

Optimisasi Dosis dan Kualitas Citra Berdasar Hubungan *Source Image Distance* (SID) dan *Diagonal Flat Detektor* (FD) pada Pesawat C Arm Angiografi



TESIS

Disusun oleh :

SUPRIYATI

24040115420009

PROGRAM STUDI MAGISTER ILMU FISIKA

JURUSAN FISIKA

FAKULTAS SAINS DAN MATEMATIKA

UNIVERSITAS DIPONEGORO

SEMARANG

JANUARI 2020

**Optimisasi Dosis dan Kualitas Citra Berdasar Hubungan
Source Image Distance (SID) dan *Diagonal Flat Detektor*
(FD) pada Pesawat C Arm Angiografi**



Tesis ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat mencapai derajat Pendidikan Strata Dua (S-2) sebagai Magister Sains Ilmu Fisika pada Jurusan Fisika

Disusun oleh :

SUPRIYATI

24040115420009

PROGRAM STUDI MAGISTER ILMU FISIKA

JURUSAN FISIKA

FAKULTAS SAINS DAN MATEMATIKA

UNIVERSITAS DIPONEGORO

SEMARANG

JANUARI 2020

HALAMAN PENGESAHAN
TESIS

OPTIMISASI DOSIS DAN KUALITAS CITRA BERDASAR HUBUNGAN
SOURCE IMAGE DISTANCE (SID) DAN *DIAGONAL
FLAT DETECTOR (FD)* PADA PESAWAT *C ARM* ANGIOGRAFI

Disusun Oleh :
Supriyati
24040115420009

Telah berhasil di pertahankan di depan penguji dan telah diterima sebagai salah satu persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Ilmu Fisika Fakultas Sains dan Matematika Universitas Diponegoro

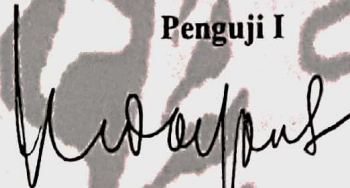
Pembimbing dan Penguji

Dosen Pembimbing I



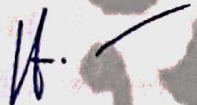
Prof. Dr. Wahyu Setia Budi, MS
NIP.195806151985031002

Penguji I



Dr. Eng. Eko Hidayanto, M.Si
NIP.197301031998021001

Dosen Pembimbing II



Prof. Dr. Heri Sutanto, S.Si., M.Si
NIP. 197502151998021001

Penguji II



Dr. Catur Edi Wibowo, M.T
NIP. 196405181992031002

Ditetapkan di : Semarang
Tanggal : Januari 2020
Ketua Program Studi Magister Ilmu Fisika



Dr. Catur Edi Wibowo, M.T
NIP. 196405181992031002

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kepada Allah SWT, yang telah melimpahkan rahmat dan hidayahNya, sehingga saya dapat menyelesaikan tesis ini. Tesis ini dibuat sebagai syarat tugas akhir dalam memperoleh kelulusan. Tesis ini tidak akan selesai tanpa bantuan dari banyak pihak. Pada kesempatan ini saya mengucapkan terimakasih yang tidak terhingga atas doa, bantuan moril dan materiil yang tidak dapat saya sebutkan satu-persatu. Untuk itu perkenankan saya mengucapkan terima kasih yang sebesar besarnya kepada :

1. Bapak Prof. Dr. Wahyu Setia Budi, MS
Selaku pembimbing I atas bimbingan dan arahan yang diberikan kepada saya.
2. Bapak Prof. Dr. Heri Sutanto, M.Si
Selaku pembimbing II dan dosen wali atas bimbingan, arahan dan motivasi.
3. Bapak Dr. Catur Edi Widodo, M.T selaku ketua program studi Magister Ilmu Fisika Universitas Diponegoro.
4. Bapak dan Ibu Dosen Fisika Universitas Diponegoro yang telah banyak memberikan ilmunya dan bimbingan selama perkuliahan.
5. Almarhum Bapak dan almarhumah Ibu atas cinta kasih tidak putus sampai akhir hayat.
6. Suami dan anak-anak yang sangat saya cintai, untuk semua cinta dan semua hal baik yang saya terima..
7. Sahabat-sahabat saya di Magister Ilmu Fisika, terutama angkatan 9 khususnya Mbak Yuliani atas dorongan dan doa yang tidak putus.
8. Kepada Mbak Hafsah dan kawan-kawan, Mas Sanggam dan Mbak Trsina dan semua pihak yang tidak bisa saya sebutkan satu-persatu.

Semoga Allah SWT membalas semua amal baiknya dan semoga tulisan ini dapat bermanfaat bagi kepentingan khususnya di bidang kesehatan.

Semarang, 20 Januari 2020

Supriyati, S.Si

ABSTRAK

Radiologi Intervensional (IR) mengalami perkembangan yang sangat pesat, prosedur ini banyak digunakan baik pada orang dewasa maupun anak-anak bahkan pada pasien dengan kontraindikasi untuk pembedahan. Namun, prosedur ini dikaitkan dengan risiko radiasi yang tinggi. Penelitian ini bertujuan untuk menentukan optimisasi rerata dosis dan kualitas citra berdasar hubungan *source image distance* (SID) dan diagonal *flat detector* (FD) pada pesawat *C arm* angiografi. Penelitian ini menggunakan phantom PMMA setebal 25 cm. Dari penelitian, dilakukan analisis untuk menentukan optimisasi rerata dosis dan kualitas citra. Rerata dosis diukur menggunakan detektor *solid state*, sedangkan analisis kualitas citra ditunjukkan dengan resolusi spasial melalui analisis *Modulation Transfer Function* (MTF). Hasil penelitian menunjukkan bahwa SID terkecil 90 cm rerata dosis 0,119 mGy / s, sedangkan SID terbesar adalah 120 cm rerata dosisnya 0,243 mGy / s, sedangkan variasi diagonal FD menunjukkan rerata dosis terbesar pada diagonal FD 15 cm, yaitu 0,263 mGy / s dan rerata dosis terkecil pada diagonal FD 48 cm adalah 0,109 mGy / s. Analisis menunjukkan bahwa rerata dosis optimal dan resolusi spasial terdapat pada SID 110 cm dengan rerata dosis 0,215 mGy / s dan MTF optimum 2,35 lp / mm, dalam variasi FD rerata dosis optimal pada FD 27 cm dengan rerata dosis 0,251 mGy / s dan MTF optimumnya 2,55 lp / mm, sehingga optimasi dosis dan kualitas citra terdapat pada SID 110 cm dan diagonal FD 27 cm karena pada kondisi ini diperoleh dosis optimum dengan kualitas citra yang optimum,

ABSTRACT

Interventional Radiology (IR) experiencing very rapid development, this procedure is widely used both in adults and children even in patients with contra indications for surgery. However, this procedure is associated with high radiation risk. This study aims to determine the dose rate optimization and image quality based on the relationship of source image distance (SID) and diagonal flat detector (FD) on angiography c arm. The study used 25 cm thick PMMA phantom. From the research, an analysis is carried out to determine the dose optimization and image quality. Doses rate are measured using a solid state detector while image quality studies are shown with spatial resolution through the Modulation Transfer Function (MTF) analysis. The results showed that the smallest SID was 90 cm, dose rate was 0.119 mGy / s, while the largest SID was 120 cm, dose rate was 0.243 mGy / s, while the diagonal FD variation showed the largest dose rate at FD 15 cm, namely 0.263 mGy / s and the smallest dose rate at 48 cm FD is 0.109 mGy / s. Analysis on the image shows that the optimum dose rate and spatial resolution was found at SID 110 cm with dose rate 0.215 mGy/s and optimum MTF of 2.35 lp/mm, in variations FD the optimum dose rate and optimum MTF value was at FD 27 cm with dose rate 0,251 mGy/s and MTF 2.55 lp / mm, so dose optimization and quality image is shown at SID 110 cm and diagonal FD 27 cm because in these conditions we get a optimum dose rate and optimum image quality.

DAFTAR ISI

HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN PENGESAHAN	iii
HALAMAN PRNYATAAN ORISINALITAS	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI.....	v
KATA PENGANTAR	vi
INTISARI	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiii
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	2
1.3 Manfaat Penelitian	2
BAB II DASAR TEORI	
2.1 Pesawat Fluoroskopi Pada Pesawat C Arm Angiografi.....	4
2.2 Flat Detector (FD) dan Source Image Distance (SID)	6
2.3 Kerma dan Kerma Rate	9
2.4 Dosis pada Pemeriksaan Fluoroskopi.....	9
2.5 Pulsa (Pulse) Pada Fluoroskopi.....	10
2.6 Filter	10
2.7 Detektor.....	11
2.8 Modulation Transfer Function (MTF).....	12
BAB III METODE PENELITIAN	
3.1 Bahan dan Peralatan.....	15
3.2 Metode Pengambilan Data	16
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Data Variasi SID terhadap Dosis	20
4.2 Data Variasi Diagonal FD terhadap Dosis	22
4.3 Source Image Detector terhadap Resolusi Spasial	23
4.4 Diagonal Flat Detector terhadap Resolusi Spatial	26
4.5 Hubungan Source Image Distance terhadap Dosis dan Kualitas Citra	27
4.6 Hubungan Diagonal FD, Resolusi Spasial, dan Dosis.....	28
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	
5.1 Kesimpulan	29
5.2 Saran.....	29

DAFTAR PUSTAKA	30
LAMPIRAN	33

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Skema pesawat <i>C arm</i>	3
Gambar 2.2	Pesawat fluoroskopi intervensional.....	3
Gambar 2.3	Desain <i>flat detector</i>	7
Gambar 2.4	Lapisan DEL's	8
Gambar 2.5	Source image detector pada pesawat fluoroskopi.....	8
Gambar 2.6	Detektor Raysafe.....	12
Gambar 2.7	Citra yang diperoleh	14
Gambar 2.8	Skematik perhitungan MTF	14
Gambar 2.9	Perhitungan MTF dengan menggunakan perangkat lunak...	14
Gambar 3.4	Diagram alir peneitian	19
Gambar 4.1	Grafik vertikal SID terhadap dosis.....	21
Gambar 4.2	Grafik hubungan variasi diagonal FD terhadap dosis	23
Gambar 4.3	Grafik hubungan SID terhadap resolusi spatial	24
Gambar 4.4	Diagonal FD terhadap resolusi spatial	26
Gambar 4.5	Hubungan antara SID, resolusi spatial dan dosis	27
Gambar 4.6	Hubungan diagonal FD, resolusi spatial dan dosis	28

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Radiologi Intervensional (RI) saat ini merupakan salah satu bidang radiologi yang berkembang pesat. Prosedur RI banyak digunakan baik pada orang dewasa maupun anak-anak bahkan pada pasien dengan kontra indikasi untuk dilakukan pembedahan. Prosedur ini dapat mengamati secara real-time, lebih cepat dan lebih hemat dibanding prosedur operasi konvensional. Selain digunakan dalam bedah syaraf, pembuluh darah perifer. Prosedur RI paling sering dalam prosedur jantung intervensional. Namun prosedur ini dikaitkan dengan resiko radiasi yang tinggi (Studzińska dkk,2017). Radiologi intervensional dan kardiologi intervensional menyumbang proporsi yang signifikan dari populasi dosis kolektif dari paparan medis (Pantos,2009)

Fluoroskopi intervensional dapat memberikan lebih banyak radiasi ke kulit pasien selama prosedur intervensional dari kebanyakan terapi radiasi dalam satu kali perawatan (Balter, 2014). Dosis radiasi dari prosedur RI menggunakan fluoroskopi adalah yang tertinggi. Prosedur RI hanya sekitar 12% dari semua prosedur radiologi tetapi berkontribusi sekitar 48% dari total dosis kolektif per kepala pada pasien jantung dewasa (Venneri dkk, 2009). Ahli jantung intervensional dan ahli radiologi terpapar dengan radiasi pengion lebih banyak daripada dokter di bidang medis khusus lainnya. Kateterisasi jantung secara partikular dapat mewakili sumber utama pemaparan (E Van O dkk,2006).

