

**PENGARUH FAKTOR EKSPOSI TERHADAP DOSIS RADIASI DAN
KUALITAS CITRA PESAWAT RADIOGRAFI UMUM PADA
PEMODELAN PHANTOM THORAKS**

SKRIPSI

Oleh:
HANA SILMI AIZAH
NIM. 19640065



**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2023**

**PENGARUH FAKTOR EKSPOSI TERHADAP DOSIS RADIASI DAN
KUALITAS CITRA PESAWAT RADIOGRAFI UMUM PADA
PEMODELAN PHANTOM THORAKS**

SKRIPSI

**Diajukan kepada:
Fakultas Sains dan Teknologi
Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang
Untuk Memenuhi Salah Satu Persyaratan Dalam
Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si)**

**Oleh:
HANA SILMI AIZAH
NIM. 19640065**

**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2023**

HALAMAN PERSETUJUAN

PENGARUH FAKTOR EKSPOSI TERHADAP DOSIS RADIASI DAN
KUALITAS CITRA PESAWAT RADIOGRAFI UMUM PADA PEMODELAN
PHANTOM THORAKS

SKRIPSI

Oleh:
Hana Silmi Aizah
NIM. 19640065

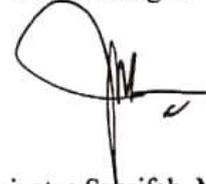
Telah Diperiksa dan Disetujui untuk Diuji
Pada tanggal, 22 Mei 2023

Pembimbing I



Dr. H. Agus Mulyono, M.Kes
NIP. 19750808 199903 1 003

Pembimbing II



Umaiyatus Syarifah, M.A
NIP. 19820925 200901 2 005

Mengetahui,
Ketua Program Studi



Amam Tazi, M.Si
NIP. 19740730 200312 1 002

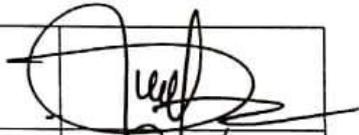
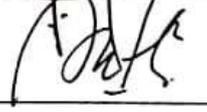
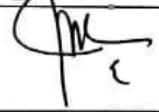
HALAMAN PENGESAHAN

PENGARUH FAKTOR EKSPOSI TERHADAP DOSIS RADIASI DAN KUALITAS CITRA PESAWAT RADIOGRAFI UMUM PADA PEMODELAN PHANTOM THORAKS

SKRIPSI

Oleh:
Hana Silmi Aizah
NIM. 19640065

Telah Dipertahankan Di Depan Dewan Penguji
Dan Diterima Sebagai Salah Satu Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarja Sains (S.Si)
Pada Tanggal, 9 Juni 2023

Penguji Utama	<u>Dr. H. M. Tirono, M.Si</u> NIP. 19740730 200312 1 002	
Ketua Penguji	<u>Muthmainnah, M.Si</u> NIP. 19860325 201903 2 009	
Sekretaris Penguji	<u>Dr. H. Agus Mulyono, M.Kes</u> NIP. 19750808 199903 1 003	
Anggota Penguji	<u>Umayyatus Syarifah, M.A</u> NIP. 19820925 200901 2 005	

Mengesahkan,
Wakil Program Studi


Dr. Imam Tazi, M.Si
NIP. 19740730 200312 1 002

PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : HANA SILMI AIZAH
NIM : 19640065
Jurusan : FISIKA
Fakultas : SAINS DAN TEKNOLOGI
Judul Penelitian : Pengaruh Faktor Eksposi Terhadap Dosis Radiasi Dan Kualitas Citra Pesawat Radiografi Umum Pada Pemodelan Phantom Thoraks

Menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa hasil penelitian saya ini tidak terdapat unsur-unsur penjiplakan karya penelitian atau karya ilmiah yang pernah dilakukan atau dibuat oleh orang lain, kecuali yang tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka. Apabila ternyata hasil penelitian ini terbukti terdapat unsur – unsur jiplakan maka saya bersedia untuk menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Malang, 20 Mei 2023
Yang Membuat Pernyataan



Hana Silmi Aizah
NIM. 19640065

MOTTO

Time won't make you forget, it will make you understand things.

HALAMAN PERSEMBAHAN

Skripsi ini kupersembahkan untuk:

- Kedua orang tua saya, Sulhan Arifin, S.Pd dan Lissa'adah, M.Pd yang selalu memberi *support* dalam bentuk nasihat, yang selalu memberi *support* dalam bentuk materi, yang selalu menanyakan kabar, dan tak lupa selalu mendoakan yang terbaik untuk anak-anaknya.
- Saudara saudariku Mas Irzam, Adrif, Abi, Naila, dan Jihan, semoga aku dapat menjadi inspirasimu baik di dunia nyata maupun di dunia maya
- Ustad dan Ustadzah pengasuh Pondok Pesantren Daruzzahra Arrifa'i yang selalu memberikan dukungan dan motivasi dalam menyelesaikan studi ini.
- Pengabsah Wangsa – ku
- Teman – teman pesantren yang selalu menjadi tempat berkeluh kesah ketika *overheat* dalam menjalani perjalanan per-skripsian.

KATA PENGANTAR

Dengan menyebut nama Allah SWT yang Maha Pengasih lagi Maha Penayang, puja dan puji syukur atas kehadiran-Nya yang telah melimpahkan rahmat serta hidayah sehingga saya dapat menyelesaikan pengerjaan skripsi dengan judul “Pengaruh Faktor Eksposi Terhadap Dosis Radiasi Dan Kualitas Citra Pesawat Radiografi Umum Pada Pemodelan Phantom Thoraks”. Skripsi ini disusun untuk memenuhi syarat meraih gelar sarjana di Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.

Penulis menyadari bahwa banyak pihak yang telah berpartisipasi dan membantu dalam menyelesaikan penulisan skripsi ini. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terimakasih kepada semua pihak yang telah membantu dalam menyelesaikan skripsi. Ucapan terimakasih penulis sampaikan kepada:

1. Allah SWT dengan segala nikmat – Nya sehingga penulis mampu menyelesaikan skripsi ini.
2. Orang tua penulis, Sulhan Arifin, S.Pd dan Lissa’adah, M.Pd yang telah banyak memberikan dukungan yang mana penulis tak sanggup membalas.
3. Saudara-saudari penulis yang selalu menghibur.
4. Prof. Dr. M. Zainuddin, MA, selaku Rektor Universitas Islam Negeri (UIN) Maulana Malik Ibrahim Malang.
5. Dr. Sri Harini, M.Si selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi UIN Maulana Malik Ibrahim Malang.
6. Dr. Imam Tazi, M.Si selaku Ketua Program Studi Fisika Jurusan Fisika UIN Maulana Malik Ibrahim Malang.
7. Dr. H. Agus Mulyono, M.Kes dan Umaiyyatus Syarifah, M.A selaku Pembimbing skripsi.
8. Dr. H. Mokhamad Tirono, M.Si dan Muthmainnah, M.Si selaku dewan penguji skripsi.
9. Naqībatin Nadliriyah, M.Si selaku Dosen wali yang senantiasa memberikan bimbingan, pengarahan, motivasi dan ilmu pengetahuan.
10. Segenap dosen, Laboran dan Admin Program Studi Fisika UIN Maulana Malik Ibrahim Malang.

11. Teman – teman yang memberi *support*.
12. Semua pihak yang secara langsung maupun tidak langsung memberikan dukungan dalam penulisan skripsi ini.
13. *Last but not least, I wanna thank me. I wanna thank me for believing in me. I wanna thank me for all doing this hard work. I wanna thank me for having no days off. I wanna thank me for never quitting. I wanna thank me for just being me at all times.*

Dalam penyusunan skripsi ini, penulis menyadari bahwa masih terdapat banyak kekurangan dan kekeliruan. Untuk itu, penulis mengharapkan segala kritik dan saran yang bersifat membangun. Demikian yang dapat penulis sampaikan, semoga skripsi ini dapat bermanfaat dan menambah pengetahuan bagi orang lain.

Malang, 20 Mei 2023

Penulis

DAFTAR ISI

COVER	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSETUJUAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
HALAMAN PERNYATAAN	v
MOTTO	vi
HALAMAN PERSEMBAHAN	vii
KATA PENGANTAR	viii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
ABSTRAK	xv
ABSTRACT	xvi
ملخص البحث	xvii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Tujuan Penelitian	5
1.4 Batasan Penelitian	5
1.5 Manfaat Masalah	6
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1 Sinar X	7
2.1.1 Sinar-X Karakteristik	9
2.1.2 Sinar-X Bremstahlung	9
2.1.3 Interaksi Radiasi Sinar-X Terhadap Materi	11
2.1.4 Efek Radiasi Sinar-X Terhadap Biologis	13
2.2 Radiografi Umum	14
2.2.1 Tabung Sinar – X	15
2.2.2 Panel Kontrol (<i>Controle Console</i>)	16
2.3 Pemeriksaan Thorax	16
2.4 Phantom	17
2.5 Besaran Radiasi Sinar-X	18
2.6 Dosis Radiasi Sinar-X	19
2.7 Faktor Pembentukan Radiografi (Faktor Eksposi)	23
2.7.1 Tegangan Tabung (kV)	23
2.7.2 Arus Waktu Rotasi (mAs)	23
2.8 Kualitas Citra Radiografi	24
2.8.1 <i>Gray Matter Conspicuity</i> (GM <i>Conspicuity</i>)	24
2.8.2 <i>Contrast to Noise Ratio</i> (CNR)	24
2.8.3 <i>Signal to Noise Ratio</i> (SNR)	25

BAB III METODE PENELITIAN	27
3.1 Jenis Penelitian	27
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian.....	27
3.3 Alat dan Bahan	27
3.4 Diagram Alir Penelitian.....	28
3.5 Rancangan Penelitian	30
3.5.1 Studi Literatur	30
3.5.2 Persiapan Komponen Radiografi Umum	30
3.5.3 Pemindaian Citra Pemodelan Phantom Thorax	30
3.5.4 Penghitungan Nilai Dosis <i>Phantom</i>	31
3.5.5 Penghitungan dan Analisis Kualitas Citra <i>Phantom</i>	31
3.5.6 Perbandingan Hasil Antara Rumah Sakit 1 dan Rumah Sakit 2	32
3.6 Metode Pengambilan Data.....	33
3.6.1 Tabel Analisis Faktor Eksposi dan Citra dengan Nilai Arus Waktu (mAs) Konstan	33
3.6.2 Tabel Analisis Faktor Eksposi dan Citra dengan Nilai Tegangan (kV) Tabung Konstan	33
3.7 Metode Analisis Data	34
3.7.1 Analisis Dosis Paparan Radiasi.....	34
3.7.2 Analisis Kualitas Citra <i>CT Scan</i>	34
3.7.3 Pemodelan <i>Graphical User Interface (GUI) Matlab</i>	34
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	35
4.1 Hasil dan Analisis Data	35
4.1.1 Hasil Data Dosis Radiasi.....	36
4.1.1.1 Data Dosis Radiasi Dengan Variasi Tegangan Tabung	36
4.1.1.2 Data Dosis Radiasi Dengan Variasi Arus dan Waktu.....	38
4.1.2 Hasil Data Kualitas Citra	40
4.1.2.1 Data Parameter Citra Dengan Variasi Tegangan Tabung	41
4.1.2.2 Data Parameter Citra Dengan Variasi Arus dan Waktu.....	46
4.2 <i>Graphical User Interface Matlab</i>	52
4.3 Pembahasan	53
4.4 Kajian Keislaman	69
BAB V PENUTUP	72
5.1 Kesimpulan	72
5.2 Saran	74
DAFTAR PUSTAKA	75
LAMPIRAN	79

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Hubungan antara intensitas radiasi yang telah mengalami atenuasi dengan ketebalan obyek	12
Gambar 2. 2 Komponen utama radiografi umum	16
Gambar 2. 3 Panel kontrol radiografi umum	16
Gambar 2. 4 Phantom standar LucAl untuk objek Thorax	18
Gambar 2. 5 Skema pengukuran radiografi pada berkas bidang A.....	22
Gambar 3. 1 Gambar Diagram Alir Penelitian	29
Gambar 3. 2 Pemodelan GUI Pada Software Matlab	35
Gambar 4. 1 Hubungan Variasi Tegangan Terhadap Dosis Rumah Sakit 1	37
Gambar 4. 2 Hubungan Variasi Tegangan Terhadap Dosis Rumah Sakit 2.....	38
Gambar 4. 3 Hubungan Variasi Arus dan Waktu Terhadap Dosis Pada Rumah Sakit 1	39
Gambar 4. 4 Hubungan Variasi Arus dan Waktu Terhadap Dosis Pada Rumah Sakit 2	40
Gambar 4. 5 Hubungan CNR dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1	42
Gambar 4. 6 Hubungan SNR dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1	42
Gambar 4. 7 Hubungan GM Conspicuity dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1	43
Gambar 4. 8 Hasil Pengambilan Citra Phantom dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1	43
Gambar 4. 9 Hubungan CNR dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2	45
Gambar 4. 10 Hubungan SNR dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2.....	45
Gambar 4. 11 Hubungan GM Conspicuity dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2	45
Gambar 4. 12 Hasil Pengambilan Citra Phantom Phantom dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2	46
Gambar 4. 13 Hubungan CNR dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1	48
Gambar 4. 14 Hubungan SNR dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1	48
Gambar 4. 15 Hubungan GM Conspicuity dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1	48
Gambar 4. 16 Hasil Pengambilan Citra Phantom dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1	49
Gambar 4. 17 Hubungan CNR dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2	50
Gambar 4. 18 Hubungan SNR dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2	51
Gambar 4. 19 Hubungan GM Conspicuity dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2	51
Gambar 4. 20 Hasil Pengambilan Citra Phantom dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2	51
Gambar 4. 21 Pemodelan GUI Matlab Untuk Pehitungan dan Analisis.....	53

