} = 2,76$$

10. SOD = 70 cm, ODD = 10 cm.

$$M = \frac{SDD}{SOD}$$

$$M = \frac{80}{70} = 1,14285714$$

Lampiran 5 SK Dosen Pembimbing


UNNES
KEPUTUSAN
DEKAN FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG
 Nomor: 3286/Un37-t-4/PT/2020
 Tentang
PENETAPAN DOSEN PEMBIMBING SKRIPSI/TUGAS AKHIR SEMESTER
GASAL/GENAP
TAHUN AKADEMIK 2019/2020

Menimbang : Bahwa untuk memperlancar mahasiswa Jurusan/Prodi Fisika/Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam membuat Skripsi/Tugas Akhir, maka perlu menetapkan Dosen-dosen Jurusan/Prodi Fisika/Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam UNNES untuk menjadi pembimbing.

Mengingat : 1. Undang-undang No.20 Tahun 2003 tentang Sistem Pendidikan Nasional (Tambahan Lembaran Negara RI No.4301, penjelasan atas Lembaran Negara RI Tahun 2003, Nomor 78)
 2. Peraturan Rektor No. 21 Tahun 2011 tentang Sistem Informasi Skripsi UNNES
 3. SK. Rektor UNNES No. 164/O/2004 tentang Pedoman penyusunan Skripsi/Tugas Akhir Mahasiswa Strata Satu (S1) UNNES;
 4. SK Rektor UNNES No.162/O/2004 tentang penyelenggaraan Pendidikan UNNES;

Menimbang : Usulan Ketua Jurusan/Prodi Fisika/Fisika Tanggal 9 Maret 2020

MEMUTUSKAN

Menetapkan :
 PERTAMA : Menunjuk dan menugaskan kepada:
 Nama : Prof. Dr. Susilo, M. S.
 NIP : 195208011976031006
 Pangkat/Golongan : Pembina Utama Madya - IV/d
 Jabatan Akademik : Profesor
 Sebagai Pembimbing
 Untuk membimbing mahasiswa penyusun skripsi/Tugas Akhir:
 Nama : NIRMA UGI LESTARI
 NIM : 4211416034
 Jurusan/Prodi : Fisika/Fisika
 Topik : Optimasi SOD dan ODD dalam CBCT

KEDUA : Keputusan ini mulai berlaku sejak tanggal ditetapkan.

Tembusan
 1. Wakil Dekan Bidang Akademik
 2. Ketua Jurusan
 3. Petinggal

4211416034
 FM-00-AKD-24/Rev. 00

DITETAPKAN DI : SEMARANG
 PADA TANGGAL : 9 Maret 2020

 UNNES
 Dr. Susilo, M.Si.
 NIP 196102191993031001

Lampiran 6 SK Dosen Penguji



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
Gedung D7 Lt 2, Kampus Sekaran, Gunungpati, Semarang 50229
Telepon: 0248508034
Laman: fisika.unnes.ac.id., surel: fisika@unnes.ac.id. s.ac.id

No. : 8554/UH37.1.4/PT/2020
Lamp. :
Hal : Surat Tugas Panitia Ujian Sarjana

Dengan ini kami tetapkan bahwa ujian Sarjana Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam UNNES untuk jurusan Fisika adalah sebagai berikut:

I. Susunan Panitia Ujian:

a. Ketua : Dr. Sugianto, M.Si.
b. Sekretaris : Dr. Suharto Linuwih, M. Si.
c. Pembimbing Utama : Prof. Dr. Susilo, M. S.
d. Penguji : 1. Drs. Mosik, M. S.
: 2. Dra. Pratiwi Dwijananti, M. Si.

II. Calon yang diuji:

Nama : NIRMA UGI LESTARI
NIM/Jurusan/Program Studi : 4211416034/Fisika /Fisika, S1
Judul Skripsi : Optimasi Jarak dari Sumber ke Objek (SOD) dan Jarak dari Objek ke Detektor (ODD) pada Micro Computed Tomograph (Micro-CT) di Laboratorium Fisika Medik UNNES

II. Waktu dan Tempat Ujian:

Hari/Tanggal : Rabu / 28 Oktober 2020
Jam : 15:30:00
Tempat : FMIPA UNNES
Pakaian :

Tembusan
1. Ketua Jurusan FISIKA
2. Calon yang diuji



4211416034