Sistem RI baru menawarkan kepada pengguna banyak pengaturan konfigurasi dan mode operasi. Selama tes penerimaan dan proses komisioning tidak mungkin untuk mengevaluasi semua prosedur untuk memilih pengaturan awal yang sesuai. Kompromi diadopsi oleh produsen untuk memilih pengaturan yang sudah diuji rumah sakit lain (Simon dkk, 2008).

Teknologi flat detector (FD), beberapa referensi disebut Flat panel detector (FPD) untuk pencitraan sinar-X digital pertama kali diperkenalkan pada akhir

tahun 1990-an atau sekitar 100 tahun setelah penemuan sinar-X oleh Wilhem Conrad Röntgen. Sejak itu teknologi baru ini telah ditetapkan untuk menjadi standar utama dalam pencitraan sinar-X digital menggantikan kombinasi layar-film analog serta sistem penyimpanan fosfor digital (Spahn, 2005).

Dalam angiografi, FD menampilkan karakteristik real-time 30 fps (*frame per sekon*) bahkan sampai 60 fps. Teknologi FD didasarkan pada matriks piksel aktif silikon amorf (Spahn, 2005). Keuntungan sistem ini yaitu rentang dinamisnya yang besar, kepekaan yang tinggi terhadap sinar-X, citra bebas distorsi dan kontras yang baik (Busse dkk, 2002). Sistem FD baru memiliki tujuh FOV (*Field of View*) yang tersedia dari 15 hingga 48 cm (Ubeda dkk, 2015).

Simon, dkk (2006) menganalisis hubungan antara kualitas gambar dan kerma udara yang dilakukan pada sistem FD pada radiologi intervensional. Pantos dkk (2009) menyampaikan bahwa dosis radiasi pasien dalam prosedur RI dapat dinilai baik dengan pengukuran dalam praktek klinis atau pengukuran menggunakan fantom. Vano dkk (2010) meneliti *Entrance surface air kerma* (ESAK) pada fantom dengan ketebalan 20 cm didapatkan nilai ESAK untuk mode fluoroskopi berkisar antara 7,1 hingga 121,7 mGy sedangkan untuk mode cine berkisar antara 63 hingga 400 mGy.

Ningtias dkk (2016) telah meneliti pembuatan dan penghitungan kualitas citra digital dengan menggunakan *Modulation Transfer Function* (MTF) pada sistem dan MTF dapat digunakan untuk menganalisa resolusi spatial secara akurat. Nilai resolusi spatial digunakan untuk analisis kualitas citra digital.

1.2 Tujuan Penelitian

Penelitian dilakukan untuk mengetahui optimisasi dosis dan kualitas citra berdasar hubungan *source image distance* (SID) dan diagonal *flat detektor* (FD) pada pesawat *c arm* angiografi sehingga didapat optimisasi dosis dan optimisasi kualitas citra yang dapat digunakan untuk referensi tenaga medis.

1.3. Manfaat Penelitian

Manfaat yang dapat diperoleh dari penelitian ini adalah :

1. Penelitian ini dapat digunakan untuk optimisasi dosis radiasi yang diterima.

2. Penelitian dapat digunakan untuk optimasi kualitas citra pada laboratorium kateterisasi, yang dapat dijadikan referensi tenaga medis.
3. Sebagai modal untuk penelitian selanjutnya.

BAB II

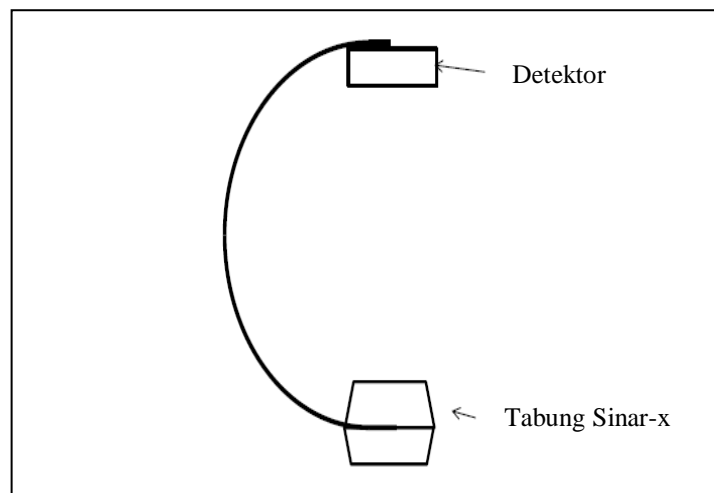
DASAR TEORI

2.1. Pesawat Fluoroskopi Pada Pesawat C Arm Angiografi

Fungsi utama fluoroskopi adalah pencitraan secara *real-time* untuk memberikan visualisasi proses dinamis yang sedang berlangsung. Untuk beberapa aplikasi klinis digunakan untuk menentukan diagnosis dari tampilan langsung anatomi pasien, aplikasi lain digunakan untuk prosedur intervensional. Untuk menghindari resiko radiasi pada pasien, tingkat paparan fluoroskopi rendah diperlukan. Akibatnya ada jumlah foton yang jauh lebih rendah untuk menghasilkan citra, oleh karena reseptor citra fluoroskopi harus memiliki *gain* kecerahan yang sangat tinggi untuk memberikan visualisasi yang baik.

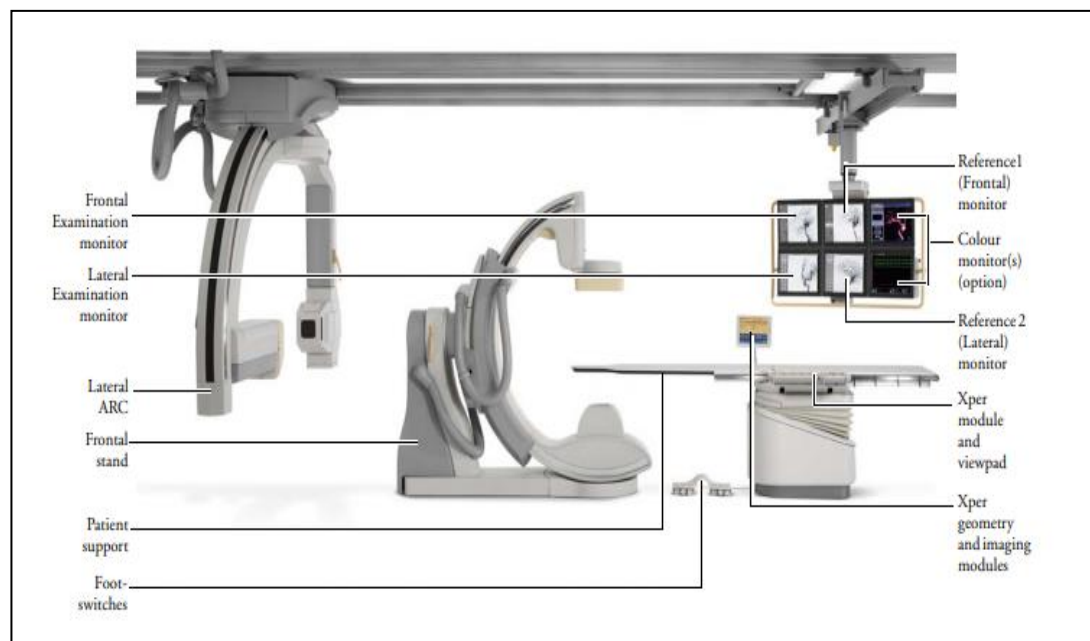
Termasuk dalam prosedur diagnostik dan intervensi adalah pencitraan vaskuler dan neurovaskuler misalnya : angiografi, penempatan stent, embolisasi dan thrombolisasi, aplikasi pencitraan jantung termasuk diagnostik dan prosedur intervensional seperti PTCA, pemasangan stent dan atherectomi, implantasi pacu jantung dan elektrofisiologi (EP). Non-vaskuler intervensi seperti drainase, biopsi dan vertebroplastin.

Prosedur kateterisasi jantung, meliputi pemasangan kateter, *guidewires* dan peralatan lain akan dipandu dan divisualisasikan menggunakan fluoroskopi real time. Mode *cineradiography* digunakan untuk mendapatkan citra yang berkualitas tinggi (Kim dkk, 2009). Kualitas gambar dalam pencitraan sinar-X bidang medis tergantung pada karakteristik foton sinar-X yang diproduksi tabung sinar-X, deteksi foton sinar-X oleh detektor dan pengolahan citra. Prosedur endovaskuler intervensional biasanya dilakukan dengan fluoroskopi C *arm*. Pada prosedur ini, citra harus berkualitas. Fluoroskopi C *arm* adalah modalitas yang digunakan untuk mencari sumbatan dan melebarkan pembuluh darah serta memperbaiki aneurisma. C *arm* terdiri dari busur setengah lingkaran berbentuk C dengan tabung sinar-X disalah satu ujung dan detektor di ujung yang lain (Wemmert, 2014). Seperti ditunjukkan gambar 2.1.



Gambar 2.1. Skema Pesawat C arm (Wemmert, 2014)

Intervensional jantung dan pembuluh darah mengalami perkembangan yang sangat pesat yang ditandai dengan kemajuan teknologi pencitraan dan perkembangan peralatan yang semakin canggih (Dowling, 2008). Seperti ditunjukkan gambar 2.2.



Gambar 2.2. Pesawat fluoroskopi intervensional (Prosedur Manual)

Geometrik pesawat fluoroskopi intervensional di ruang cath lab (*catheterization laboratory*) terdiri dari : generator sinar-X, tube sinar-X, meja pasien, layar monitor, foot switch, fitur imaging, fitur penyimpanan citra.

2.2. Flat Detector (FD) dan Source Image Distance (SID)

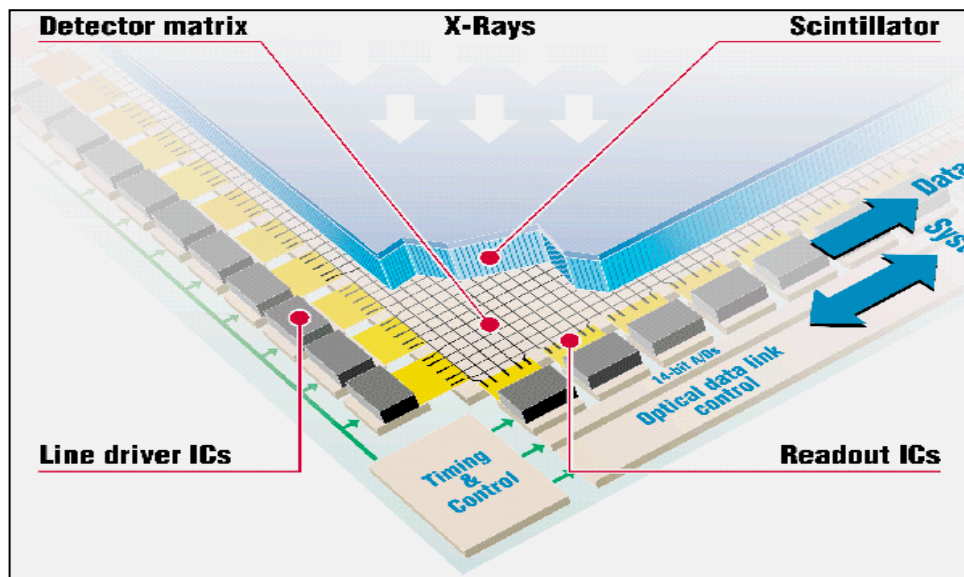
Sistem fluoroskopi dibagi menjadi dua kategori, sistem *image intensifier* (II) dan *Flat detector* (FD). Sistem II digunakan sejak tahun 1960-an, merupakan sistem konvensional yang dilengkapi dengan kamera dan layar televisi. Pada sistem FD pada beberapa jurnal disebut *Flat Panel Detector* (FPD) diwakili oleh *detector array* dari *solid state* yang lebih modern. Sistem ini memiliki sejumlah keunggulan dibanding dengan II. Keunggulan meliputi : stabilitas yang lebih baik, dosis pasien yang lebih rendah dan rentang dinamis yang lebih luas.