DAFTAR TABEL

Tabel 3. 1 Tabel Arus Waktu Konstan.....	33
Tabel 3. 2 Tabel Tegangan Tabung Konstan	34
Tabel 4. 1 Tabel Dosis Radiasi Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1	36
Tabel 4. 2 Tabel Dosis Radiasi Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2	37
Tabel 4. 3 Tabel Dosis Radiasi Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1.....	38
Tabel 4. 4 Tabel Dosis Radiasi Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2.....	39
Tabel 4. 5 Tabel Kualitas Citra dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1.....	41
Tabel 4. 6 Tabel Kualitas Citra dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2.....	44
Tabel 4. 7 Tabel Kualitas Citra dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit	147
Tabel 4. 8 Tabel Kualitas Citra dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit	249

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Data Hasil Penelitian	79
Lampiran 2 Data Pengambilan Citra Phantom Thoraks	84
Lampiran 3 Bukti Penelitian	89
Lampiran 4 Source Code Pemrograman GUI Matlab.....	93
Lampiran 5 Bukti Konsultasi Skripsi.....	96

ABSTRAK

Aizah, Hana Silmi. 2023. **Pengaruh Faktor Ekspresi Terhadap Dosis Radiasi Dan Kualitas Citra Pesawat Radiografi Umum Pada Pemodelan Phantom Thoraks**. Skripsi. Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang. Pembimbing: (I) Dr. H. Agus Mulyono, M. Kes (II) Umaiyatus Syarifah, M.A

Kata Kunci: thoraks; dosis; citra; radiografi umum

Salah satu pemanfaatan cahaya pada alat medis adalah dalam penggunaan radiasi sinar – x di bidang radiologi. Pesawat radiografi umum memiliki dua parameter yang mempengaruhi dosis dan kualitas citra yang akan dihasilkan, yaitu tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs). Tegangan tabung dan arus waktu yang optimal mampu membuat gambar citra yang dihasilkan tampak jelas, akan tetapi semakin besar nilai dari tegangan tabung dan arus waktu yang digunakan maka akan semakin tinggi radiasi yang diterima oleh pasien. Diperlukan nilai tegangan tabung dan arus waktu yang sesuai sehingga dosis yang dihasilkan aman bagi pasien dan gambar citra yang dihasilkan memiliki kualitas yang baik. Penelitian menggunakan pesawat radiografi umum di dua rumah sakit umum yang ada di kota Malang dengan memvariasikan nilai tegangan tabung dan arus waktu sehingga didapatkan nilai dosis keluaran alat yaitu DAP (Dose Area Product) dan nilai parameter kualitas citra yang meliputi CNR (Contrast to Noise Ratio), SNR (Signal to Noise Ratio), dan GM (Gray Matter) Conspicuity. Jenis phantom yang digunakan merupakan phantom akrilik. Pengeksposan phantom dilakukan dengan standar pemeriksaan thorax dengan memposisikan bagian permukaan phantom di bawah mesin sinar – X. Sinar – X yang menembus bagian phantom akan diproyeksikan menjadi gambar yang terdapat pada kaset radiografi dengan file berekstensi DICOM. Data citra yang telah didapatkan dapat dianalisis menggunakan beberapa software seperti ImageJ dan Matlab. Untuk mengubah ekstensi file dari DICOM ke JPG dan maka dapat menggunakan software ImageJ. Sedangkan software Matlab digunakan untuk menganalisis lebih lanjut mengenai analisis dosis yang didapatkan dan kualitas citra yang dihasilkan dengan menggunakan menu Graphical User Interface (GUI). Pada saat tegangan tabung divariasikan dan arus waktu konstan, nilai optimal pada rumah sakit 1 didapat pada faktor eksposi sebesar 56 kV 8 mAs dengan nilai DAP sebesar 35,66 mGy.cm², CNR sebesar 2,093, SNR sebesar 24,323, dan GM Conspicuity sebesar 0,176. Sedangkan pada rumah sakit 2 didapat pada faktor eksposi sebesar 50 kV 8 mAs dengan nilai DAP sebesar 22,46 mGy.cm², CNR sebesar 5,033, SNR sebesar 27,966, dan GM Conspicuity sebesar 0,236. Pada saat arus waktu divariasikan dan tegangan tabung konstan, nilai optimal pada rumah sakit 1 didapat pada faktor eksposi sebesar 20 mAs 48 kV dengan nilai DAP sebesar 37,08 mGy.cm², CNR sebesar 5,127, SNR sebesar 27,380, dan GM Conspicuity sebesar 0,184. Sedangkan pada rumah sakit 2 didapat pada faktor eksposi sebesar 14 mAs 48 kV dengan nilai DAP sebesar 21,21 mGy.cm², CNR sebesar 5,763, SNR sebesar 27,232, dan GM Conspicuity sebesar 0,293.

ABSTRACT

Aizah, Hana Silmi. 2023. **Effect of Factor Expression on Radiation Dose and Image Quality of General Radiographic Planes in Phantom Thorax Modeling**. Thesis. Physics Department, Faculty of Science and Technology, Maulana Malik Ibrahim State Islamic University, Malang. Advisor: (I) Dr. H. Agus Mulyono, M. Kes (II) Umayyatus Syarifah, M.A

Keywords: *thorax; dose; image; general radiography*

One of the uses of light in medical devices is in the use of x-ray radiation in the field of radiology. General radiography equipment has two parameters that affect the dose and image quality to be produced, namely tube voltage (kV) and time current (mAs). The optimal tube voltage and time current are able to make the resulting images appear clear, but the greater the value of the tube voltage and time current used, the higher the radiation received by the patient. It is necessary to have the appropriate tube voltage and current time values so that the resulting dose is safe for the patient and the resulting image has good quality. The study used public radiographs at two public hospitals in Malang city by varying the tube voltage and time current values so that the output dose value of the device was obtained, namely DAP (Dose Area Product) and image quality parameter values which included CNR (Contrast to Noise Ratio), SNR (Signal to Noise Ratio), and GM (Gray Matter) Conspicuity. The type of phantom used is an acrylic phantom. Phantom exposure is carried out by standard thoracic examination by positioning the surface of the phantom under the X-ray machine. X-rays that penetrate the phantom section will be projected into an image contained on a radiographic cassette with a file extension DICOM. Image data that has been obtained can be analyzed using several software such as ImageJ and Matlab. To change the file extension from DICOM to JPG and then you can use the ImageJ software. While the Matlab software is used to further analyze the dose analysis obtained and the resulting image quality using the Graphical User Interface (GUI) menu. When the tube voltage is varied and the time current is constant, the optimal value at hospital 1 is obtained at an exposure factor of 56 kV 8 mAs with a DAP value of 35.66 mGy.cm², CNR of 2.093, SNR of 24.323, and GM Conspicuity of 0.176. Whereas in hospital 2 the exposure factor was 50 kV 8 mAs with a DAP value of 22.46 mGy.cm², CNR of 5.033, SNR of 27.966, and GM Conspicuity of 0.236. When the time current is varied and the tube voltage is constant, the optimal value at hospital 1 is obtained at an exposure factor of 20 mAs 48 kV with a DAP value of 37.08 mGy.cm², CNR of 5.127, SNR of 27.380, and GM Conspicuity of 0.184. Whereas in hospital 2 the exposure factor was 14 mAs 48 kV with a DAP value of 21.21 mGy.cm², CNR of 5.763, SNR of 27.232, and GM Conspicuity of 0.293.

الملخص البحث

آيزة ، هناء سلمى. 2023. تأثير تعبير العامل على جرعة الإشعاع وجودة الصورة لمستويات التصوير الشعاعي العامة في نمذجة الصدر الوهمية. البحث الجامعي. قسم الفيزياء، كلية العلوم والتكنولوجيا في جامعة الإسلامية الحكومية مولانا مالك إبراهيم مالانج. المشرفة: (I) الدكتور ه. أجوس مولونو ، م. كيس (II) أمياتوس شريفة، ماجستير

الكلمات الدالة: الصدر. جرعة؛ صورة؛ التصوير الشعاعي العام

يمكن ملاحظة استخدام الضوء في القطاع الصحي من خلال استخدام العديد من أدوات الفحص الطبي كوسيلة لدعم التشخيص. من استخدامات الضوء في الأجهزة الطبية استخدام الأشعة السينية في مجال الأشعة. تحتوي معدات التصوير الشعاعي الجهد (mAs) والوقت الحالي (kV) العامة على معلمتين تؤثران على الجرعة وجودة الصورة المراد إنتاجها ، وهما جهد الأنبوب الأمثل للأنبوب و تيار الوقت قادران على جعل الصور الناتجة تبدو واضحة ، ولكن كلما زادت قيمة جهد الأنبوب و تيار الوقت المستخدم ، زادت كمية الإشعاع التي يتلقاها المريض. من الضروري أن يكون لديك جهد الأنبوب المناسب وقيم الوقت الحالي بحيث تكون الجرعة الناتجة آمنة للمريض وتكون الصورة الناتجة ذات جودة جيدة. استخدمت الدراسة الصور الشعاعية العامة في مستشفيين عامين في مدينة مالانج من خلال تغيير قيم جهد الأنبوب والوقت الحالي بحيث تم الحصول على قيمة جرعة الإخراج للجهاز ، وهي (SNR) نسبة التباين إلى الضوضاء (، و CNR) منتج منطقة الجرعة (وقيم معلمات جودة الصورة التي بما في ذلك DAP) (نوع الشبح المستخدم هو شبح أكريليك. يتم إجراء التعريض GM) نسبة الإشارة إلى الضوضاء (، و مؤشر الضوئي الوهمي عن طريق الفحص الصدري القياسي عن طريق وضع سطح الشبح تحت آلة الأشعة السينية ، وسيتم عرض الأشعة يمكن تحليل بيانات الصورة. DICOM السينية التي تحتزق القسم الوهمي في صورة موجودة على شريط تصوير إشعاعي بامتداد JPG إلى DICOM لتغيير امتداد الملف من Matlab و ImageJ التي تم الحصول عليها باستخدام العديد من البرامج مثل لإجراء مزيد من التحليل لتحليل الجرعة التي تم Matlab بينما يتم استخدام برنامج ImageJ. ثم يمكنك استخدام برنامج عندما يتنوع جهد الأنبوب ويكون (GUI) الحصول عليها وجودة الصورة الناتجة باستخدام قائمة واجهة المستخدم الرسومية DAP الوقت الحالي ثابتاً ، يتم الحصول على القيمة المثلى في المستشفى 1 عند عامل تعريض 56 كيلو فولت 8 مللي أمبير بقيمة كان GM Conspicuity و ، SNR 24.323 و ، CNR 2.093 تبلغ 35.66 مللي غراي.سم²، كان تبلغ 22.46 ملي DAP بينما في المستشفى 2 وجد أن عامل التعرض كان 50 كيلو فولت 8 مللي أمبير بقيمة 0.176. عندما يتغير الوقت الحالي GM Conspicuity 0.236 و SNR 27.966 و CNR 5.033 جرام /سم²و ويكون جهد الأنبوب ثابتاً ، يتم الحصول على القيمة المثلى في المستشفى 1 عند عامل تعريض 20 مللي أمبير 48 كيلو فولت هو GM وكان مؤشر ، SNR 27.380 وكان ، CNR 5.127 تبلغ 37.08 مللي غراي.سم²، كان DAP بقيمة ملي 21.21 DAP بينما في المستشفى 2 وجد أن عامل التعرض كان 14 مللي أمبير 48 كيلو فولت مع قيمة 0.184. GM Conspicuity 0.293 و SNR 27.232 و CNR 5.763 غراي.سم²و

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perkembangan teknologi merupakan hal yang tidak dapat dihindari dalam kehidupan manusia. Teknologi secara bahasa diartikan sebagai penerapan ilmu pengetahuan dengan metode ilmiah yang pada akhirnya melahirkan berbagai alat yang ditujukan demi kelangsungan dan kenyamanan hidup manusia (Wulan, 2010). Kemajuan penggunaan teknologi terjadi hampir di semua bidang kehidupan masyarakat, begitu juga di bidang kesehatan.