Flat detector menangkap informasi pada resolusi empat kali lebih besar daripada sistem sinar-X konvensional. Hal ini akan memberikan visualisasi yang tajam dari detail terkecil selama prosedur intervensi jantung. *Flat detector* menggunakan CsI untuk mengkonversi sinar-X menjadi cahaya tampak. Scintillator adalah kesamaan FD ke image intensifier. CsI digunakan karena detektor Si jauh lebih banyak sensitif terhadap cahaya tampak daripada sinar-X. FD tidak memiliki akselerasi elektron atau keuntungan minifikasi untuk mengurangi noise. Namun dapat menggabungkan piksel yang berdekatan (*Pixel Binning*) untuk mengurangi noise.

Binning juga memungkinkan *frame rate* pencitraan yang cepat. Selain itu FD tidak memiliki unsur Al, jadi lebih sedikit redaman sinar-X dibanding II. CsI lebih tebal untuk FD dibandingkan ke II (lebih banyak sinar-X yang diserap untuk FD dibanding II). Pada tipe FD 20, mempunyai piksel 2480 x 1920, 48 cm arah diagonal. Piksel Bins sampai magnitudo maksimal (*Mag Max*). *Max mag* memberikan resolusi tertinggi (=22 cm field of view), 0,5 – 6 frame per detik. Sistem FD telah banyak digunakan di *Cath lab*.

Sistem pencitraan dengan FD memungkinkan semua pergerakan selama pemeriksaan menjadi lebih fleksibel. Pada prakteknya sistem FD tidak memerlukan kamera untuk menghasilkan sinyal elektronik dari layar monitor.

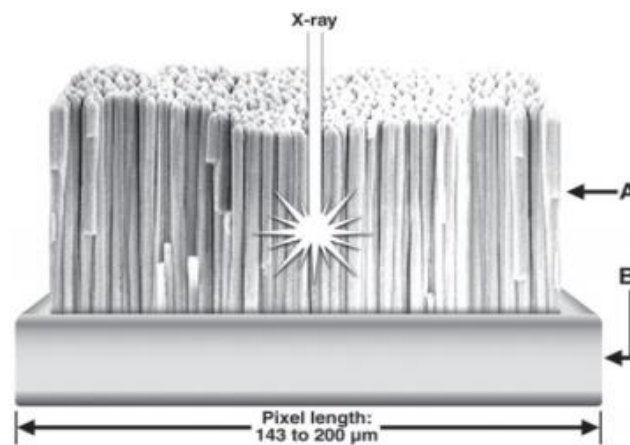
Dengan desain FD menjadikan reseptor gambar (FD) menghasilkan sinyal digital elektronik yang mewakili intensitas sinar-X yang mengenai setiap elemen detektor (DELS=detector element). Desain FD seperti ditunjukkan gambar 2.3.



Gambar 2.3. Desain Flat detector (AAPM)

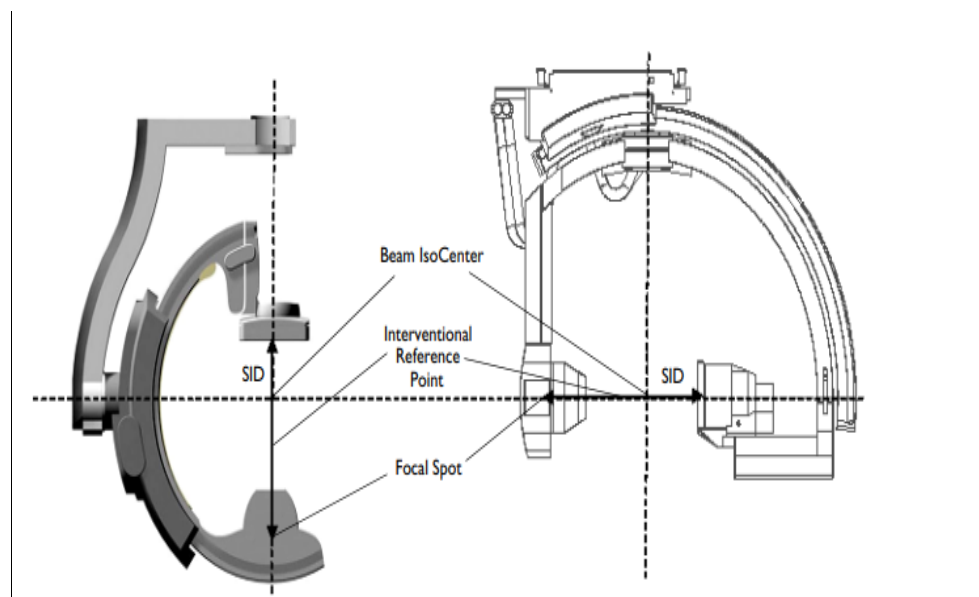
Saat ini, sebagian besar *array FPD* adalah sistem solidstate tidak langsung. Hal berarti bahwa sejumlah energi sinar-X pertama diubah menjadi cahaya dan kemudian menjadi diubah sinyal elektronik. *Detector element* (DEL) terdiri dari thallium yang kemudian akan diaktivasi oleh CsI. Lapisan ini kemudian akan mengatenuasi sinar-X dan akan menghasilkan cahaya. Lapisan kilau CsI terdiri banyak kristal yang berbentuk seperti jarum, yang kemudian akan dikelompokkan untuk menutupi permukaan DEL. Struktur seperti jarum ini akan membantu mengarahkan cahaya ke arah fotodiode. Jumlah cahaya yang diproduksi secara langsung terkait dengan fluks sinar-X yang terjadi pada DEL.

Ketika permukaan photodiode berkilau, maka transistor dibawahnya berfungsi seperti saklar, yang memungkinkan dioda untuk menghantarkan arus listrik, tetapi sebaliknya, bila tidak ada cahaya di permukaan, maka fotodiode bertindak sebagai isolator, mencegah aliran elektron. Proses tersebut seperti ditunjukkan gambar 2.4.



Gambar 2.4. Lapisan DELs A. Lapisan jarum sintilator CsI, B. Fotodioada dan lapisan transistor. (AAPM)

Source image detector (SID) adalah jarak dari fokal spot (sumber sinar-X) ke lapisan sensitif dalam detektor. Pada umumnya C arm mempunyai SID sebesar 100 cm, tetapi C arm yang digunakan dalam radiologi intervensi mempunyai SID yang bervariasi. Source image distance seperti ditunjukkan pada gambar 2.5.



Gambar 2.5. Source image detector pada pesawat fluoroskopi (prosedur manual)

2.3. Kerma dan Kerma Rate

Kerma (*kinetic energy released in material*) adalah energi kinetik yang dilepaskan per satuan massa. Kerma berhubungan dengan kuantitas stokastik yang

berlaku untuk radiasi pengion seperti foton dan neutron. Kerma mengukur jumlah rata-rata energi yang ditransfer dari radiasi pengion tidak langsung ke radiasi pengion langsung tanpa memperhatikan apa yang terjadi setelah proses transfer ini. Energi foton diberikan kepada materi dalam dua tahap yaitu pada tahap pertama, radiasi foton mentransfer energi ke partikel bermuatan sekunder yaitu elektron melalui interaksi foton dan tahap kedua, partikel bermuatan mentransfer energi ke medium melalui eksitasi atomik dan ionisasi. (TRS 457,2007)

Kerma udara didefinisikan sebagai energi kinetik dalam Joule (J) yang ditransfer dari foton-foton sinar-x ke elektron per satuan massa dalam kilogram udara terionisasi. Unit SI dari kerma adalah Gray (Gy), setara dengan J/kg.

Menurut IAEA (TRS 457) : Kerma (K) adalah hasil pembagian dari jumlah energi kinetik awal dari semua partikel bermuatan yang dibebaskan oleh partikel yang tidak bermuatan dalam massa material, dengan persamaan :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.1)$$

Dengan dE_{tr} adalah jumlah dari energi kinetik mula-mula, sedangkan dm adalah massa material.

Kerma rate adalah hasil pembagian dari kenaikan kerma dalam interval waktu dengan persamaan :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (2.2)$$

Satuan : $J.kg^{-1} .s^{-1}$. Satuan lain dari *kerma rate* adalah Gray per sekon (Gy/s)

Dengan dK adalah kenaikan kerma sedangkan dt adalah interval waktu tertentu.

2.4. Dosis pada pemeriksaan fluros kopi

Sinar-X merupakan foton berenergi tinggi yang terjadi karena proses perlambatan elektron. Mempunyai sifat dapat menembus bahan dan dapat memberikan dosis yang signifikan ke organ internal. Paparan radiasi ke pasien dapat diukur dari *Dose Area Product* (DAP) dan *Entrance Skin Dose* (ESD). DAP yaitu produk dari dosis yang diserap di udara dari jumlah total radiasi yang dipancarkan dari pesawat sinar-x ke pasien dan dapat digunakan untuk menghitung dosis efektif, yang menjadi ciri resiko stokastik seperti kanker yang

dipicu oleh radiasi. ESD digunakan untuk mengevaluasi resiko efek deterministik seperti pada lesi kulit.

Bahaya radiasi melibatkan efek deterministik dan stokastik serta menimbulkan potensial resiko bagi pekerja. Efek deterministik bergantung pada besarnya dosis radiasi sedangkan efek stokastik dapat dihasilkan dari paparan dan tidak ada dosis minimum diluar radiasi pengion yang dapat disebut aman (Zivile V dkk, 2016)

2.5. Pulsa (*Pulse*) Pada Fluoroskopi

Pada fluoroskopi modern memiliki kemampuan fluoroskopi pulsa, yaitu sinar-x dihasilkan sebagai serangkaian pulsa pendek bukan secara kontinyu. Pesawat jenis ini dapat memberikan penghematan dosis yang besar. Citra dapat diperoleh pada 15 frame per detik. Citra ditampilkan beberapa kali secara berurutan. (Mahesh, 2001)

Untuk fluoroskopi yang terus menerus (kontinyu), generator memberikan arus tabung yang stabil saat fluoroskopi diaktifkan. Citra diperoleh pada kecepatan 30 frame per detik, menghasilkan waktu akuisisi 33 msec per citra. Untuk fluoroskopi sistem pulsa, paparan dihasilkan dalam pulsa pendek yaitu 3-10 msec. Beberapa pesawat ada yang memungkinkan pulsa yang lebih pendek yaitu 7,5 atau 15 pulsa per detik. Salah satu kelebihan fluoroskopi pulsa adalah perbaikan resolusi, karena fluoroskopi pulsa dapat mengurangi blur pada organ yang bergerak cepat seperti pada organ kardiovaskuler. (Beth A Schueler, 2000).

2.6. Filter

Filter adalah lembaran logam yang ditempatkan pada pesawat sinar-x yang digunakan untuk melemahkan foton sinar-x energi rendah dari spektrum. Penyaringan energi rendah ini tidak akan berkontribusi pada kualitas citra tetapi juga akan menambah dosis pasien. Jika energi rendah sinar-x ini tidak difilter maka energinya akan diserap oleh jaringan tubuh dan akan berkontribusi pada dosis permukaan (ESD). Dengan kata lain menggunakan filter mengurangi ESD dan dosis efektif yang lebih sedikit untuk pasien. Filtrasi total adalah gabungan

dari filtrasi yang melekat dan filter yang ditambahkan. Komponen filtrasi yang ditambahkan disesuaikan ketebalan dan jenisnya untuk pemeriksaan dan prosedur tertentu, misalnya fluoroskopi dengan memanfaatkan karakteristik dari logam tertentu untuk meningkatkan kualitas citra dan kontras

Filtrasi total dari tabung fluoroskopi didapat dari *Half Value Layer* (HVL) yang diukur dengan menempatkan variasi ketebalan lempengan Al antara fokus dan dosimeter. Dengan meningkatnya ketebalan aluminium akan memicu kontrol kecerahan otomatis untuk menyesuaikan kV dan mA secara otomatis, sehingga mengubah keluaran tabung dan HVL (Finney L,2004).

2.7. Detektor

Solid state memiliki kemampuan yang baik dalam pengujian jaminan kualitas (*Quality Assurance*) pesawat sinar-x sebagai persyaratan jaminan keamanan radasi yang terus meningkat. Salah satu keuntungan signifikan dari dosimeter jenis ini adalah beberapa pengukuran yang bisa didapat dalam satu paparan radiasi dapat menentukan antara lain : kerma udara, tegangan tabung, HVL, waktu paparan serta pulsa (Jason Tse, 2015).

Sensor X2 R/F digunakan pada semua aplikasi R/F tanpa perlu memilih rentang atau mode. Alat ini mampu mengukur semua parameter radiologi seperti dosis, laju dosis, kVp, HVL, filtrasi total, waktu paparan, pulsa, dosis/pulsa dalam satu kali paparan. Sensor ini dapat digunakan pada pesawat radiografi dan fluoroskopi dan pesawat gigi serta mengukur kVp dan HVL pada pesawat CT scan (Prosedur Manual) ditunjukkan pada gambar 2.6.



Gambar 2.6. Detektor Raysafe (Prosedur manual)

Tabel 2.1. Spesifikasi Detektor Raysafe

<i>Model</i>	: X2 R/F Sensor
<i>Size</i>	: 14 x 22 x 79 mm (0,5 x 0,9 x 3,1 in)
<i>Dose range</i>	: 1 mGy – 9999 Gy (0,1 μ R – 9999 R) Uncertainty 5% or 5 m Gy (0,5 μ R)
<i>Dose rate</i>	: 1 mGy/s – 500 mGy/s Uncertainty 5 % or 10 mGy/s (70 μ R/min)x duty cycle
<i>kVp</i>	: 40 – 150 kVp Uncertainty 2 %
<i>Hvl</i>	: 1 – 14 mm Al Uncertainty 10 %
<i>Total filtration</i>	: 15 - 35 mm Al Uncertainty 10 % or 0,3 mm Al
<i>Time</i>	: 1 ms – 999 s Uncertainty 0.5 %
<i>Pulse</i>	: 1 – 9999 pulses
<i>Pulse rate</i>	: 0,1 – 200 pulses/s
<i>Dose pulse</i>	: 1 mGy/pulse – 999 Gy/pulse

2.8. Modulation Transfer Function (MTF)

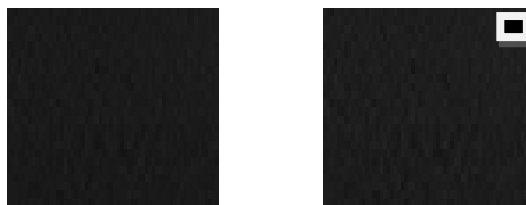
Modulation transfer function (MTF) telah banyak digunakan untuk menentukan karakteristik resolusi spasial pada citra imejing. Beberapa teknik digunakan untuk menentukan MTF (Cunningham, 1987). Resolusi spasial dapat diukur dengan cara kalkulasi dari *Line Spread Function* (LSF) dan *Edge Spread Function* (ESF), *Point Spread Function* (PSF) dan *Modulation Transfer Function* (MTF). Resolusi spasial adalah kemampuan untuk membedakan obyek yang letaknya berdekatan dalam suatu citra. *Modulation transfer function* adalah cara obyektif untuk menentukan karakteristik resolusi spasial. (Anam dkk, 2018).

Resolusi spasial merupakan kemampuan sistem pencitraan untuk menghitung atau membedakan dua struktur yang berdekatan untuk digambarkan

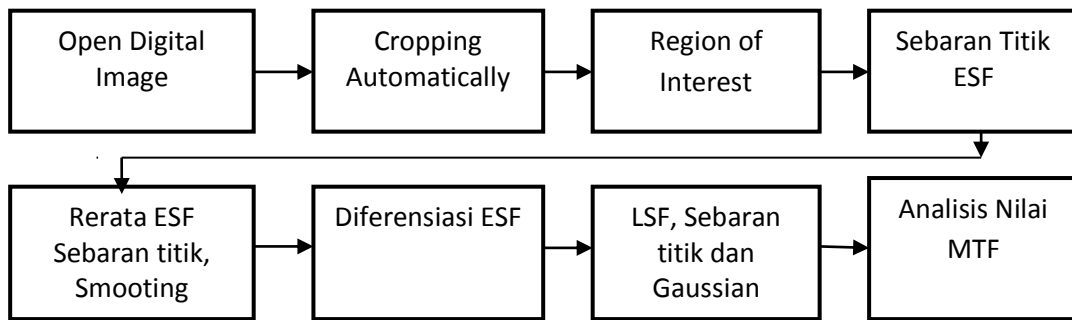
sebagai bagian yang terpisah. Pengukuran subyektif dilakukan pada pola batang radio- opak yang menentukan garis dan radio-lusen yang menyatakan jarak antar baris. Cara ini dilakukan untuk menentukan *limiting resolution* dan dinyatakan dalam satuan *line pairs* per millimeter (lp/mm). *Modulation Transfer Function* (MTF) digunakan untuk pengukuran secara obyektif. Yang diperoleh dengan mengukur sinyal transfer amplitudo (kontras) dari pola sinusiodal dari berbagai frekuensi. (Williams dkk, 2007)

Ada beberapa metode untuk menentukan resolusi spasial yaitu : menggunakan *Point Spread Function* (PSF), *Line Spread Function* (LSF), *Edge Spread Function* (ESF) dan secara langsung dengan *Bar Pattern* (BP). Perhitungan resolusi spasial secara analitik menggunakan PSF, LSF dan ESF yaitu dengan mengkonversi ESF ke LSF dengan cara diferensiasi atau dengan mengkonversi PSF ke LSF dengan proses mengambil rata-ratanya kemudian mengambil Transformasi Fourier dari LSF. Perhitungan MTF juga dapat menggunakan grafik dengan LSF atau dengan grafik ESF atau juga dapat dengan kalkulasi langsung dari pola batang fantom, perhitungan dengan cara ini memakan waktu lama dan sangat tergantung dari ketrampilan tenaga medis. Kecepatan perhitungan dan obyektifitas perhitungan MTF secara otomatis dapat ditingkakan dengan menggunakan perangkat lunak. (Anam dkk,2018)

Perhitungan resolusi spasial dengan menggunakan MTF dimulai dengan membuka suatu citra kemudian *cropping* citra dan oleh perangkat lunak akan dianalisa sehingga dihasilkan angka yang menunjukkan resolusi spasialnya. Contoh citra dan citra yang dicrop seperti ditunjukkan pada gambar 2.7 (a) dan (b) sedangkan skematik perhitungan resolusi spasial dengan MTF seperti ditunjukkan pada gambar 2.8

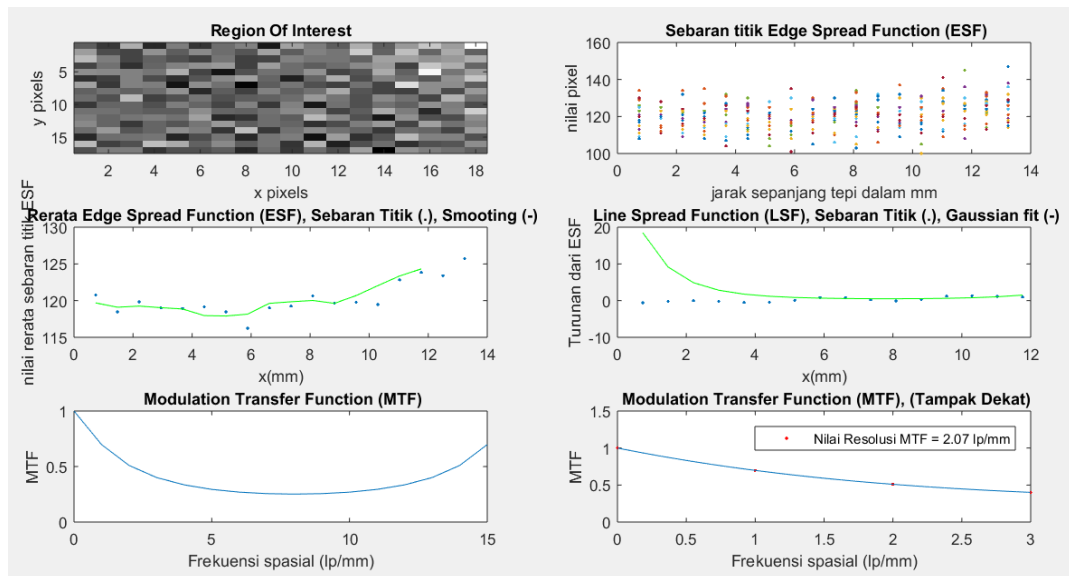


Gambar 27 (a) Citra yang diperoleh (b) citra yang di crop



Gambar 2.8. Skematis Perhitungan MTF

Perhitungan modulation transfer function untuk menentukan resolusi spasial dengan perangkat lunak seperti ditunjukkan pada gambar 2.9.