Penerapan teknologi dalam bidang kesehatan yang telah dicapai merupakan suatu ciri bahwa manusia telah memasuki kehidupan modern (Yani, 2018). Kemajuan dalam bidang kesehatan merupakan solusi tepat bagi pemecahan masalah layanan publik. Manusia diperintahkan untuk mencari tahu dan berfikir untuk mendapatkan solusi telah dijelaskan dalam Q.S Yunus [10] : 101 (Kementrian Agama R.I., 2009).

قُلْ انظُرُوا مَاذَا فِي السَّمٰوٰتِ وَالْاَرْضِ يَوْمَ تَعْنٰى الْاٰيٰتِ وَالنُّذُرُ عَنْ قَوْمٍ لَا يُؤْمِنُوْنَ

“Katakanlah, “Perhatikanlah apa yang ada di langit dan di bumi!” Tidaklah bermanfaat tanda-tanda (kebesaran Allah) dan rasul-rasul yang memberi peringatan bagi orang yang tidak beriman” (Q.S Yunus [10] : 101)

Dalam Q.S Yunus [10] : 102 Allah SWT menjelaskan perintah-Nya kepada rasul-Nya agar memerintahkan kaumnya untuk memperhatikan dengan mata kepala mereka dan dengan akal budi mereka segala sesuatu yang ada di langit dan bumi. Menurut Shihab (2003) kata ‘undhur’ terambil dari kata menghimpun. Dari kata menghimpun lahir berbagai makna seperti menyampaikan, menelaah, mendalami, meneliti, mengetahui ciri sesuatu, dan

membaca. Dalam Q.S Yunus [10] : 102 Allah SWT memberikan kebaikan kepada hambanya yang memikirkan penciptaan langit dan bumi serta memerintahkan manusia untuk meneliti dan memperhatikan alam semesta (Romlah, 2015). Manusia memperhatikan penciptaan alam semesta seperti cahaya yang memantulkan sinarnya menuju ke permukaan bumi. Pemanfaatan cahaya dalam bidang kesehatan dapat diketahui dari beberapa penggunaan alat pemeriksaan medis sebagai sarana penunjang diagnosis. Salah satu pemanfaatan cahaya pada alat medis adalah dalam penggunaan radiasi sinar-x di bidang radiologi. Radiografi umum merupakan jenis pesawat sinar-X konvensional yang terpasang tetap dan digunakan untuk pemeriksaan rutin pada tubuh (IAEA, 2007). Sesuai dengan peraturan Kepala BAPETEN No. 9 Tahun 2011, salah satu modalitas sumber radiasi pengion yang digunakan di radiologi diagnostic dan intervensional adalah radiografi umum atau *general radiography*.

Pesawat radiografi umum memiliki dua parameter yang mempengaruhi dosis yaitu tegangan tabung (kV) dan waktu arus (mAs). Tegangan melintasi tabung menentukan distribusi energi sinar-X, meningkatkan tegangan tabung sinar-X akan meningkatkan jumlah radiasi dan juga meningkatkan energi foton rata-rata. Tegangan listrik adalah satuan beda potensial yang menentukan daya tembus sinar-X. Semakin tinggi besaran listrik yang digunakan, semakin tinggi pula daya tembusnya. Tegangan yang optimal mampu membuat gambar citra yang dihasilkan tampak jelas, akan tetapi semakin tinggi pula resiko pasien pemeriksaan terkena kanker akibat radiasi yang dihasilkan. Arus waktu berpengaruh dalam lama waktu pemotretan pada bagian tubuh (Utami, Mulyani, dan Istiqomah, 2019). Tegangan melintasi tabung menentukan distribusi energi

sinar x-ray, meningkatkan tegangan tabung sinar-X akan meningkatkan jumlah radiasi dan juga meningkatkan energi foton rata-rata. Energi radiasi sinar-X secara langsung mempengaruhi dosis radiasi kepada pasien, semakin tinggi tegangan pada tabung sinar-X yang digunakan maka semakin tinggi dosis yang diterima pasien (Alsafi, 2016).

Penggunaan sinar-X sebagai sarana penunjang medis sangat diperlukan untuk mendeteksi dan mendiagnosis penyakit. Sinar-X menghasilkan radiasi sehingga dapat menimbulkan dampak yang berbahaya. Apabila radiasi diberikan pada tubuh, maka bagian terbesar yang akan menerima radiasi adalah kulit manusia (Kurnia, 2020). Bagian tubuh yang sering dilakukan pemeriksaan adalah bagian thoraks manusia. Untuk mengetahui seberapa besar dosis yang dikeluarkan alat radiografi umum dapat menggunakan pemodelan pemeriksaan thoraks dengan menggunakan phantom. Alternatif pembuatan phantom dapat dilakukan dengan menyusun komponen akrilik dan alumunium yang sifatnya hampir sama dengan tubuh manusia sesuai dengan kelayakan dan standar internasional AAPM No. 31.

Penelitian di bidang radiografi umum berkembang pesat yaitu penelitian dimulai dengan aspek sumber sinar-X dan aspek kualitas citra yang dihasilkan. Semua kajian pada aspek tersebut terutama ditujukan untuk mendapatkan hasil CT scan dengan kualitas gambar yang baik, kualitas gambar yang baik yang dimaksud adalah gambar yang memenuhi standar dan telah lulus dalam uji kepatuhan Bapeten. Pada penelitian yang dilakukan Luh Gede Puja Satwika, Ni Nyoman Ratini, dan Maghfirotul Iffah pada tahun 2021 dalam judul “Pengaruh Variasi Tegangan Tabung Sinar-X terhadap *Signal to Noise Ratio* (SNR) dengan penerapan *Anode Heel Effect* Menggunakan *Stepwedge*” mendapatkan kesimpulan

bahwa variasi tegangan tabung sinar-X berpengaruh terhadap nilai SNR, dimana semakin besar variasi tegangan tabung sinar-X maka nilai SNR akan semakin kecil. Labania H.M.D dkk dalam penelitian “Analisis Kontras Digital Radiography Dengan Menggunakan ImageJ” pada tahun 2021 menghasilkan sebuah kesimpulan bahwa semakin besar tegangan tabung (kV) yang digunakan maka akan menghasilkan kontras citra yang semakin kecil, sedangkan semakin besar penggunaan arus waktu (mAs) maka akan menghasilkan kontras citra yang semakin besar pula.

Berdasarkan beberapa penelitian diatas, timbul suatu pemikiran untuk mengembangkan penelitian yang telah dilakukan yaitu menganalisa pengaruh faktor eksposi yang meliputi parameter tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) terhadap besar dosis radiasi yang meliputi DAP (dose area product) serta kualitas citra yang meliputi (*Contrast to Noise Ratio*), SNR (*Signal to Noise Ratio*), dan kecerahan keabuan (*Gray Matter Conspicuity*) citra pada pesawat radiografi umum dengan menggunakan objek berupa model *phantom thorax*. Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui variasi faktor eksposi yang tepat untuk melakukan pemindaian menggunakan pesawat radiografi umum sehingga mampu menghasilkan output citra yang maksimal tanpa perlu melakukan editing output citra terlebih dahulu.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas, maka didapatkan rumusan masalah yang akan diselesaikan dalam penelitian ini antara lain yaitu:

1. Bagaimana pengaruh tegangan tabung (kV) terhadap dosis radiasi pada pemodelan *phantom thorax*?

2. Bagaimana pengaruh arus waktu (mAs) terhadap dosis radiasi pada pemodelan *phantom thorax*?
3. Bagaimana pengaruh tegangan tabung (kV) terhadap kualitas citra pada pemodelan *phantom thorax*?
4. Bagaimana pengaruh arus waktu (mAs) terhadap kualitas citra pada pemodelan *phantom thorax*?

1.3 Tujuan

Berdasarkan rumusan masalah yang telah disebutkan diatas, maka tujuan dalam penelitian ini antara lain yaitu:

1. Mengetahui pengaruh tegangan tabung (kV) terhadap dosis radiasi pada pemodelan *phantom thorax*.
2. Mengetahui pengaruh arus waktu (mAs) terhadap dosis radiasi pada pemodelan *phantom thorax*.
3. Mengetahui pengaruh tegangan tabung tegangan tabung (kV) terhadap kualitas citra pada pemodelan *phantom thorax*.
4. Mengetahui pengaruh pengaruh arus waktu (mAs) terhadap kualitas citra pada pemodelan *phantom thorax*.

1.4 Batasan Masalah

Supaya penelitian kali ini terarah sesuai yang diharapkan, maka permasalahan yang terbentuk harus diberi batasan. Adapun batasan masalah yang ada pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian dilakukan di dua Rumah Sakit Umum yang ada di kota Malang.
2. Penelitian menggunakan *acrylic phantom* sebagai objek yang akan diteliti.

3. Alat pertama yang digunakan adalah pesawat *Digital Radiography* (DR) merk Siemens OPTITOP 150/40/80HC keluaran tahun 2018 dengan spesifikasi tegangan sebesar 150 kV dan arus sebesar 640 mAs.
4. Alat kedua yang digunakan adalah pesawat *Computed Radiography* (CR) merk Shimadzu Fluorospeed model 0.6/1.2P324DK keluaran tahun 2009 dengan spesifikasi tegangan sebesar 150 kV dan arus sebesar 320 mAs.

1.5 Manfaat Penelitian

Dengan dilakukannya penelitian ini diharap dapat memberi manfaat pada petugas radiografi saat melakukan *setting* faktor eksposi pada pesawat radiografi umum untuk pemeriksaan yang berpengaruh pada dosis radiasi dan kualitas citra yang dihasilkan sehingga mampu menghasilkan output citra yang maksimal tanpa perlu melakukan editing output citra terlebih dahulu. Dengan dilakukannya *setting* faktor eksposi yang tepat maka dapat memudahkan dokter untuk mendiagnosis penyakit dengan tepat, cepat, dan akurat.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sinar – X

Sinar-X adalah bentuk radiasi elektromagnetik dengan frekuensi tinggi dan energi yang besar. Radiasi ini terbentuk melalui proses perubahan energi dari partikel-partikel yang diakselerasikan pada kecepatan yang sangat tinggi, seperti elektron yang diarahkan menuju target (Kenneth, 2002). Sinar-X pertama kali ditemukan oleh Wilhem Conrad Rontgen pada tahun 1895 yang merupakan pancaran gelombang elektromagnetik dengan energi yang sangat tinggi dan panjang gelombang yang pendek. Ketika elektron menumbuk atom dalam target, elektron akan mengalami perubahan energi dan kehilangan energi kinetiknya dalam bentuk foton yang memiliki frekuensi tinggi. Foton-foton ini adalah sinar-X. Sinar-X memiliki kemampuan untuk menembus bahan yang padat dan menghasilkan bayangan atau citra dari objek-objek di dalamnya (William, 2002). Oleh karena itu, sinar-X digunakan dalam bidang medis untuk membuat gambar internal tubuh manusia misalnya pada bidang kesehatan yaitu radiologi diagnostik.

Pancaran radiasi atau penyinaran telah dijelaskan Allah SWT Dalam Q.S Yunus [10] : 5: (Kementrian Agama R.I., 2009)

هُوَ الَّذِي جَعَلَ الشَّمْسَ ضِيَاءً وَالْقَمَرَ نُورًا وَقَدَرَهُ مَنَازِلَ لِتَعْلَمُوا عَدَدَ السِّنِينَ وَالْحِسَابَ مَا
خَلَقَ اللَّهُ ذَلِكَ إِلَّا بِالْحَقِّ يُفَصِّلُ الْآيَاتِ لِقَوْمٍ يَعْلَمُونَ

“Dialah yang menjadikan matahari bersinar dan bulan bercahaya, dan Dialah yang menetapkan tempat-tempat orbitnya, agar kamu mengetahui bilangan tahun, dan perhitungan (waktu). Allah tidak menciptakan demikian itu melainkan dengan benar. Dia menjelaskan tanda-tanda (kebesaran-Nya) kepada orang-orang yang mengetahui.” (Q.S Yunus (10) : 101)

Allah menjadikan semua yang disebutkan itu bukanlah dengan percuma, melainkan dengan penuh hikmah. Menurut Syarifah (2020) kata *dhiya* berasal dari kata *dha'a-yadhu'u-dhiya* yang berarti sesuatu yang menyebar dari benda yang bercahaya. Menurut Zaghlul (2010) dijelaskan bahwa sinar matahari akan mengalami proses pembelahan dan pemantulan ketika jatuh ke permukaan bulan sehingga bulan memiliki potensi untuk menjadi benda yang bercahaya. Cahaya bulan merupakan hasil pembelahan dan pemantulan sinar matahari di permukaan bulan melalui gaya elektromagnetik. Sama halnya dengan ditemukannya sinar-X yang mana memberikan manfaat yaitu digunakan untuk mengambil gambar foto yang dikenal sebagai teknik radiograf.