Gambar 2.9. Perhitungan MTF dengan menggunakan perangkat lunak

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1. Bahan dan Peralatan

Penelitian tentang “Optimisasi Dosis dan Kualitas Citra Berdasar Hubungan Source Image Distance (SID) dan Diagonal Flat Detektor (FD) pada Pesawat C Arm Angiografi” pada Instalasi Radiologi RSUD K.R.M.T Wongsonegoro Semarang pada medio Maret sampai April 2019 dan medio Agustus sampai September 2019. Peralatan dan bahan yang digunakan antara lain Detektor Raysafe, *phantom of polymethyl methacrylate* (PMMA) ketebalan 25 cm. Pesawat sinar-x jenis *C arm fluoroscopy ceiling mounted* dengan spesifikasi sebagai berikut :

Merk	: Philips
Model	: Allura Xper FD 20
Tipe	: 989000086491
<i>Gantry</i>	: <i>ceiling mounted</i> , dengan rotasi C arm 120°, 185 RAO, posisi sisi : 90° LAO dan RAO. Angulasi pada posisi kepala 90° kranial dan kaudal, posisi sisi 185° kranial, 120° kaudal.
<i>Source image distance</i> (SID)	: 89,5 cm sampai 119,5 cm.
Meja	: panjang 319 cm, tinggi 74,5 cm – 102,5 cm, dengan maksimum 250 kg.
Generator	: 100 kW generator frekuensi tinggi, voltase 40 – 125 kV, arus maksimum 1000 mA pada 100 kV.
Tabung sinar-X	: anoda putar konstan, dengan filtrasi.
Flat detector	: ukuran 50 cm (20 inch) diagonal sekitar 30 23, 19, 16 cm diagonal square formats.
Pixel pitch	: 154 μm x 154 μm
Detector bit	: 16 bit

1.2. Metode Pengambilan Data

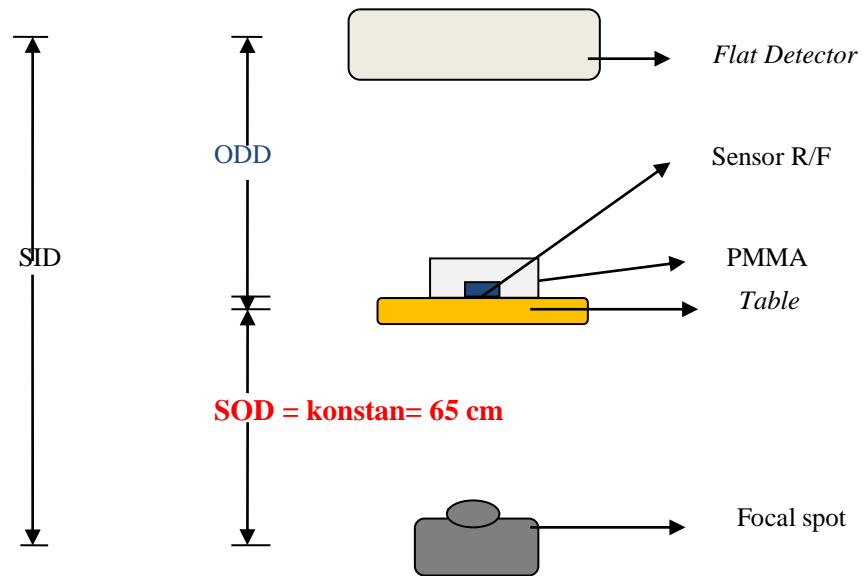
Langkah awal untuk melakukan penelitian tentang optimisasi dosis dan kualitas citra berdasar hubungan source image distance (SID) dan diagonal flat detektor (FD) pada pesawat C Arm Angiografi adalah dengan mempersiapkan semua peralatan yang dibutuhkan. Setelah semua siap maka pengambilan data penelitian siap untuk dimulai. Pertama menempatkan fantom setebal 25 cm di atas meja pemeriksaan yang telah bersih dari peralatan lain. Fantom diletakkan pada meja pemeriksaan tegak lurus terhadap detektor dan tabung sinar-x dengan garis tengah fantom berada pada pertengahan detektor dan pertengahan sumber radiasi. Lapisan fantom yang berada paling bawah adalah lapisan fantom yang ada cekungan atau lekukan untuk menempatkan detektor.

Setelah letak fantom diatur sesuai dengan kebutuhan maka letakkan detektor Raysafe pada cekungan fantom dengan permukaan detektor menghadap kebawah. Display pengukuran detektor berada diatas meja. Percobaan dilakukan dengan cara melakukan ekposi pada fantom dengan variasi jarak sumber ke citra (Source image distance=SID) yaitu paling rendah 90 cm, 95 cm, 100 cm, 105 cm, 110 cm, 115 cm dan 120 cm. Pada masing-masing jarak tersebut juga dilakukan variasi dengan diagonal FD yang bervariasi sesuai yang tercantum pada pesawat yaitu : 15 cm, 19 cm, 22 cm, 27 cm, 31 cm, 37 cm, 42 cm dan 48 cm.

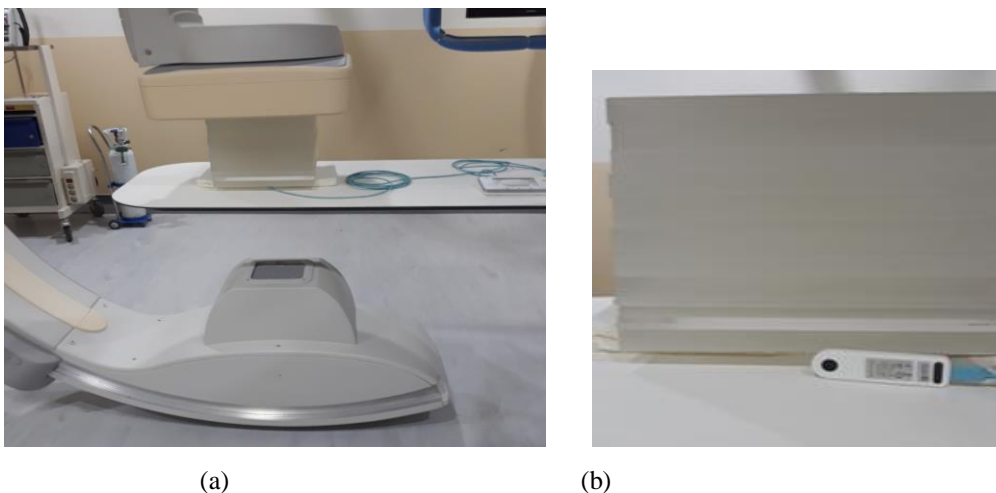
Percobaan pertama dilakukan pada SID 90 cm dengan dimensi diagonal FD 15 cm, 19 cm, 22 cm, 27 cm, 31 cm, 37 cm, 42 cm dan 48 cm. Percobaan kedua dilakukan pada SID 95 cm dengan variasi FD yang sama. Percobaan ketiga pada SID 100 cm variasi FD sama. Demikian selanjutnya dilakukan percobaan dengan SID 105 cm, 110 cm, 115 cm dan terakhir 120 cm, dengan variasi FD yang sama dengan percobaan sebelumnya. Skema percobaan seperti ditunjukkan pada gambar 3.1.

Pada semua percobaan menggunakan pengaturan *source object distance* (SOD) atau jarak sumber radiasi ke obyek tetap yaitu bila diukur dari *focal spot* tabung sampai meja pemeriksaan sebesar 65 cm. Nilai SID yang berubah-ubah karena perubahan *object detector distance* (ODD) atau jarak obyek ke detektor pesawat yang berubah-ubah, sehingga ketika SID 90 cm artinya bahwa ODD

sebesar 25 cm karena SOD 65 cm. Pengambilan data seperti ditampilkan pada gambar 3.1, gambar 3.2 serta diagram blok gambar 3.4.



Gambar 3.1. Skematik pengukuran Kerma pada pesawat C Arm



Gambar 3.2. (a) Pengambilan data penelitian (b). Fantom PMMA dan sensor RF

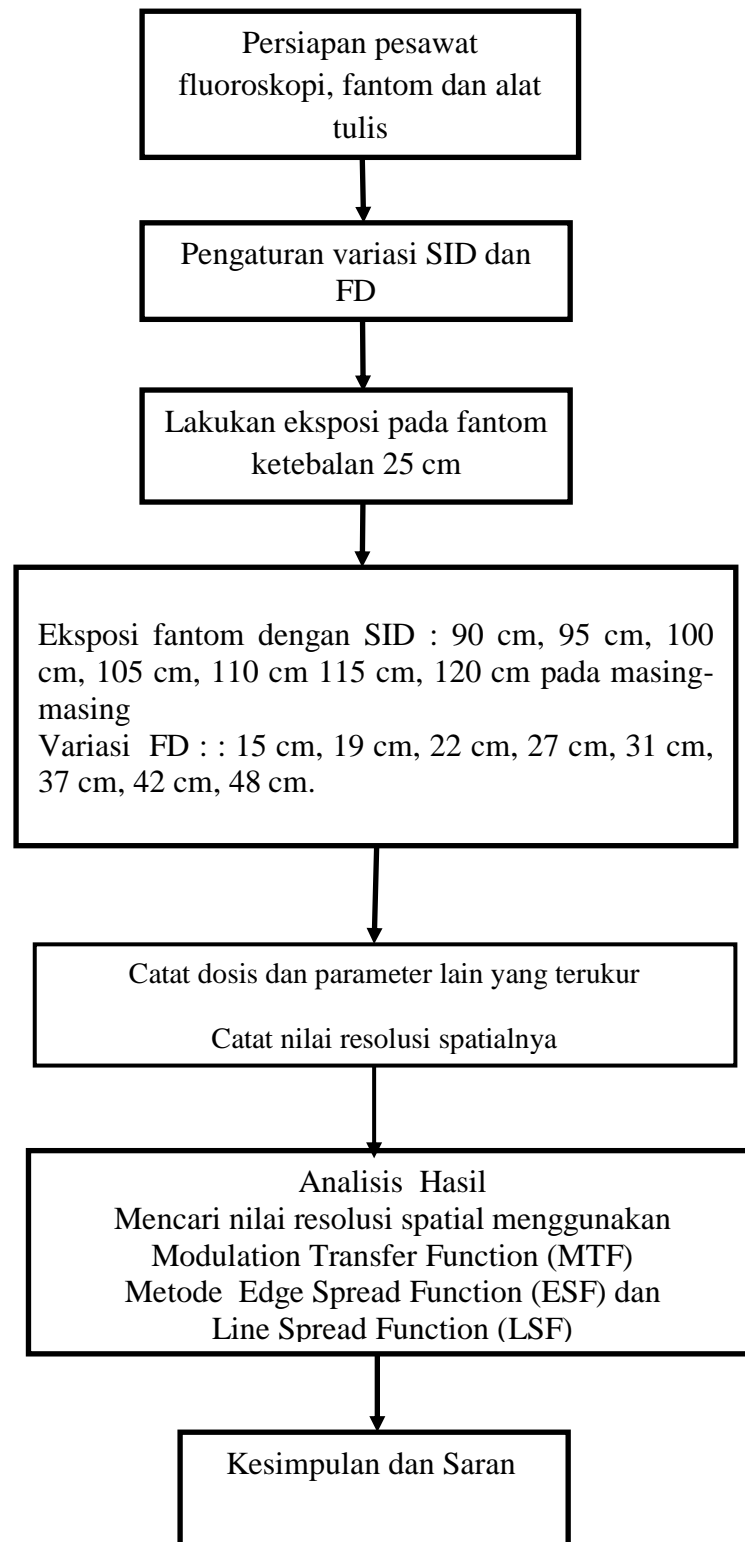
Berdasarkan pada hasil percobaan maka akan diperoleh data meliputi : nilai tegangan tabung (kV), dosis (mGys/s), pulse rate (pulse/s), dose/pulse

(mGy/pulse), total filtration (mm Al). Data tentang dosis dan citra kemudian dilakukan analisis.

Optimasi dosis dan kualitas citra dilakukan dengan cara mengamati nilai dosis dan nilai resolusi spasialnya. Kemudian data ditampilkan dalam bentuk tabel. Data yang ditampilkan meliputi data dosis yang berhubungan dengan SID dan data dosis yang berhubungan dengan diagonal FD.

Untuk mengetahui kualitas citra yang ditunjukkan oleh nilai resolusi spasialnya. Data yang diperoleh ditampilkan dalam bentuk tabel yaitu data resolusi spasial yang berhubungan dengan variasi SID dan nilai resolusi spasial yang berhubungan dengan variasi diagonal FD.

Dari data yang diperoleh kemudian ditampilkan dalam bentuk grafik. Pada grafik akan terlihat dosis optimum yang berhubungan dengan variasi SID dan dosis optimum yang diperoleh pada variasi diagonal FD. Untuk mengetahui dosis dan kualitas citra yang diperoleh maka dapat dilihat pada grafik yang ditunjukkan oleh titik perpotongan dua garis antara dosis dan nilai resolusi spasialnya. Jadi nantinya akan didapatkan pada SID dan diagonal FD tertentu diperoleh dosis dan kualitas citra yang optimum.



Gambar 3.4. Diagram alir penelitian

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui dan menganalisis optimisasi dosis dan kualitas citra berdasar hubungan *source image distance* (SID) dan diagonal *flat detektor* (FD) pada pesawat C Arm Angiografi sehingga hasilnya dapat diaplikasikan untuk kepentingan medis. Hasil yang diperoleh pada penelitian ini adalah nilai tegangan tabung, filtrasi total, dosis dan dosis/pulsa. Hasil penelitian yang diperoleh kemudian dianalisis dosis dan kualitas citra dengan menilai resolusi spatialnya yang ditunjukkan oleh modulation transfer function (MTF). Dari nilai dosisnya akan ditentukan optimisasi dosisnya, sedangkan nilai resolusi citra yang ditunjukkan oleh MTF dapat ditentukan kualitas citranya pada pesawat C Arm Angiografi.

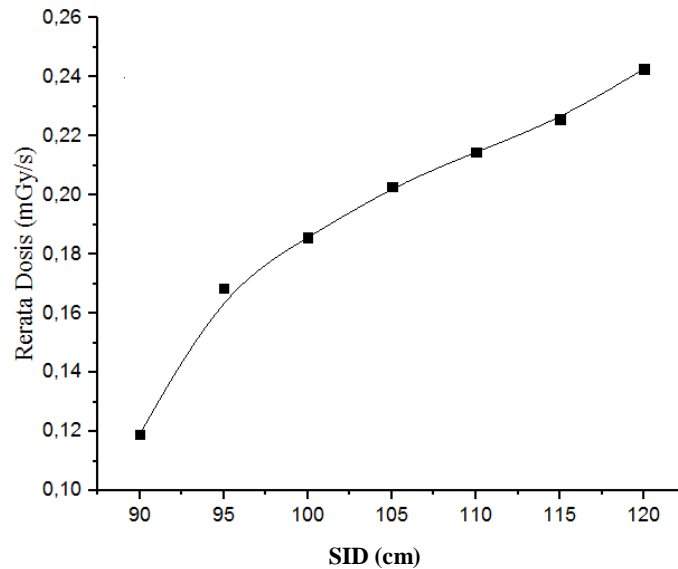
4.1. Data Variasi SID terhadap Dosis

Penelitian dilakukan dengan variasi SID 90 cm, 95 cm, 100 cm, 105 cm, 110 cm, 115 cm dan 120 cm dengan *source object Distance* (SOD) atau jarak sumber radiasi ke tabung tetap yaitu 65 cm sedangkan jarak obyek ke detektor pesawat berubah-ubah. Hasil penelitian seperti ditunjukkan pada tabel 4.1.

Tabel 4.1. Hasil variasi SID terhadap dosis

SID(Cm)	Dose Rate (mGy/s)								Rerata (mGy/s)
	1	2	3	4	5	6	7	8	
90	0,105	0,105	0,177	0,149	0,126	0,104	0,1	0,083	0,119
95	0,259	0,239	0,206	0,171	0,143	0,127	0,106	0,094	0,169
100	0,27	0,259	0,233	0,194	0,17	0,134	0,122	0,1	0,186
105	0,28	0,284	0,258	0,217	0,185	0,149	0,14	0,106	0,203
110	0,273	0,304	0,281	0,237	0,195	0,163	0,143	0,117	0,215
115	0,268	0,308	0,298	0,26	0,217	0,171	0,156	0,124	0,226
120	0,285	0,325	0,323	0,282	0,235	0,189	0,166	0,134	0,243

Hasil penelitian pada tabel 4.1. kemudian ditampilkan dalam bentuk grafik seperti ditunjukkan pada gambar 4.1.



Gambar 4.1. Grafik variasi SID terhadap dosis.

Tabel dan gambar 4.1. menunjukkan hubungan antara SID dan dosis. Dapat dilihat bahwa dosis meningkat dengan semakin bertambahnya SID, SID kecil maka dosisnya kecil dan SID semakin besar, semakin besar dosisnya. Dosis terkecil 0,119 mGy/s pada SID 90 semakin meningkat dengan bertambahnya SID sampai diperoleh dosis terbesar adalah 0,243 mGy/s pada SID 120 cm.

Peningkatan dosis ini terjadi karena semakin besar SID maka jumlah radiasi primer maupun radiasi hamburan yang dapat diterima/ mencapai detektor/ penguat gambar menjadi semakin banyak. Dengan semakin banyak radiasi yang diterima detektor maka akan meningkatkan nilai dosisnya. Demikian juga sebaliknya bahwa ketika jarak SID semakin kecil maka jumlah radiasi yang akan diterima detektor menjadi semakin sedikit. Ketika jumlah radiasi yang ditangkap detektor sedikit maka akan semakin kecil nilai dosisnya.

Menurut Brown dkk(2010), dengan input penguat gambar yang terletak jauh dari pasien, maka pengaturan otomatis akan meningkatkan mA untuk menghasilkan tingkat kecerahan yang diperlukan tetapi akan meningkatkan dosis

radiasi pada pasien. Menjaga jarak penguat gambar akan memberikan manfaat lain yaitu gambar lebih tajam karena mengurangi blur.

Terdapat otomatisasi pengaturan pada pesawat di pesawat C Arm Angiografi yaitu ketika jarak SID diperbesar maka secara otomatis akan menyesuaikan tingkat kecerahan dengan menaikkan faktor eksposi yang digunakan ketika jarak SID meningkat. Peningkatan faktor eksposi yang digunakan akan meningkatkan dosis yang akan diterima oleh pasien.

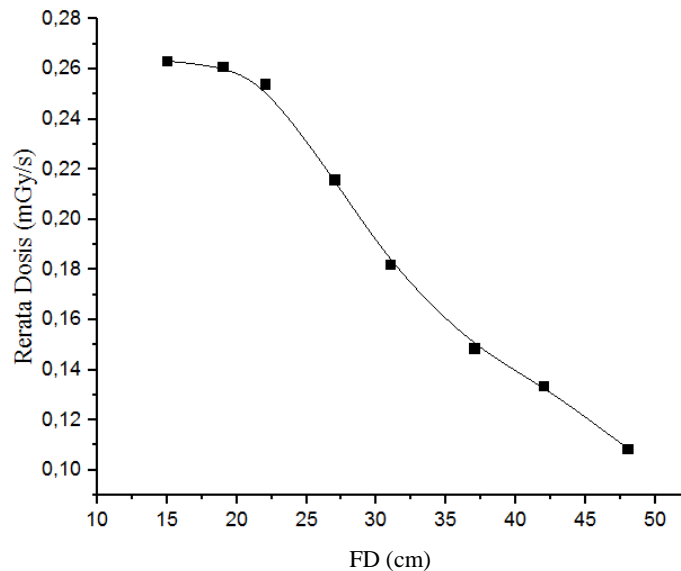
4.2. Data Variasi Diagonal FD terhadap Dosis

Penelitian berikutnya adalah variasi diagonal FD yaitu 15 cm, 19 cm, 22 cm, 27 cm, 31 cm, 37 cm, 42 cm, 48 cm. Hasil penelitian yang diperoleh seperti ditunjukkan tabel 4.2.

Tabel 4.2. Variasi diagonal FD terhadap dosis

FD(Cm)	Dosis (mGy/s)							Dosis (mGy/s)
	1	2	3	4	5	6	7	
15	0,105	0,259	0,27	0,28	0,373	0,268	0,285	0,263
19	0,105	0,239	0,259	0,284	0,304	0,308	0,325	0,261
22	0,177	0,206	0,233	0,258	0,281	0,298	0,323	0,254
27	0,149	0,171	0,194	0,217	0,237	0,26	0,282	0,216
31	0,126	0,143	0,17	0,185	0,195	0,217	0,235	0,182
37	0,104	0,127	0,134	0,149	0,163	0,171	0,189	0,147
42	0,1	0,106	0,122	0,14	0,143	0,156	0,166	0,134
48	0,083	0,094	0,1	0,106	0,117	0,124	0,134	0,109

Bila hasil penelitian ditampilkan dalam bentuk grafik maka seperti ditunjukkan pada gambar 4.2.



Gambar 4.2. Grafik hubungan variasi diagonal FD terhadap dosis

Tabel dan gambar 4.2. menunjukkan hubungan antara diagonal FD dan dosis. Dapat dilihat bahwa dosis semakin menurun ketika diagonal FD semakin besar. Diagonal FD kecil maka dosisnya besar dan FD semakin besar, maka dosis semakin kecil. Rerata dosis terbesar 0,263 mGy/s pada FD 15 cm dan dosis terkecil pada FD 48 cm yaitu 0,109 mGy/s.

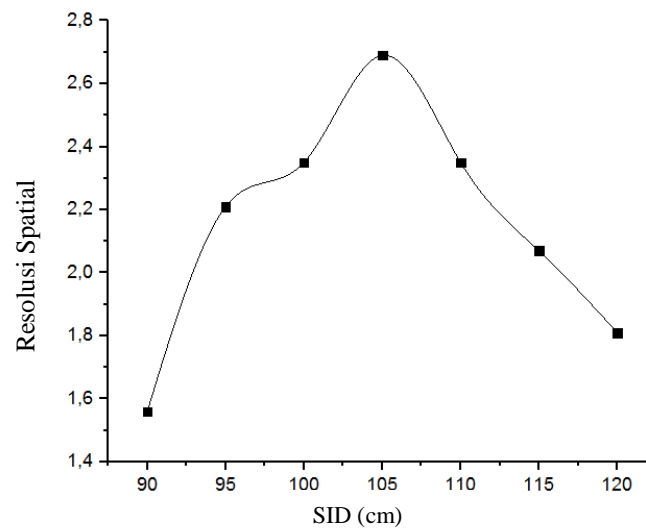
Hal ini terjadi karena luas lapangan detektor konstan sedangkan diagonal FD bertambah besar, sehingga ketika diagonal FD kecil maka luasan bidangnya besar sehingga jumlah radiasi yang dapat diterima detektor akan semakin banyak. Jika jumlah radiasi yang diterima detektor semakin banyak maka akan meningkatkan jumlah dosisnya. Demikian bila diagonal FD semakin besar sedangkan luasan bidang tetap maka jumlah radiasi yang dapat diterima detektor menjadi semakin sedikit. Jika jumlah hamburan radiasi yang ditangkap detektor menjadi sedikit maka dosisnya juga akan semakin kecil. Hal ini berhubungan dengan karakteristik detektor.