Teknik radiograf melibatkan penggunaan sinar-X yang dibangkitkan melalui proses penghamburan elektron dan pemancaran elektron pada sebuah tabung sinar-X (Bushberg, 2011). Prinsip dasar dari teknologi sinar-X yang digunakan dalam teknik radiograf didasarkan pada perpindahan elektron dan perubahan kecepatan saat bertumbukan dengan target. Proses ini dimodelkan dengan dengan konsep lompatan elektron dimana elektron melepaskan energi dalam bentuk sinar-X saat mereka beralih dari level energi yang lebih tinggi ke yang lebih rendah pada saat sinar menabrak target. Sama halnya dengan ketika matahari yang bersinar menabrakkan cahayanya ke bulan sehingga menjadikan bulan menjadi bercahaya.

Sinar-X yang dipancarkan oleh tabung merupakan pancaran foton yang berasal dari interaksi elektron dengan inti atom di anoda. Besar energi dari sinar-X ditentukan oleh beda tegangan antara katoda dan anoda. Foton tiap satuan luas disebut dengan penyinaran (exposure). Berdasarkan proses terjadinya, sinar-X

dibedakan menjadi 2 (dua) yaitu, sinar-X karakteristik dan sinar-X bremsstrahlung (Pasinringi, 2012).

2.1.1 Sinar – X Karakteristik

Sinar-X karakteristik merupakan proses terjadinya perpindahan electron akibat peristiwa eksitasi saat menumbuk target sehingga memancarkan energi yang berbentuk gelombang elektromagnetik dengan waktu yang singkat. Sinar- X karakteristik terjadi ketika elektron dengan energi kinetik lebih tinggi berinteraksi dengan elektron di setiap kulit atom yang memiliki energi lebih kecil dibanding dengan elektron yang menumbuknya (William, 2002). Peristiwa tersebut mengakibatkan elektron yang berada di kulit tersebut terlepas dari orbitnya dan terjadi transisi elektron dari orbit yang lebih luar ke orbit yang dalam. Elektron yang bertransisi tersebut melepaskan energi berupa sinar-X. Sinar-X karakteristik memiliki spektrum diskrit

2.1.2 Sinar – X Bremsstrahlung

Bremsstrahlung merupakan kata dalam bahasa Jerman yang berarti pengereman atau perlambatan. Ketika elektron proyektil berkecepatan tinggi yang berasal dari katoda melewati inti atom di target, inti bermuatan positif akan memberikan gaya tarik pada elektron. Medan listrik yang kuat menghambat penetrasi elektron ke dalam inti atom, menyebabkan electron melambat dan berubah arah. Perlambatan ini mengakibatkan hilangnya energi kinetik yang diubah menjadi sinar-X. Kualitas radiasi yang dilepaskan bergantung pada jumlah perlambatan dan energi kinetik yang dimiliki elektron yang masuk dan diukur dalam satuan kVp (Percuoco, 2014). Sinar-X bremsstrahlung mempunyai spektrum energi kontinu.

Sinar-X memiliki beberapa sifat fisik sebagai berikut (Adnyana, 2014):

a. Daya Tembus

Sinar-X mempunyai daya tembus yang besar, dapat menembus bahan yang padat dengan daya tembus yang sangat besar seperti tulang dan gigi. Daya tembus sinar-X berbanding lurus dengan tegangan tabung, semakin tinggi nilai tegangan tabung (kV) yang digunakan maka semakin besar pula daya tembus sinar-X.

b. Pertebaran

Sinar-X setelah melalui suatu bahan, berkas sinar-X akan bertebaran ke seluruh arah yang akan menimbulkan radiasi hambur pada bahan yang dilalui. Hal ini mengakibatkan gambar pada radiografi dan pada film akan tampak terlihat kabur secara menyeluruh. Untuk mengurangi akibat dari radiasi hambur maka digunakan timah hitam (grid) yang tipis diantara subjek.

c. Penyerapan

Sinar-X dalam radiografi akan diserap oleh bahan sesuai dengan kepadatan bahan tersebut. Penyerapan sinar-X akan semakin besar apabila kepadatan bahan semakin tinggi.

d. Efek Fotografik

Dalam kamar gelap, sinar-X dapat menghitamkan emulsi film setelah diproses secara kimiawi. Efek fotografik adalah efek yang terjadi ketika cahaya jatuh pada bahan fotosensitif seperti film atau sensor kamera, dan menghasilkan gambar atau citra yang merekam detail dan warna dari subjek yang diambil.

e. Fluoresensi

Sinar-X dapat menyebabkan bahan-bahan tertentu (kalsium atau sink sulfide) memancarkan cahaya (luminisensi). Terdapat 2 (dua) jenis luminisensi:

- 1) Fluoresensi, terjadi pemancarkan cahaya sewaktu sinar-X ada.
- 2) Fosforisensi, terjadi pemancaran cahaya berlangsung beberapa saat walaupun radiasi dari sinar-X sudah dimatikan.

f. Ionisasi

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

g. Efek Biologi

Sinar-X memberikan efek perubahan biologi pada jaringan tubuh. Efek biologi ini dipergunakan dalam pengobatan radiologi.

2.1.3 Interaksi Radiasi Sinar – X Terhadap Materi

Sinar X yang melewati suatu obyek akan mengalami atenuasi atau perubahan arah (attenuated). Derajat atenuasi sangat tergantung pada densitas dan nomor atom dari obyek yang di-scan. Untuk monoenergetic X-rays yang melewati sebuah obyek yang tebalnya d dapat dijelaskan berdasarkan hukum Beer (Beer's Law) dengan rumus sebagai berikut (Denison et al., 1997):

$$I = I_0 e^{-(\mu E d)} \quad (2.1)$$

Dimana I = Intensitas radiasi yang telah mengalami atenuasi (W/m^2)

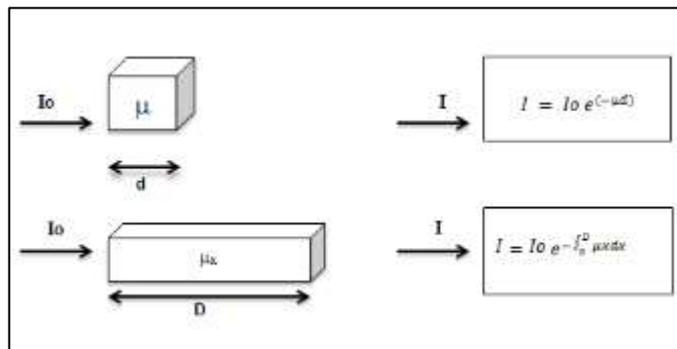
I_0 = Intensitas radiasi awal (W/m^2)

μ = koefisien atenuasi linier (Bq)

E = nomor atom dan energi radiasi

d = tebal obyek (m)

Dari persamaan di atas dapat dilihat bahwa makin besar d atau μ , maka akan menghasilkan nilai I yang makin kecil atau telah terjadi atenuasi yang semakin besar.



Gambar 2. 1 Hubungan antara intensitas radiasi yang telah mengalami atenuasi dengan ketebalan obyek

Koefisien linier atenuasi dipengaruhi oleh kepadatan obyek yang di scan (Phillips et al., 1997). Semakin padat obyeknya maka akan menghasilkan atenuasi yang lebih besar dibandingkan dengan obyek yang kepadatannya lebih kecil. Sehingga dua obyek yang berbeda kepadatannya akan menghasilkan gambar sinar x yang berbeda. Gambar digital yang dihasilkan dari proses CT scan memperlihatkan potongan melintang bagian dalam obyek, darimana material yang terekam dapat dibedakan.

Macam-macam interaksi radiasi dengan materi adalah sebagai berikut:

a. Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik adalah efek yang timbul karena interaksi antara radiasi elektromagnetik dengan elektron-elektron dalam atom bahan. Efek fotolistrik ini umumnya banyak terjadi pada materi dengan Z yang besar, seperti pada tembaga ($Z=29$) atau timah hitam ($Z=82$) (Akhadi, 2000).

Efek fotolistrik hanya muncul ketika cahaya yang menerpa memiliki frekuensi di atas nilai ambang tertentu.

b. Efek Compton

Merupakan suatu tumbukan lenting sempurna antara sebuah foton dengan sebuah elektron bebas. Hamburan Compton terjadi pada penggunaan di radiodiagnostik dengan rentang energi 18 -150 kV (Indrati, et al 2017). Hamburan Compton adalah proses hamburan partikel sub-atomik, khususnya foton, ketika berinteraksi dengan elektron bebas atau elektron dalam atom yang kurang terikat secara longgar. Hamburan Compton terjadi ketika foton menabrak elektron, menyebabkan foton kehilangan sebagian energinya dan berubah menjadi foton dengan panjang gelombang yang lebih panjang serta mengalami perubahan arah.

2.1.4 Efek Radiasi Sinar – X Terhadap Biologis

Sinar-X terbentuk oleh anoda dan katoda di dalam tabung rontgen. Ketika katoda dipanaskan dengan suhu lebih dari 20.000°C, maka elektron akan terlepas dan bergerak menuju anoda. Dengan memberikan tegangan yang tinggi, maka gerakan elektron dari katoda menuju anoda akan dipercepat. Elektron akan diberhentikan saat mencapai anoda dan terbentuk panas (99%) dan sinar-X (1%) (Felda et al., 2014). Interaksi radiasi pengion dengan tubuh manusia akan mengakibatkan terjadinya efek kesehatan. Efek kesehatan ini dimulai dengan peristiwa yang terjadi pada tingkat molekuler dan berkembang menjadi gejala klinis (Hiswara, 2015).

a. Efek Deterministik

Efek deterministik terjadi akibat adanya kematian sel yang diakibatkan oleh paparan radiasi menyeluruh maupun lokal. Efek ini terjadi bila dosis radiasi yang diterima tubuh melebihi nilai dosis ambang. Efek ini juga bisa terjadi pada individu yang terpapar dalam waktu singkat setelah paparan terjadi, dan tingkat keparahannya akan meningkat jika dosis yang diterimanya besar (Hiswara, 2015).

b. Efek Stokastik

Efek stokastik adalah efek radiasi yang terjadi secara acak tanpa ada dosis ambang, muncul setelah masa laten (masa tenang yang lama), dan tidak ada penyembuhan spontan. Besar dosis mempengaruhi peluang terjadinya efek stokastik, tetapi tidak mempengaruhi keparahan atau dengan kata lain keparahannya tidak tergantung pada dosis radiasi. Contoh efek stokastik meliputi : kanker dan leukimia (Indrati, et al 2017).

2.2 Radiografi Umum

Radiografi umum adalah teknik pencitraan medis non-invasif yang menggunakan sinar-X untuk menghasilkan gambar internal tubuh. Teknik ini digunakan untuk membantu dokter dalam mendiagnosis dan memantau berbagai kondisi medis. Radiografi umum adalah pesawat sinar-X yang terpasang secara tetap dalam ruangan untuk menghasilkan citra radiografik tubuh pasien untuk pemeriksaan pada umumnya (BAPETEN, 2011). Radiografi Umum adalah metode pemeriksaan medis yang menggunakan sinar-X untuk membuat gambar bagian dalam tubuh. Hal ini bertujuan untuk membantu dalam diagnosis dan pengawasan

kondisi medis seperti memeriksa tulang, paru-paru, dan organ abdomen. Radiografi Umum dilakukan dengan menempatkan pasien di depan mesin sinar-X dan memposisikan bagian tubuh yang akan diperiksa di antara mesin dan film radiografis. Sinar-X menembus tubuh dan memproyeksikan gambar bagian dalam tubuh yang tercapai pada film radiografis. Prinsip radiografi umum adalah jika sinar radiasi yang dilewatkan serta penyerapan radiasi objek sangat tinggi, maka hanya sebagian kecil radiasi yang memengaruhi objek sehingga nilai kehitaman pada objek akan rendah. Sebaliknya, jika nilai penyerapan sangat rendah, maka nilai densitas akan sangat tinggi sehingga kehitaman pada objek akan tinggi. Pemeriksaan menggunakan alat ini biasanya digunakan untuk pemeriksaan secara rutin meliputi pemeriksaan thoraks, abdomen, ekstremitas, lumbar, femur, dan yang lainnya (IAEA, 2007). Gambar 2.2 menunjukkan penyusun utama dari radiografi umum yaitu tabung sinar-X, Meja pasien, konsol pengendali atau panel kontrol, overhead tubecrane support, cassette ray, dan kolimator.

2.2.1 Tabung Sinar – X

Tabung sinar-X merupakan bagian pesawat yang menghasilkan sinar-X dan didalamnya terdapat katoda dan anoda. Pesawat radiografi umum memiliki tabung sinar-X yang terdiri dari tempat tabung (tube housing) dan tabung bagian dalam. Tempat tabung berfungsi sebagai penekan radiasi yang tidak dibutuhkan (Johnston et.al, 2012). Sedangkan pada tabung bagian dalam merupakan tempat diproduksi sinar-X (Ehrlich et.al, 2013).