4.3. Source Image Detector terhadap Resolusi Spasial

Penelitian menampilkan hubungan antara SID terhadap resolusi spasial yang ditunjukkan oleh MTF. Hasil seperti ditunjukkan pada tabel 4.3. dan jika disajikan dalam bentuk grafik seperti ditunjukkan pada gambar 4.3

Tabel 4.3. SID terhadap resolusi spasial

No	SID (Cm)	MTF (lp/mm)
1	90	1,56
2	95	2,21
3	100	2,35
4	105	2,69
5	110	2,35
6	115	2,07
7	120	1,81

**Gambar 4.3. Grafik hubungan SID terhadap resolusi spasial**

Tabel dan gambar 4.3. menunjukkan hubungan antara SID dan resolusi spasial. Dari tabel dan gambar 4.3. menunjukkan bahwa pada dengan variasi SID, nilai MTF berkisar antara 1,56 lp/mm sampai 2,69 p/mm, dengan puncak MTF berada pada SID 105 cm dengan nilai 2,69 lp/mm. Nilai MTF bergerak naik dari SID 90 cm sampai SID 105 cm kemudian, atau nilai MTF semakin meningkat dari SID 90 cm sampai SID 105 cm, ketika mencapai titik optimum pada nilai 2,69 nilai MTF kemudian semakin menurun.

Hal ini terjadi karena semakin besar nilai SID maka semakin besar jarak antara tabung dengan detektor. Jika jarak SID semakin besar detektor akan semakin sedikit menangkap radiasi, dengan semakin sedikit radiasi yang

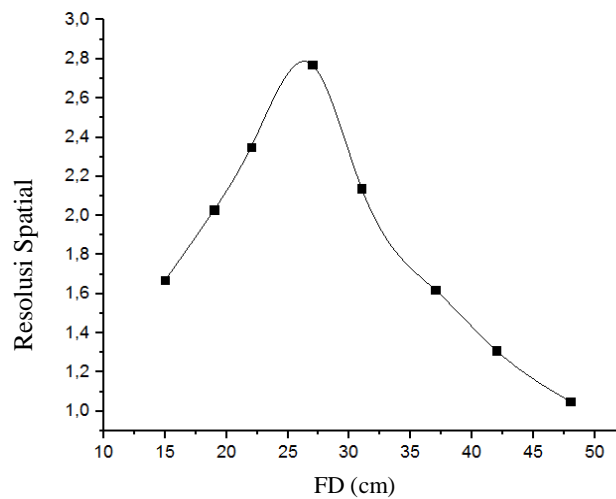
ditangkap detektor maka akan menyebabkan nilai resolusi spasial yang ditunjukkan oleh MTF juga semakin besar. Hal ini akan menaikkan resolusi spasial jika semakin banyak jumlah radiasi yang ditangkap detektor. Jika SID semakin besar juga akan menyebabkan semakin banyak radiasi hambur yang akan ditangkap detektor, tetapi nilai MTF tidak menurun seiring dengan kenaikan SID. Nilai MTF semakin meningkat kemudian setelah mencapai nilai optimum yaitu pada SID 105 cm nilai MTF akan semakin menurun. Hal ini juga dikarenakan pesawat juga memiliki karakteristik pengaturan yang berbeda-beda, sehingga semakin besar SID nilai resolusi spasial tidak semakin meningkat, tetapi dengan pengaturan pesawat yang tidak seragam menyebabkan nilai optimum MTF tidak berada pada SID terkecil atau SID terbesar tetapi berada pada diagonal SID 105 cm.

4.4. Diagonal Flat Detector terhadap Resolusi Spasial.

Penelitian menunjukkan hubungan antara diagonal FD terhadap resolusi spasial, hasil penelitian seperti ditunjukkan pada tabel 4.4 dan gambar 4.4.

Tabel 4.4. Diagonal FD terhadap resolusi spasial

No	FD (Cm)	MTF (lp/mm)
1	15	1,67
2	19	2,03
3	22	2,35
4	27	2,77
5	31	2,14
6	37	1,62
7	42	1,31
8	48	1,05



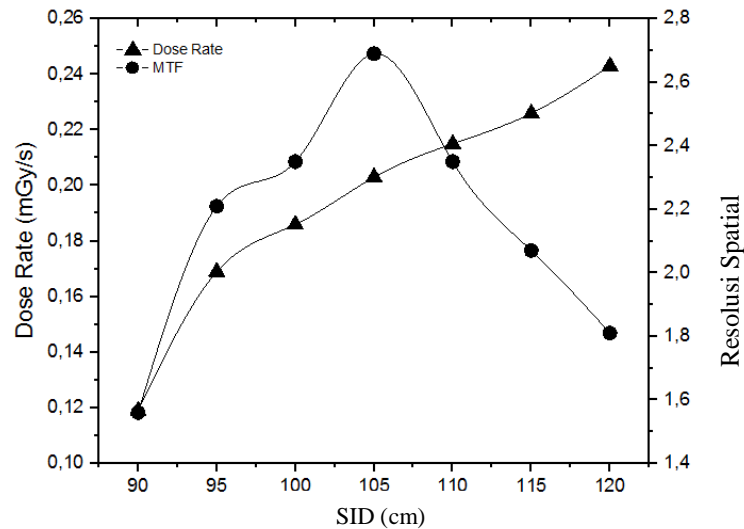
Gambar 4.4. Diagonal FD terhadap resolusi spasial

Tabel dan gambar 4.4 menunjukkan bahwa pada variasi diagonal FD, nilai MTF antara 1,05 lp/mm sampai 2,77 lp/mm, dengan puncak MTF berada pada diagonal FD 27 cm. Nilai MTF bergerak naik dari diagonal FD 15 cm, semakin meningkat sampai diagonal FD 27 cm. Kemudian ketika sudah mencapai titik optimasi MTF terus turun sampai diagonal FD 48 cm. Ketika mencapai titik optimum nilai MTF menunjukkan nilai 2,77 lp/mm.

Hal ini terjadi karena diagonal FD berbentuk persegi, sehingga ketika diagonal bertambah sedangkan luasan tetap maka yang terjadi semakin besar FD akan semakin kecil radiasi yang akan ditangkap detektor. Hal ini akan menaikkan resolusi spasial jika semakin banyak jumlah radiasi yang ditangkap detektor. Nilai MTF tidak semakin naik tetapi ketika mencapai nilai optimum pada diagonal FD 27 cm dikarenakan pesawat juga memiliki karakteristik otomatisasi pengaturan yang berbeda-beda, sehingga semakin besar FD tidak semakin kecil nilai resolusi spasialnya, tetapi dengan pengaturan pesawat menyebabkan nilai optimum MTF tidak berada pada FD terkecil atau FD terbesar tetapi berada pada diagonal FD 27 cm.

4.5. Hubungan Source Image Distance terhadap dosis dan kualitas citra

Jika resolusi spasial dihubungkan dengan nilai dosis yang diterima ke pasien ditunjukkan pada gambar 4.5.



Gambar 4.5. Hubungan antara SID, resolusi spasial dan dosis

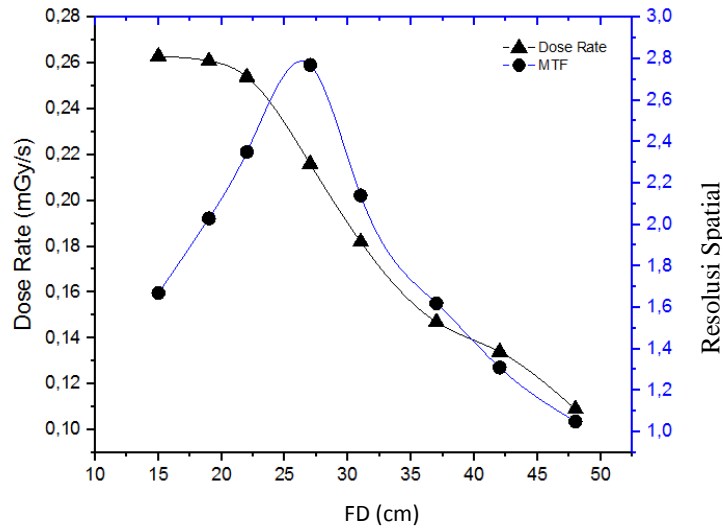
Gambar 4.5. menunjukkan bahwa nilai dosis semakin meningkat dengan kenaikan SID dengan nilai dosis antara 0,119 mGy/s sampai 0,249 mGy/s. Nilai dosis terbesar pada 120 cm. Nilai MTF semakin meningkat dengan bertambahnya SID kemudian setelah mencapai nilai optimum nilai MTF semakin menurun.

Syarat optimum tercapai bila, ketika dilihat dari dosis terkait dengan nilai resolusi spasialnya. Nilai optimum pada penelitian ini tidak hanya dilihat dari nilai resolusi spasial yang tinggi tetapi lebih memperhatikan dosisnya. Sehingga nilai optimumnya diharapkan nilai resolusi spasial yang tinggi tetapi dengan dosis yang rendah. Nilai optimum ditandai dengan titik perpotongan garis yang menunjukkan antara kenaikan dosis yang semakin meningkat dengan bertambahnya SID dengan garis nilai resolusi spasialnya.

Pada grafik terlihat bahwa nilai perpotongan antara kenaikan dosis dan resolusi spasial terlihat bahwa nilai optimasi dosis berada pada SID 110 cm. Sehingga pada variasi SID ini, nilai optimum pesawat di pesawat C Arm Angiografi jantung berada pada SID 110 cm dengan nilai dosisnya 0,215 mGy/s dengan nilai resolusi spasial 2,35 lp/mm.

4.6. Hubungan Diagonal FD, resolusi spasial dan dosis.

Hubungan antara diagonal FD, resolusi spasial dan dosis seperti ditunjukkan pada gambar 4.6.



Gambar 4.6. Hubungan diagonal FD, resolusi spasial dan dosis

Gambar 4.6. menunjukkan bahwa nilai dosis semakin meningkat dengan kenaikan diagonal FD dengan nilai dosis antara 0,109 mGy/s sampai 0,261 mGy/s. Nilai dosis terkecil pada FD 48 cm. Nilai MTF semakin meningkat dengan bertambahnya diagonal FD kemudian setelah mencapai nilai optimum nilai MTF semakin menurun.

Syarat optimum tercapai jika analisis tidak hanya memperhatikan nilai resolusi spasial yang ditunjukkan oleh MTF tetapi lebih memperhatikan dosis yang diterima. Sehingga nantinya akan didapat nilai resolusi spasial yang tinggi dengan dosis yang rendah. Pada hubungan variasi diagonal FD dan resolusi spasial ini nilai optimum ditandai dengan titik perpotongan antara variasi diagonal FD dengan resolusi spasial.

Pada variasi diagonal FD, nilai dosis dikaitkan dengan nilai MTF dari grafik dapat dilihat bahwa nilai optimisasi yang ditandai dengan titik perpotongan dua garis pada grafik tersebut maka nilai optimisasinya berada pada diagonal FD 27 cm dengan dosis 0,251 mGy/s dengan nilai resolusi spasial 2,55 lp/mm, didapatkan resolusi spasial yang optimum dengan dosis yang rendah.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Dari hasil penelitian yang telah dilakukan, diperoleh kesimpulan dosis pada pesawat C Arm Angiografi meningkat seiring dengan bertambahnya SID, sedangkan semakin besar diagonal FD maka dosisnya semakin kecil. Nilai optimisasi dosis dan kualitas citra berada pada SID 110 cm dengan dosis 0,215 mGy/s dan resolusi spatial 2,35 lp/mm. Sedangkan bila dilihat dari variasi diagonal FD maka optimisasi dosis dan kualitas citra berada pada diagonal FD 27 cm dengan dosis 0,251 mGy/s dengan nilai resolusi spatial 2,55 lp/mm. Optimisasi citra terbaik pada pesawat C Arm Angiografi diperoleh pada SID 110 cm dan diagonal FD 27 cm. Pada SID 110 cm dan diagonal FD 27 cm didapatkan nilai resolusi spatial bagus tetapi dengan dosis yang rendah.