Gambar 2. 2 Komponen utama radiografi umum

2.2.2 Panel Kontrol (*Controle Console*)

Panel control adalah bagian radiografi umum yang berfungsi sebagai pengaturan tegangan tabung dan arus filamen. Panel control berfungsi untuk mengatur parameter yang digunakan pada pesawat radiografi umum. sebagai Komponen penyusunnya terdiri dari indicator standby, display kV, indicator ready, tombol setting mAs, indicator X-Ray, display mAs, indicator call service, tombol lampu, tompol power, kunci kontak, tombol setting kV dan generator tegangan tinggi.



Gambar 2. 3 Panel kontrol radiografi umum

2.3 Pemeriksaan Thoraks

Foto thorax atau sering disebut *Chest X-Ray* (CXR) adalah suatu proyeksi radiografi dari thorax untuk mendiagnosis kondisi-kondisi yang mempengaruhi thorax, isi dan struktur-struktur di dekatnya. Foto thorax menggunakan radiasi

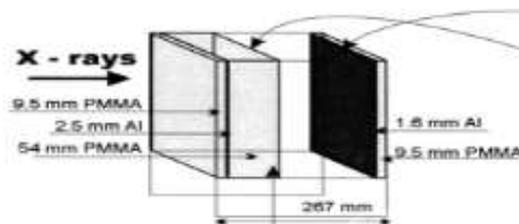
terionisasi dalam bentuk x-ray. Pemeriksaan foto thorax atau foto rontgen thorax adalah prosedur pencitraan medis non-invasif yang menggunakan sinar-X untuk menghasilkan gambar dari dada dan organ-organ di dalamnya, termasuk jantung, paru-paru, tulang rusuk, dan diafragma. Pemeriksaan foto thorax sering digunakan untuk membantu dokter dalam mendiagnosis berbagai kondisi medis, seperti pneumonia, kanker paru-paru, dan cedera dada. Prosedur ini dilakukan dengan pasien berdiri atau duduk di depan mesin rontgen, dengan dada terbuka dan meletakkan peralatan deteksi sinar-X di belakang punggung. Kemudian, pasien diminta untuk menahan napas sementara sinar-X dipancarkan melalui dada dan tertangkap oleh detektor. Setelah pemeriksaan selesai, gambar rontgen thorax akan dievaluasi oleh radiolog dan dokter yang merawat untuk menilai kondisi kesehatan pasien. Pemeriksaan foto thorax adalah prosedur yang umum dan relatif murah untuk mengevaluasi organ-organ di dalam dada, dan sering digunakan sebagai langkah pertama dalam diagnosis beberapa kondisi medis.

Foto thorax digunakan untuk mendiagnosis banyak kondisi yang melibatkan dinding thorax, tulang thorax dan struktur yang berada di dalam kavitas thorax termasuk paru-paru, jantung dan saluran-saluran yang besar. Pneumonia dan gagal jantung kongestif sering terdiagnosis oleh foto thorax. CXR sering digunakan untuk skrining penyakit paru yang terkait dengan pekerjaan di industri-industri seperti pertambangan dimana para pekerja terpapar oleh debu (Anonim, 2016).

2.4 Phantom

Phantom merupakan pemodelan dari objek bagian tubuh manusia yang digunakan dalam bidang radiologi untuk evaluasi kualitas citra radiograf secara realistis (Vassileva, 2002). Phantom yang sering digunakan adalah phantom yang

terbuat dari bahan akrilik karena memiliki kerapatan massa yang sama dengan kerapatan air yakni $0,994 \text{ gr/cm}^3$. Hal ini diketahui karena manusia terdiri dari 90% molekul air (Pratiwi, 2006). Salah satu pemodelan phantom geometris sederhana adalah phantom LucAl (standar domestic/kalibrasi phantom) yang dirancang dalam pencitraan dan tujuan dosimetrik pada kisaran tegangan tabung 20 kV hingga 150 kV. Phantom LucAl terdiri dari 250 mm x 250 mm polimetil-metaakrilat (PMMA) dan 1100 aluminium (Al) dengan spesifikasi ketebalan seperti pada gambar (xx). Ketebalah phantom LucAl secara keseluruhan adalah 267 mm dengan 4,1 mm Al, 73 mm PMMA dan 190 mm celah udara (Vassileva, 2022).



Gambar 2. 4 Phantom standar LucAl untuk objek Thorax

2.5 Besaran Radiasi Sinar – X

Penentuan besaran radiasi dan efek yang dihasilkan oleh dosis radiasi atau besaran dosimetry diperlukan untuk mengetahui potensi bahaya radiasi dalam proteksi radiaso. Untuk menjamin konsistensi penggunaan tersebut international commission on Radiation Unit and Measurement (ICRU) telah merekomendasikan definisi dan faktor konversi yang dapat digunakan dalam proteksi radiasi. Berikut adalah beberapa besaran yang digunakan dalam proteksi radiasi:

a. Energi

Energi mempengaruhi kemampuan radiasi untuk menembus suatu materi. Satuan energi menurut Satuan International (SI) adalah Joule (J). satuan yang digunakan untuk proteksi radiasi adalah satuan elektron volt

(eV) dimana satu elektron volt adalah besar energi yang diperoleh apabila elektron dipercepat melalui beda potensial sebesar satu volt sehingga konversinya menjadi (Batan, 2008).

$$1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ J} \quad (2.2)$$

b. Paparan

Paparan dapat diartikan sebagai kemampuan radiasi sinar-X atau gamma untuk menimbulkan ionisasi di udara dan volume tertentu (Batan, 2008). Paparan sinar-X juga dapat diketahui dengan parameter operasional pesawat sinar-X dengan persamaan sistematisnya adalah (Massey, 1997):

$$X = \frac{I.t(V)^2}{d^2} \quad (2.3)$$

c. Kerma

Kerma (K) adalah singkatan kata dari *kinetic energy released per unit mass of absorber*. Kerma merupakan jumlah seluruh energi kinetik awal yang ditransfer dari partikel tak bermuatan atau foton ke partikel bermuatan atau elektron dalam suatu material dengan massa tertentu (IAEA, 2007). Pada dasarnya kerma mengukur energi kinetik awal dari interaksi primer yaitu efek fotolistrik, hamburan Compton, dan produksi pasangan pada suatu media pengabsorpsi. Jika medium pengabsorpsi udara maka dapat digunakan istilah kerma udara (Batan, 2008).

2.6 Dosis Radiasi Sinar – X

Dosis radiasi sinar-X adalah ukuran jumlah radiasi yang diterima oleh tubuh saat melakukan pemeriksaan radiografi. Dosis radiasi dinyatakan dalam unit mGy (miligray) atau mSv (milisievert) (Powsner, 2006). Tingkat dosis radiasi yang

diterima oleh tubuh bergantung pada beberapa faktor, seperti jenis pemeriksaan radiografi, posisi tubuh pasien, dan kondisi khusus pasien. Beberapa pemeriksaan radiografi memerlukan dosis radiasi yang lebih tinggi daripada yang lain, dan pemeriksaan yang memerlukan waktu pemaparan yang lebih lama akan menghasilkan dosis radiasi yang lebih tinggi. Terdapat beberapa besaran dosis yang digunakan dalam proteksi radiasi yaitu:

a. Dosis Serap (D)

Dosis serap adalah jumlah radiasi ionisasi yang diserap oleh jaringan hidup atau bahan tertentu ketika terkena radiasi pengion. Dosis serap diukur dalam satuan Gray (Gy) atau miligray (mGy) dan merupakan ukuran dari energi radiasi per unit massa jaringan. Satuan Internasional (SI) untuk dosis serap adalah $J.kg^{-1}$ (Wiryosimin, 1999).

b. Dosis Ekuivalen (H)

Dosis ekuivalen adalah ukuran radiasi yang memperhitungkan jenis radiasi dan potensi kerusakan yang dapat terjadi pada jaringan hidup yang terpapar radiasi tersebut (HPS, 1999). Dosis ekuivalen diukur dalam satuan Sievert (Sv) atau millisievert (mSv) dan didefinisikan sebagai jumlah dosis serap yang dikalikan dengan faktor bobot radiasi (WR) dan faktor koreksi untuk jenis radiasi (W_t). Dosis ekuivalen berguna untuk memperhitungkan potensi risiko kesehatan yang terkait dengan berbagai jenis radiasi ionisasi. Semakin besar dosis ekuivalen yang diterima oleh seseorang maka semakin besar pula risiko efek radiasi yang terkait dengan paparan tersebut. (Batan, 2008). Persamaan matematis dosis ekuivalen dapat dituliskan:

$$H = \Sigma (D \times W_R) \quad .(2.4)$$

Dimana : H = Dosis Ekuivalen (Sv)

W_R = Faktor Bobot Radiasi

c. Dosis Efektif (E)

Dosis efektif adalah ukuran radiasi yang memperhitungkan jenis radiasi, potensi kerusakan pada jaringan hidup yang terpapar radiasi, dan sensitivitas berbagai organ dan jaringan tubuh terhadap radiasi tersebut (HPS, 1999). Dosis efektif diukur dalam satuan Sievert (Sv) atau millisievert (mSv) dan didefinisikan sebagai jumlah dosis ekuivalen yang dikalikan dengan faktor koreksi untuk jenis radiasi (W_t) dan faktor bobot untuk sensitivitas organ tubuh terhadap radiasi (W_T). Dosis efektif digunakan untuk mengevaluasi risiko kesehatan yang terkait dengan paparan radiasi ionisasi pada seluruh tubuh manusia, terutama dalam situasi di mana berbagai organ dan jaringan tubuh menerima dosis radiasi yang berbeda (Akhadi, 2000). Persamaan matematisnya adalah:

$$E = \Sigma (W_T \times H) \quad (2.5)$$

Dimana : E = Dosis Efektif (Sv)

H = Dosis Ekuivalen (Sv)

W_T = Faktor Bobot Jaringan

d. *Dose Area Product* (DAP)

Dose Area Product (DAP) adalah ukuran yang digunakan untuk menghitung jumlah total energi radiasi yang diterima oleh sebidang area tertentu pada permukaan pasien selama prosedur radiologi. DAP dapat

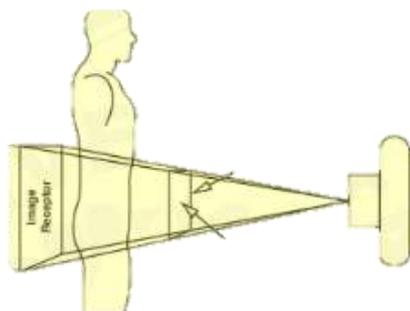
dihitung dengan menggunakan dua parameter, yaitu indeks eksposi (EI) dan luas area yang terkena radiasi (A) (Khan, 2014). Dalam satuan SI, DAP diukur dalam Gray-centimeter persegi (Gy.cm²), sedangkan dalam satuan kuno, DAP diukur dalam roentgen-centimeter persegi (Röntgen.cm²) (Fauber, 2015). DAP dapat disebut sebagai air kerma product (KAP) dan secara sederhana dapat ditemukan dari perkalian kerma udara (Gy) dengan luas area penyinaran (cm²) seperti pada gambar 2.5. DAP dapat dinyatakan dalam persamaan (Huda, 2014):

$$DAP = EI \times A \quad (2.6)$$

Dimana : DAP = *dose area product* (Gy. cm²)

EI = Indeks Eksposi (C/Kg)

A = Luas Area (cm²)



Gambar 2. 5 Skema pengukuran radiografi pada berkas bidang A
 Nilai dari EI diukur dari udara bebas tanpa radiasi hambur dengan resultan DAP yang tetap terhadap lokasi pengukuran (Huda, 2014). Beberapa pengukuran dosimetry lainnya seperti entrance surface dose (ESD) dapat menggunakan estimasi melalui pengukuran DAP dan dikalkulasi faktor konversinya. Sehingga dosis efektif pada pemeriksaan radiodiagnostik dapat ditentukan (Nassef et al., 2014).

2.7 Faktor Pembentukan Radiografi (Faktor Eksposi)

Banyaknya radiasi yang diterima pasien selama pemeriksaan radiografi umum merupakan fungsi dari beberapa parameter. Salah satu parameter yang mempengaruhi besar keluaran dosis radiasi adalah energi berkas atau tegangan tabung (kV), kuat arus tabung (mAs), dan waktu rotasi (s) yang termasuk dalam faktor eksposi radiograf (Amelia et al., 2014).

2.7.1 Tegangan Tabung

Perubahan tegangan tabung menyebabkan perubahan dosis, *noise*, dan kontras citra yang dihasilkan. Akibatnya, tegangan tabung yang tinggi mengurangi kontras citra dan juga mengurangi *noise* dan dapat mengurangi kualitas citra. Hubungan antara tegangan tabung dan kualitas gambar kompleks, karena mempengaruhi *noise* dan kontras citra. Perubahan *noise* akan berbanding terbalik dengan perubahan tegangan tabung dan penurunan tegangan tabung dapat meningkatkan nilai *noise* (Soderberg, 2008).

2.7.2 Arus Waktu Rotasi

Parameter lain yang mempengaruhi kualitas citra dan dosis radiasi adalah arus waktu rotasi, yang merupakan ukuran jumlah radiasi yang digunakan untuk mendapatkan citra radiografi pada komputer. Banyak penelitian telah melakukan riset untuk memodifikasi arus waktu rotasi untuk pengurangan dosis, dan hasilnya menunjukkan bahwa ini adalah cara untuk mengoptimalkan dosis. Mengurangi arus waktu rotasi menjadi separuh awal akan mengurangi dosis dan *noise* sebesar 50% (Tsapaki dan Rehani 2007).

2.8 Kualitas Citra Radiografi

Kualitas gambar dipengaruhi oleh produksi sinar-X yang terbentuk dari beberapa parameter yaitu tegangan tabung (kV) dan Arus Waktu (mAs) (Soesilo Wibowo et al., n.d.). Menurut Brinda dalam penelitian Wibowo (2019) langkah pertama untuk optimalisasi parameter penyinaran yaitu dengan mengoptimalkan tegangan dan arus tabung. Kualitas citra yang optimal ditentukan oleh dua karakteristik yaitu *Gray Matter Conspicuity* (*GM Conspicuity*), *contrast to noise ratio* (CNR) dan *signal to noise ratio* (SNR).

2.8.1 Gray Matter Conspicuity

kualitas citra dapat dilakukan melalui pengukuran nilai ROI pada beberapa titik di setiap citra. Nilai ROI diperoleh dalam *Hounsfields Units* (HU) yang dapat digunakan untuk melihat kualitas melalui perbandingan nilai tingkat kecerahan bahan abu (*Gray Matter Conspicuity*) dengan mengambil sedikitnya tiga titik ROI untuk masing-masing daerah berwarna abu (*gray matter conspicuity*) dan berwarna putih (*white matter conspicuity*) pada setiap citra. Nilai ROI kemudian dirata-rata dan dicari nilai standar deviasinya seperti dibawah ini (Rozanah, 2015).

$$GM\ Conspicuity = \frac{mean\ GM\ HU - mean\ WM\ HU}{mean\ WM\ HU} \quad (2.7)$$

Kualitas skala keabuan ditampilkan menggunakan histogram yang menampilkan jumlah pixel pada citra sumbu Y untuk setiap level keabuan dari level (0) hingga ke paling terang (255) pada sumbu X (Seletchi, 2006).

2.8.2 Contrast to Noise Ratio

Contrast to Noise Ratio (CNR) adalah penilaian visual dengan ukuran kuantitas rasio kontras terhadap *noise*, sehingga dapat menghilangkan subjektivitas pengamat (manusia). CNR dapat dtentukan dengan membuat *region of interest*

(ROI) pada objek yang terlihat pada hasil scan, sehingga CNR dapat dihitung dengan menggunakan persamaan:

$$CNR = \frac{\text{mean GM HU} - \text{mean WM HU}}{[(SD GM HU)^2 + (SD WM HU)^2]^{1/2}} \quad (2.8)$$

Dimana *mean GM HU* adalah *mean ROI* dari objek, *mean WM HU* adalah *mean ROI* dari *background* diantara dua objek dan *SD* adalah standart deviasi dari *mean GM HU* dan *WM HU*. Nilai CNR harus lebih besar dari 1.0 untuk pemeriksaan kepala orang dewasa. Sedangkan untuk pemeriksaan kepala anak-anak harus lebih besar dari 0.7 (ACR, 2017).

2.8.3 Signal to Noise Ratio

Signal to noise ratio (SNR) adalah perbandingan antara besarnya amplitude sinyal dengan amplitudo *noise* yang mana nilai SNR tersebut digunakan untuk menentukan kualitas citra (Arifah, et.al, 2017). *Signal to noise ratio* (SNR) berpengaruh terhadap kualitas citra CT *Scan* yang dihasilkan karena kenaikan nilai SNR diikuti dengan kualitas gambar. Nilai SNR yang tinggi dapat dimanfaatkan untuk menghasilkan gambar dengan *spatial resolution* yang baik karena SNR dipengaruhi oleh kekuatan arus tabung (Kartawiguna, 2015).

Menurut Rohmanika (2017) kualitas citra yang optimal ditunjukkan dengan nilai *signal to noise ratio* (SNR) yang tinggi. Sinyal CT scan didefinisikan sebagai densitas pada HU (Housnfield unit) dan citra noise sebagai standar deviasi akibat pelemahan pada suatu daerah. Nilai SNR dirumuskan dalam persamaan:

$$SNR = \frac{\text{mean of tissue in ROI}}{SD \text{ in ROI}} \quad (2.9)$$

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Jenis Penelitian

Jenis penelitian ini adalah penelitian eksperimen yaitu metode yang digunakan untuk menganalisis pengaruh faktor eksposi yang terdiri dari tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) terhadap besar dosis radiasi berupa nilai DAP (Dose Area Product) serta kualitas citra yang dihasilkan pada proses *scanning phantom* menggunakan alat Radiografi Umum merk Siemens dan Shimadzu . Analisis kualitas citra meliputi nilai kecerahan keabuan (*Gray Matter Conspicuity*), CNR (*Contrast to Noise Ratio*), dan nilai SNR (*Signal to Noise Ratio*).

3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan selama tiga bulan pada bulan November 2022 hingga bulan Januari 2023. Penelitian ini dilakukan di dua Rumah Sakit umum yang ada di kota Malang.

3.3 Alat dan Bahan

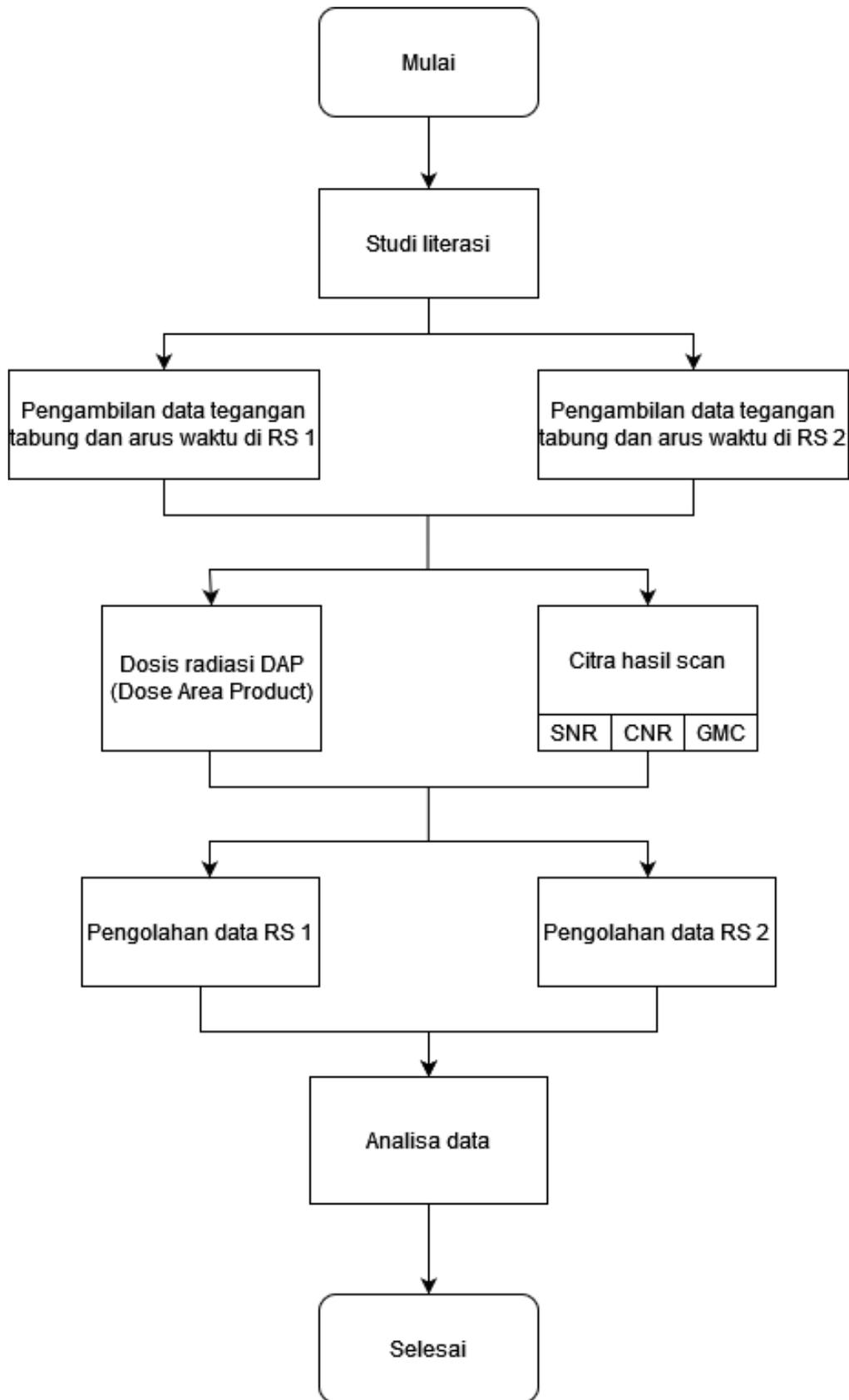
Adapun alat dan bahan yang dibutuhkan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Tabung sinar-x *Computed Radiography*
2. Tabung sinar-x *Digital Radiography*
3. Perangkat komputer
4. *Carestream CR*
5. *Cassette Radiography*

6. *Control Board*
7. *Operator Terminal*
8. *Acrylic Phantom*
9. *DAS (Data Acquisition system)*
10. *Output device*
11. *Image Recording*
12. *Software Matlab 2008b*
13. *Software ImageJ*

3.4 Diagram Alir Penelitian

Dalam penelitian pengaruh faktor eksposi terhadap dosis radiasi dan kualitas citra pesawat radiografi umum pada pemodelan *phantom* thorax terdapat beberapa tahapan kerja seperti pada diagram berikut:



Gambar 3.1 Diagram alir penelitian

3.5 Rancangan Penelitian

3.5.1 Studi Literatur

Studi literatur dilakukan bertujuan untuk mengkaji hal-hal yang berhubungan dengan teori-teori relevan yang mendukung dalam penelitian. Kajian pustaka yang diperlukan untuk melandasi penelitian ini adalah kajian pustaka tentang sinar-X, Pesawat Sinar-X, faktor eksposi, dosimetri, dan kualitas citra.

3.5.2 Persiapan Komponen Radiografi

1. Disiapkan perangkat radiografi umum yang terdiri dari meja pasien, konsol pengendali (papan ketik, mouse, monitor, dan interkom) dan tabung sinar-x.
2. Disiapkan perangkat komputer radiografi.
3. Disiapkan *acrylic phantom* sebagai subjek penelitian
4. *Acrylic phantom* diletakkan diatas meja pasien dengan ketentuan area kolimasi 35 x 43 cm.
5. Dioperasikan pesawat sinar-x melalui ruangan lain yang disambungkan dengan intercom.

3.5.3 Pemindaian Citra Pemodelan Phantom Thoraks

1. Disetting variasi tegangan tabung 48 kV hingga 68 kV dengan arus -waktu rotasi konstan 8 mAs dan variasi arus waktu 8 mAs hingga 40 mAs dengan tegangan tabung konstan sebesar 48 kV.
2. Diatur area scan untuk memperoleh citra pada bagian multipin *phantom*.
3. Dilakukan proses scanning sesuai petunjuk pada *control board*.
4. Didapatkan data Digital Imaging and Communication Medicine (DICOM) dari *phantom*.