5.2. Saran

Untuk pengaturan dosis dan kualitas sangat penting adanya keseragaman pengaturan pesawat. Hal ini dimaksudkan agar ketika pemilihan variasi SID dan diagonal tidak menimbulkan perbedaan yang signifikan atau mempunyai perbedaan nilai dosis masih berada dalam rentang agar dosis dan kualitas citra yang didapat tidak berbeda jauh ketika menggunakan pengaturan yang berbeda. Pada saat tes penerimaan pesawat dapat meminta vendor untuk melakukan pengaturan pesawat agar diperoleh optimisasi dosis dan kualitas citra yang optimal. Perilaku pekerja radiasi yang mengoperasikan pesawat akan sangat menentukan besar dosis dan kualitas citra yang diperoleh, oleh karena itu pekerja radiasi yang berkualitas wajib diperlukan.

DAFTAR PUSTAKA

- Anam, C., Fujibuchi, T., Budi, W. S., Haryanto, F., dan Dougherty G., (2018), *An Algorithm for Automated Modulation Transfer Function Measurement Using an Edge of a PMMA Phantom : Impact of Field of View on Spatial Resolution of CT Images*. *Jurnal of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 19 (6), 244-252
- Balter S., dan Donald L Miller., (2013) *Patient Skin Reaction From Interventional Fluoroskopi Procedur*, *AJR*;177:3–11
- Brown, P.H., Wilson C.R., Miron, D.J., Martz dan M.D (2010) *Medical Fluoroscopy: A Guide for Safe Usage*, Medical College of Wisconsin, EPA-402-R-10003
- Busse, F., Ruetten, W., Sandkamp, Bernard., Alving, P.L., Bastiaens, R.J dan Ducourant, T.,(2002) *Design and Performance Of A High-Quality Cardiac Flat Detector*’, *Physics of Medical Imaging*, Volume 4682, 819-827
- Cunningham, I.A, dan Fester, A (1987), *A Method for Modulation Transfer Function Determination from Edge Profiles with Correction for Finite-Element Differentiation*, *Medical Physics*, 14(4), 533.537
- Gallagher, D.A., O’Connor, U., Larkin, A., Gorman, D., Gray, L dan Malone, J (2008) *Acceptance Testing And Qa Of Interventional Cardiology Systems*’, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 129 (1-3):291-4
- Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Test Results*, IAEA Human Health Reports No. 4
- Kim, K.P., dan Miller, D.L., (2009) *Minimising Radiation Exposure To Physiciansperforming Fluoroscopically Guided Cardiaccatheterisation Procedures: A Review*, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 133 (4): 227–233
- Mahesh M., (2001) *Fluoroscopy Patient Radiation Exposure Issues*’ The AAPM/RSNA physics tutorial for residents, *RadioGraphics*; 21:1033–1045
- Nickoloff EL, (2011), *Survey of Modern Fluoroscopy Imaging: Flat-Panel Detectors versus Image Inten-sifiers and More*’, AAPM/RSNA Physics

- Tutorial for Residents: Physics of Flat-Panel Fluoroscopy Systems, 31(2), 591–602.
- Ningtias, S., Suryono dan Susilo (2016), *Pengukuran Kualitas Citra Digital Computed Radiography Menggunakan Program Pengolah Citra*, Jurnal Pendidikan Fisika Indonesia 12 (2) 161-168
- Pantos, I., Patatoukas, G., Katritsis, D.G., dan Efstathopoulos, E., (2009) *Patient Radiation Doses in Interventional Cardiology Procedures*, Current Cardiology Reviews, Vol 5 -11
- Schueler BA., (2000) *The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents : General Overview of Fluoroscopic Imaging, Radiographics ;20(4):1115-26*
- Simon R., Vano, E., Prieto, C., Fernandez, J.M., Ordiales, J.M dan Martinez, D., (2008). *'Criteria to optimise a dynamic flat detector system used for interventional radiology'*. Radiation Protection Dosimetry, 129(1-3), 261-264
- Spahn, M., (2005) *'Flat Detectors And Their Clinical Applications'* Eur Radiol 15: 1934-1947
- Studzińska, E., dan Staniszevska, M.A., (2017) *'Impact of Allura Clarity Technology on Radiation Dose Exposure During Left Atrial Appendage Closure'*, Pol J Radiol 2017; 82: 598–602.
- Tse J., (2015) *'Investigation of the clinical performance of a novel solid-state diagnostic dosimeter'* Journal of Applied Clinical Medical Physics 16(4):5439
- Ubeda C., Vano E., Miranda P., Aquirre D., Riquelme N. dan Guarda E, (2015) *'Comparison Of Two Angiographic Systems In Paediatric Interventional Cardiology'* Radiation Protection Dosimetry 165(1-4)
- Vano E., Ubeda C., LC Martinez., F Leyton dan P Miranda (2010) *'Paediatric Interventional Cardiology: Flat Detector versus Image Intensifier Using A Test Object'*, Phys. Med. Biol. 55 7287–7297
- Vano E., Gonzalez., J.M. Fernandez., F Alfonso dan C Macaya (2006) *'Occupational Radiation Doses In Interventional Cardiology: a 15-year follow-up'*, Br J Radiol ;79(941):383-8.
- Venneri, L., Rossi, F., Botto, N., Andreassi, M.G, Salcone, N., Emad, A., Lazzeri, M., Gori, C., Vano E., dan Picano, E (2009) *Cancer Risk From*

Professional Exposure In Staff Working In Cardiac Catheterization Laboratory: Insights from the National Research Council's Biological Effects of Ionizing Radiation VII Report, American Heart Journal, 157(1):118-24

Wemmert E., (2014), *Comparison Of Two Fluoroscopic Systems Used For EVAR Procedures -An Approach To Analyze X-Ray image Quality Limited Totube Output*, KTH Technology and Health

Zivile Valuckiene., Martynas Jurenas dan Inga Cibulskaitė (2016) ' *Ionizing Radiation Exposure In Interventional Cardiology: Current Radiation Protection Practice Of Invasive Cardiology Operators In Lithuania* ', Journal of Radiological Protection, Vol 36-3

Williams, M. B., Krupinski, E. A., Strauss, K. J., Breeden, W. K., Rzeszotarski, M. S., Applegate, K dan Seibert, J. A. (2007). ' *Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition* '. Journal of the American College of Radiology, 4(6), 371–388.

LAMPIRAN 1

Data variasi SID terhadap tegangan tabung

SID(cm)	Tegangan Tabung (kV)								Rerata
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	
90	51	50,7	50,4	50,2	49,7	49,1	48,2	48,2	49,69
95	51,1	50,7	50,8	50,6	48,7	48,9	48,4	48,6	49,73
100	51,3	51,1	51,1	50,6	49,4	49,1	48,9	48,7	50,03
105	51,4	51,3	51,3	50,9	50,2	50	49,1	48,9	50,39
110	51,7	51,5	51,4	51,1	50,3	50,1	49,5	49,5	50,64
115	51,9	51,6	51,6	51,4	50,6	50,2	50,1	49,7	50,81
120	52	51,6	51,7	51,6	50,7	50,5	50,2	49,9	51,03

LAMPIRAN 2

Variasi diagonal FD terhadap tegangan tabung

FD(cm)	Tegangan Tabung (kV)							Rerata
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	
15	51	51,1	51,3	51,4	51,7	51,9	52	51,48
19	50,7	50,7	51,1	51,3	51,5	51,6	51,6	51,21
22	50,4	50,8	51,1	51,3	51,4	51,6	51,7	51,18
27	50,2	50,6	50,6	50,9	51,1	51,4	51,6	50,83
31	49,7	48,7	49,4	50,2	50,3	50,6	50,7	49,94
37	49,1	48,9	49,1	50	50,1	50,2	50,5	49,7
42	48,2	48,4	48,9	49,1	49,5	50,1	50,2	49,2
48	48,2	48,6	48,7	48,9	49,5	49,7	49,9	49,07

LAMPIRAN 3

Variasi SID terhadap total filtrasi

SID(Cm)	Total Foltration (mm)								Rerata
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	
90	1,95	1,93	2,06	2,03	2,01	1,98	1,87	1,86	1,96
95	2,26	2,14	2,08	2,08	2,04	2	1,97	1,86	2,05
100	2,29	2,19	2,12	2,09	2,04	2,01	1,97	1,88	2,07
105	2,37	2,26	2,14	2,1	2,05	2,04	1,98	1,98	2,11
110	2,38	2,33	2,2	2,12	2,1	2,04	2,02	1,98	2,15
115	2,42	2,34	2,23	2,13	2,11	2,06	2,02	2,01	2,17
120	2,53	2,43	2,31	2,16	2,13	2,07	2,05	2	2,21

LAMPIRAN 4

Variasi diagonal FD terhadap total filtrasi

FD (Cm)	Total Filtration (mm)							Rerata
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	
15	1,95	2,26	2,29	2,37	2,38	2,42	2,53	2,31
19	1,93	2,14	2,19	2,26	2,33	2,34	2,43	2,23
22	2,06	2,08	2,12	2,14	2,2	2,23	2,31	2,16
27	2,03	2,08	2,09	2,1	2,12	2,13	2,16	2,1
31	2,01	2,04	2,04	2,05	2,1	2,11	2,13	2,06
37	1,98	2	2,01	2,04	2,04	2,06	2,07	2,02
42	1,87	1,97	1,97	1,98	2,02	2,02	2,05	1,98
48	1,86	1,86	1,88	1,98	1,98	2,01	2	1,93

LAMPIRAN 5

Variasi SID terhadap dose/ pulsa

SID(cm)	Dose/ Pulse (mGy/Pul)								Rerata
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	
90	0,006	0,006	0,011	0,009	0,007	0,006	0,005	0,004	0,007
95	0,017	0,016	0,013	0,01	0,008	0,007	0,006	0,005	0,01
100	0,018	0,016	0,014	0,011	0,009	0,008	0,007	0,005	0,011
105	0,019	0,019	0,017	0,012	0,011	0,008	0,008	0,006	0,012
110	0,018	0,02	0,018	0,015	0,012	0,009	0,008	0,007	0,013
115	0,017	0,02	0,019	0,017	0,013	0,01	0,009	0,007	0,014
120	0,02	0,022	0,022	0,018	0,015	0,011	0,01	0,008	0,016

LAMPIRAN 6

Variasi diagonal FD terhadap dose/ pulsa

FD(cm)	Dose Pulse (mGy/Puls)							Rerata
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	
15	0,006	0,017	0,018	0,019	0,019	0,018	0,02	0,017
19	0,007	0,016	0,016	0,019	0,02	0,02	0,022	0,017
22	0,011	0,013	0,014	0,017	0,018	0,019	0,022	0,016
27	0,009	0,01	0,012	0,012	0,015	0,017	0,019	0,013
31	0,008	0,008	0,009	0,011	0,012	0,014	0,015	0,011
37	0,006	0,007	0,008	0,009	0,009	0,01	0,011	0,009
42	0,005	0,006	0,007	0,008	0,008	0,009	0,01	0,008
48	0,004	0,005	0,006	0,006	0,007	0,007	0,008	0,006



UNIVERSITAS DIPONEGORO