3.5.4 Penghitungan Nilai Dosis *Phantom*

Penghitungan nilai dosis dilakukan untuk mengetahui besar nilai DAP setelah diberi faktor eksposi yang bervariasi. Data yang diperoleh dari variasi tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) pada phantom adalah DAP (*Dose Area Product*) yang merupakan konsep untuk menghitung jumlah dosis radiasi yang dikeluarkan oleh alat pesawat radiografi umum. DAP adalah ukuran yang digunakan untuk mengukur jumlah dosis radiasi yang diserap oleh pasien selama pemeriksaan rontgen. DAP dapat diketahui dari persamaan sebagai berikut:

$$DAP = E \times A$$

dimana: E = intensitas radiasi pada permukaan pasien (J/m^2)

A = luas permukaan pasien (m^2)

3.5.5 Penghitungan dan Analisis Kualitas Citra *Phantom*

Berdasarkan *scanning* yang telah dilakukan diperoleh citra dari phantom berupa data digital yaitu DICOM. Citra tersebut diolah menggunakan software Radiant Viewer pada konsol pengendali untuk mengetahui nilai mean GM HU, mean WM HU, dan standart deviasi dari nilai GM HU dan WM HU sehingga dapat digunakan untuk menghitung nilai GM *Conspicuity* yang didefinisikan dengan rumus:

$$GM \text{ Conspicuity} = \frac{\text{mean object} - \text{mean background}}{\text{mean background}}$$

Kualitas skala keabuan ditampilkan menggunakan histogram yang menampilkan jumlah pixel pada citra sumbu Y untuk setiap level keabuan dari level (0) hingga ke paling terang (255) pada sumbu X. Parameter yang ditampilkan di bawah histogram yang dihasilkan yaitu *Mean* menunjukkan nilai

rata-rata intensitas keabuan, SD merupakan standar deviasi menunjukkan lebar perbandingan nilai intensitas citra, *Min* (0) dan *Max* (255) menunjukkan nilai minimum dan maksimum skala keabuan pada citra. CNR (Contrast to Noise Ratio) yang merupakan perbandingan kontras terhadap *noise* pada citra phantom dapat didefinisikan dengan rumus:

$$NR = \frac{\text{mean object} - \text{mean background}}{[(SD \text{ object})^2 + (SD \text{ background})^2]^{1/2}}$$

Analisis kualitas citra meliputi nilai CNR (*Contrast to Noise Ratio*) dan nilai SNR (*Signal to Noise Ratio*) menggunakan software MatLab serta histogram yang dihasilkan *software* ImageJ. Citra yang optimal ditunjukkan dengan nilai SNR yang tinggi. Perbandingan antara kekuatan sinyal (*mean*) dengan *noise* (SD) jika *noise* semakin rendah, maka nilai SNR semakin tinggi. Nilai SNR dirumuskan dalam persamaan:

$$SNR = \frac{\text{mean object}}{SD \text{ background}}$$

3.5.6 Perbandingan Hasil Antara Rumah Sakit 1 dan Rumah Sakit 2

Setelah didapatkan data dari kedua rumah sakit, maka dapat dilakukan perbandingan data hasil pengaruh faktor eksposi dengan variasi tegangan tabung (kV) dan arus waktu rotasi (mAs) terhadap dosis paparan radiasi dan kualitas citra yang dihasilkan dari pemindaian pesawat radiografi umum pada phantom antara Rumah sakit 1 (RSU Karsa Husada Batu) dan Rumah Sakit 2 (RS Lavalete Malang) dengan membuat *Graphical User Interface* (GUI) menggunakan *software* Matlab.

3.7 Pengambilan Data dan Kalibrasi Alat

3.7.1 Analisis Dosis Paparan Radiasi

Nilai DAP memiliki satuan $\text{mGy}\cdot\text{cm}$ dapat diketahui dari perkalian antara energi katoda dengan indeks eksposi. Setelah mendapat data DAP maka dapat dianalisis dari grafik hasil uji regresi linier dengan tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) menggunakan *Trial IBM SPSS Statistics 25* untuk mengetahui perbedaan antar perlakuan pemindaian phantom dengan variasi tegangan tabung dan arus waktu terhadap nilai DAP pada pemodelan *phantom* thoraks.

3.7.2 Analisis Kualitas Citra

Nilai GM Conspicuity, CNR, dan SNR yang tinggi menunjukkan bahwa citra yang dihasilkan memiliki kualitas citra phantom yang semakin baik. Hubungan antara variasi tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) terhadap nilai CNR dan SNR disajikan dalam bentuk grafik menggunakan *Trial IBM SPSS Statistics 25* untuk mengetahui perbedaan antar perlakuan pemindaian phantom dengan variasi tegangan tabung dan arus waktu terhadap nilai CNR, SNR, dan Histogram pada *phantom* protokol kepala.

3.7.3 Pemodelan *Graphical User Interface* (GUI) Matlab



Gambar 3. 2 Pemodelan GUI Pada Software Matlab

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil dan Analisis Data

Penelitian dengan judul “Pengaruh Faktor Eksposi Terhadap Dosis Radiasi dan Kualitas Citra Pesawat Radiografi Umum Pada Pemodelan *Phantom Thorax*” telah dilaksanakan di dua rumah sakit umum yang ada di kota Malang dengan menggunakan dua alat radiografi umum yang memiliki spesifikasi yang berbeda. Penelitian ini dilakukan dengan memvariasikan nilai tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) sehingga didapatkan nilai dosis keluaran alat atau DAP (*Dose Area Product*) dan nilai kualitas citra meliputi nilai CNR (*Contrast to Noise Ratio*), nilai SNR (*Signal to Noise Ratio*), dan nilai *Gray Matter Conspicuity* setelah dilakukan pengeksposan terhadap phantom. Jenis phantom yang digunakan merupakan *phantom* akrilik yang dirancang dengan spesifikasi terdiri dari aluminium dan polimetik – metaakrilat (PMMA). Pengeksposan *phantom* dilaksanakan dengan standar pemeriksaan *thorax* dengan memposisikan bagian permukaan phantom di bawah mesin sinar – X. Sinar – X yang menembus bagian phantom akan diproyeksikan menjadi gambar yang terdapat pada kaset radiografi dengan file berekstensi DICOM. Data citra yang telah didapatkan dapat dianalisis menggunakan beberapa software seperti ImageJ dan Matlab. Untuk mengubah ekstensi file dari DICOM ke JPG dan maka dapat menggunakan software *ImageJ*. Sedangkan software *Matlab* digunakan untuk menganalisis lebih lanjut mengenai analisis dosis yang didapatkan dan kualitas citra yang dihasilkan dengan menggunakan menu *Graphical User Interface* (GUI).

4.1.1 Hasil Data Dosis Radiasi

Dosis radiasi adalah jumlah energi radiasi yang diserap oleh jaringan atau benda pada saat terjadi paparan radiasi. Dosis radiasi diukur dalam satuan Gray (Gy) atau miliGray (mGy) untuk radiasi ionisasi. Dosis radiasi yang tinggi dapat menyebabkan kerusakan pada sel dan jaringan, dan dapat meningkatkan risiko terjadinya kanker atau gangguan kesehatan lainnya.

4.1.1.1 Data Dosis Radiasi Dengan Variasi Tegangan Tabung

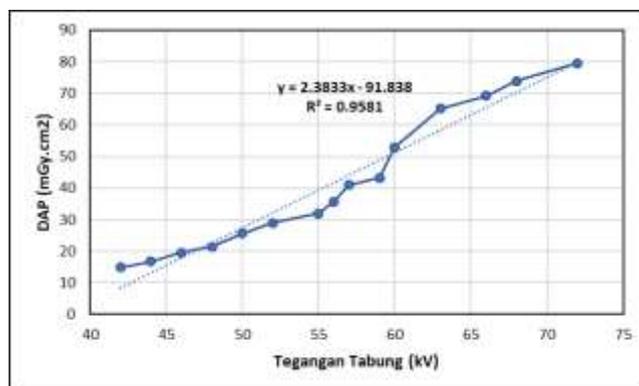
Pengambilan data dosis dengan variasi tegangan tabung dilakukan di dua rumah sakit dengan rentang variasi tegangan sebesar 42 kV hingga 72 kV dan arus-waktu konstan sebesar 8 mAs. Batas aman DAP yang ditetapkan pada Peraturan Kepala BAPETEN No. 8 tahun 2014 adalah di bawah $60 \mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$. Tabel 4.1 memperlihatkan hasil dosis radiasi pada rumah sakit 1 dengan variasi tegangan tabung.

Tabel 4. 1 Tabel Dosis Radiasi Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1

No	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	Kesimpulan Batas Aman
1.	8	42	14,82	Aman
2.		44	16,71	Aman
3.		46	19,54	Aman
4.		48	21,39	Aman
5.		50	25,62	Aman
6.		52	28,98	Aman
7.		55	31,90	Aman
8.		56	35,66	Aman
9.		57	40,89	Aman
10.		59	43,29	Aman
11.		60	52,96	Aman
12.		63	65,22	Tidak Aman
13.		66	69,21	Tidak Aman
14.		68	73,86	Tidak Aman
15.		72	79,57	Tidak Aman

Nilai dosis radiasi yang diperoleh saat arus waktu konstan senilai 8 mAs dengan nilai variasi tegangan tabung senilai 42 kV hingga 72 kV memiliki rentang

nilai dosis radiasi antara 14,82 mGy.cm² dan 79,57 mGy.cm². Gambar 4.1 memperlihatkan grafik kelinieran antara tegangan tabung dan dosis radiasi pada rumah sakit 1.



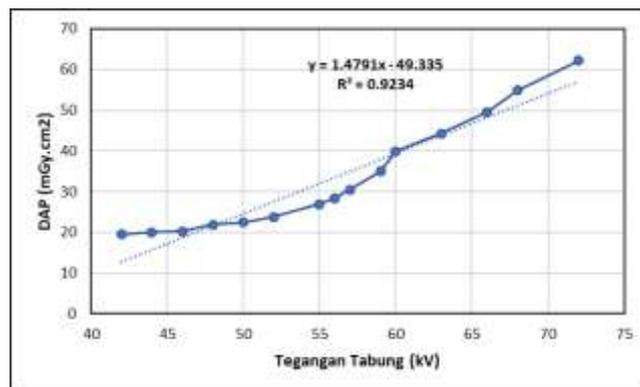
Gambar 4. 1 Hubungan Variasi Tegangan Terhadap Dosis Rumah Sakit 1

Pada rumah sakit 2 dengan variasi tegangan tabung serupa dengan rumah sakit 1 didapat hasil dosis radiasi seperti pada tabel 4.2.

Tabel 4. 2 Tabel Dosis Radiasi Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2

No	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	Index Exposure	DAP (mGy.cm ²)	Kesimpulan Batas Aman
1.	8	42	311	19,46	Aman
2.		44	320	20,03	Aman
3.		46	323	20,22	Aman
4.		48	350	21,88	Aman
5.		50	359	22,46	Aman
6.		52	381	23,84	Aman
7.		55	430	26,91	Aman
8.		56	454	28,43	Aman
9.		57	487	30,48	Aman
10.		59	559	34,98	Aman
11.		60	637	39,87	Aman
12.		63	708	44,28	Aman
13.		66	792	49,56	Aman
14.		68	877	54,86	Aman
15.		72	995	62,23	Aman

Nilai dosis paparan yang diperoleh saat arus waktu konstan senilai 8 mAs dengan nilai tegangan tabung senilai 42 kV hingga 72 kV memiliki rentang nilai antara 19,46 mGy.cm² dan 62,23 mGy.cm². Gambar 4.2 memperlihatkan grafik kelinieran antara tegangan tabung dan dosis radiasi pada rumah sakit 2.



Gambar 4. 2 Hubungan Variasi Tegangan Terhadap Dosis Rumah Sakit 2

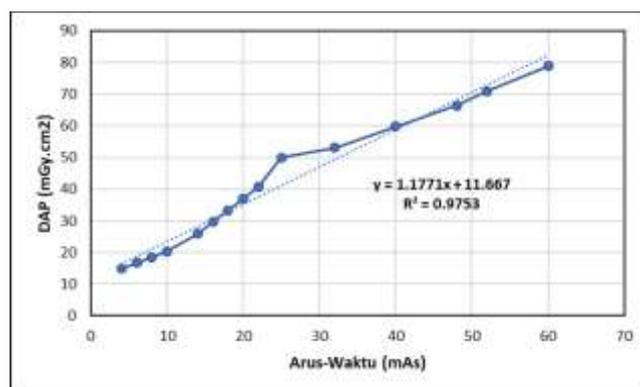
4.1.1.2 Data Dosis Radiasi Dengan Variasi Arus dan Waktu

Pengambilan data dosis dengan variasi arus-waktu dilakukan di dua rumah sakit dengan rentang variasi arus-waktu sebesar 4 mAs hingga 60 mAs dan tegangan tabung konstan sebesar 48 kV. Batas aman DAP yang ditetapkan pada Peraturan Kepala BAPETEN No. 8 tahun 2014 adalah di bawah $60 \mu\text{Gy.cm}^2$. Batas aman DAP yang ditetapkan pada Peraturan Kepala BAPETEN No. 8 tahun 2014 adalah di bawah $60 \mu\text{Gy.cm}^2$. Tabel 4.3 memperlihatkan hasil dosis radiasi pada rumah sakit 1 dengan variasi arus -waktu.

Tabel 4. 3 Tabel Dosis Radiasi Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1

No	Tegangan Tabung (kV)	Arus Waktu (mAs)	DAP ($\mu\text{Gy.cm}^2$)	Kesimpulan Batas Aman
1.	48	4	14,84	Aman
2.		6	16,71	Aman
3.		8	18,54	Aman
4.		10	20,41	Aman
5.		14	25,95	Aman
6.		16	29,69	Aman
7.		18	33,34	Aman
8.		20	37,08	Aman
9.		22	40,77	Aman
10.		25	49,96	Aman
11.		32	53,08	Aman
12.		40	59,74	Aman
13.		48	66,42	Tidak Aman
14.		52	70,96	Tidak Aman
15.		60	78,94	Tidak Aman

Pada rumah sakit 1 diperoleh nilai dosis radiasi dengan rentang nilai 14,84 mGy.cm² hingga 78,94 mGy.cm² dengan nilai tegangan tabung konstan senilai 48 kV dan variasi nilai arus waktu senilai 4 mAs hingga 60 mAs. Gambar 4.3 memperlihatkan grafik kelinieran antara arus-waktu dan dosis radiasi rumah sakit 1.



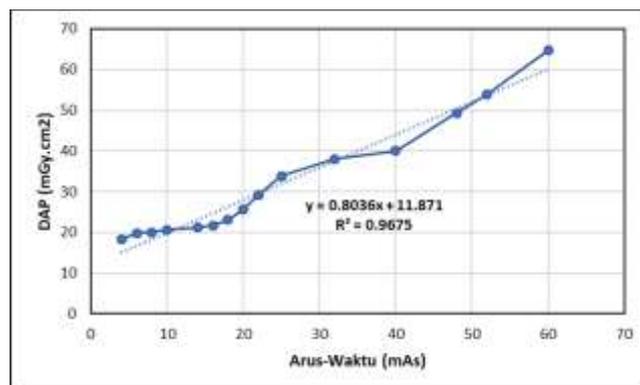
Gambar 4. 3 Hubungan Variasi Arus dan Waktu Terhadap Dosis Pada Rumah Sakit 1

Tabel 4.4 memperlihatkan data dosis radiasi dengan rentang variasi arus-waktu sebesar 8 mAs hingga 60 mAs dan tegangan tabung sebesar 48 kV pada rumah sakit 2.

Tabel 4. 4 Tabel Dosis Radiasi Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2

No	Tegangan Tabung (kV)	Arus Waktu (mAs)	Index Exposure	DAP (mGy.cm ²)	Kesimpulan batas aman
1.	48	4	292	18,28	Aman
2.		6	317	19,86	Aman
3.		8	320	20,06	Aman
4.		10	330	20,66	Aman
5.		14	339	21,21	Aman
6.		16	347	21,70	Aman
7.		18	368	23,02	Aman
8.		20	410	25,68	Aman
9.		22	467	29,20	Aman
10.		25	540	33,81	Aman
11.		32	607	37,99	Aman
12.		40	646	40,03	Aman
13.		48	788	49,29	Aman
14.		52	863	53,97	Aman
15.		60	1033	64,65	Tidak Aman

Pada rumah sakit 2 diperoleh nilai dosis radiasi dengan rentang nilai 18,28 mGy.cm² hingga 64,65 mGy.cm² dengan nilai tegangan tabung konstan senilai 48 kV dan variasi nilai arus waktu senilai 4 mAs hingga 60 mAs. Gambar 4.4 memperlihatkan grafik kelinieran antara arus-waktu dan dosis radiasi pada rumah sakit 2.



Gambar 4. 4 Hubungan Variasi Arus dan Waktu Terhadap Dosis Pada Rumah Sakit 2

4.1.2 Hasil Data Kualitas Citra

Faktor eksposi pada radiografi umum adalah parameter radiografi yang mencakup tegangan listrik, arus listrik, dan waktu eksposi, yang mempengaruhi jumlah dan energi sinar – X yang dihasilkan oleh alat radiografi. Sedangkan kualitas citra adalah kemampuan citra untuk mereproduksi detail, warna, dan tekstur dari suatu objek atau pemandangan. Faktor eksposi yang tepat dapat meningkatkan kualitas citra radiografi dengan meningkatkan kontras, resolusi, dan informasi detail yang terlihat pada citra. Faktor eksposi yang terlalu rendah dapat menghasilkan citra yang terlalu gelap dan informasi detail sulit dilihat, sementara faktor eksposi yang terlalu tinggi dapat menghasilkan citra yang terlalu terang dan kurang kontras. Nilai indikasi kualitas citra yang diambil meliputi nilai CNR (*Contrast to Noise Ratio*), nilai SNR (*Signal to Noise Ratio*), dan nilai Gray

Matter Conspicuity. Pengambilan data citra pada rumah sakit menggunakan pemodelan phantom untuk pemeriksaan thoraks.

4.1.2.1 Data Parameter Citra Dengan Variasi Tegangan Tabung

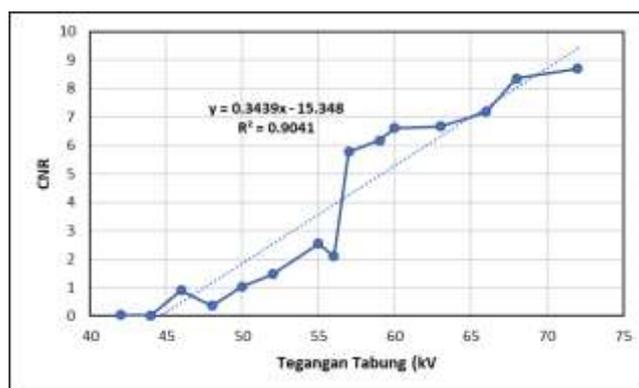
Pengambilan data kualitas citra dengan variasi tegangan tabung dilakukan di dua rumah sakit dengan rentang variasi tegangan sebesar 42 kV hingga 72 kV dan tegangan tabung konstan sebesar 8 mAs. Tabel 4.5 memperlihatkan nilai parameter kualitas citra yang terdiri dari CNR (*Contrast to Noise Ratio*), nilai SNR (*Signal to Noise Ratio*), dan nilai *Gray Matter Conspicuity* dengan variasi tegangan tabung pada rumah sakit 1.

Tabel 4. 5 Tabel Kualitas Citra dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1

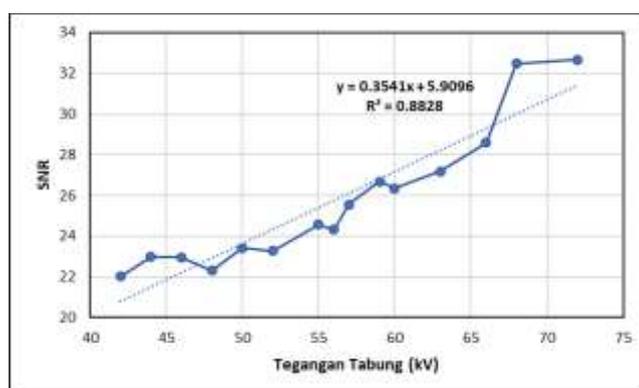
NO	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	CNR	SNR	GM Conspicuity	Keterangan Citra
1.	8	42	0,030	22,027	0.552	Tidak Baik
2.		44	0,029	22,982	0.436	Tidak Baik
3.		46	0,898	22,956	0.301	Tidak Baik
4.		48	0,372	22,316	0.256	Tidak Baik
5.		50	1,040	23,418	0.247	Tidak Baik
6.		52	1,476	23,279	0.225	Tidak Baik
7.		55	2,543	24,566	0.201	Baik
8.		56	2,093	24,323	0.176	Baik
9.		57	5,776	25,556	0.151	Baik
10.		59	6,175	26,693	0.147	Tidak Baik
11.		60	6,613	26,341	0.134	Tidak Baik
12.		63	6,668	27,183	0.131	Tidak Baik
13.		66	7,175	28,595	0.09	Tidak Baik
14.		68	8,359	32,481	0.099	Tidak Baik
15.		72	8,711	32,676	0.001	Tidak Baik

Batas nilai baik berdasar IAEA No. SS-G-11 adalah di antara 2 – 5 untuk CNR dan 25 – 28 untuk SNR. Sedangkan pada GM Conspicuity tidak ada nilai baik yang pasti karena setiap citra memiliki keseimbangan hitam dan putih yang berbeda. Nilai GM Conspicuity yang tinggi mempresentasikan warna hitam dan nilai GM Conspicuity yang rendah mempresentasikan warna putih pada citra.

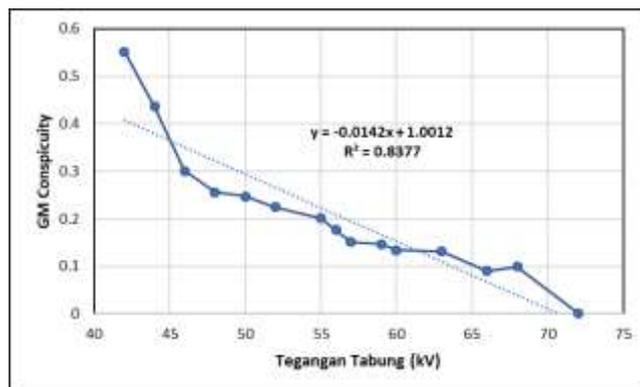
Sehingga nilai GM Conspicuity yang baik adalah yang seimbang antara hitam dan putih, dalam artian bukan nilai tertinggi dan bukan nilai terendah pada sebuah citra yang dianalisis. Pada rumah sakit 1 dengan nilai tegangan arus waktu senilai 8 mAs dan variasi nilai tegangan tabung senilai 42 kV hingga 72 kV. Gambar 4.5 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan CNR dengan nilai CNR terendah 0,03 dan nilai CNR tertinggi 8,711, Gambar 4.6 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan SNR dengan nilai SNR terendah 22,027 dan nilai SNR tertinggi 32,676, dan Gambar 4.6 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan GM Conspicuity dengan nilai GM Conspicuity terendah 0,001 dan nilai GM Conspicuity tertinggi 0,552.



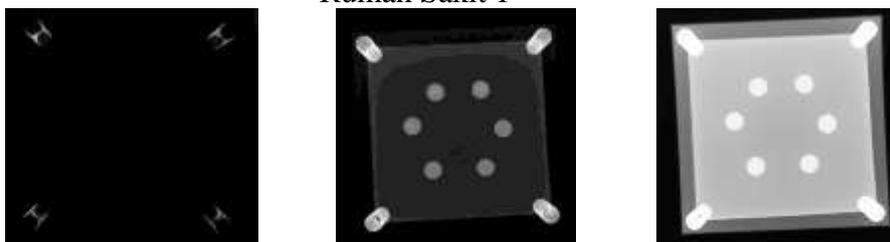
Gambar 4. 5 Hubungan CNR dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1



Gambar 4. 6 Hubungan SNR dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1



Gambar 4. 7 Hubungan GM Conspicuity dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1



a) 8 mAs 42 kV

b) 8 mAs 57 kV

c) 8 mAs 72 kV

Gambar 4. 8 Hasil Pengambilan Citra Phantom dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 1

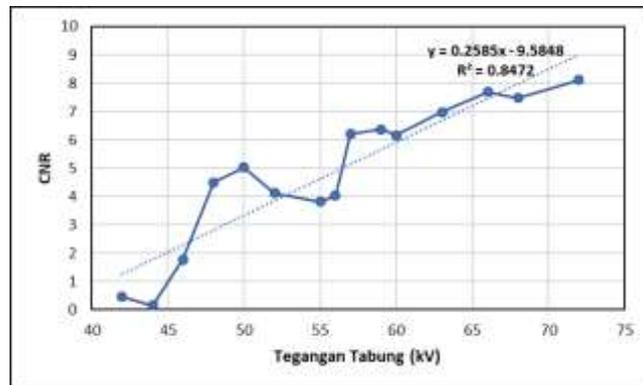
Hasil pengambilan citra phantom pada rumah sakit 1 dengan menggunakan variasi tegangan tabung menunjukkan perbedaan bahwa penggunaan tegangan tabung yang semakin tinggi mempengaruhi tingkat kontras, sinyal, dan keabuan pada citra. Tingginya penggunaan tegangan tabung dapat menghasilkan citra yang sangat terang karena pengaruh besarnya jumlah foton yang dikeluarkan oleh pesawat radiografi. Tabel 4.6 memperlihatkan nilai parameter kualitas citra dengan variasi tegangan tabung pada rumah sakit 2.

Tabel 4. 6 Tabel Kualitas Citra dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2

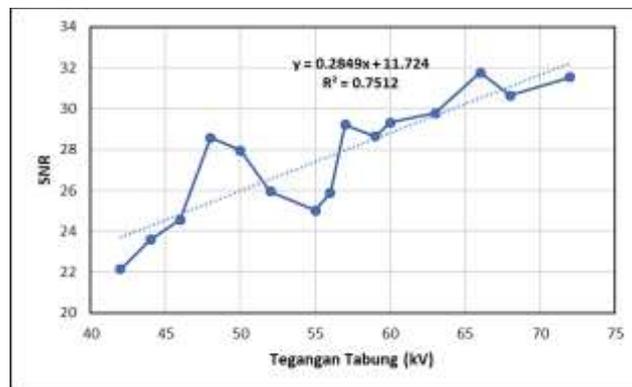
NO	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	CNR	SNR	GM Conspicuity	Keterangan Citra
1.	8	42	0,453	22,125	0.279	Tidak Baik
2.		44	0,161	23,591	0.288	Tidak Baik
3.		46	1,768	24,566	0.268	Tidak Baik
4.		48	4,498	28,586	0.247	Baik
5.		50	5,033	27,966	0.236	Baik
6.		52	4,118	25,940	0.198	Baik
7.		55	3,821	25,012	0.172	Baik
8.		56	4,025	25,893	0.167	Baik
9.		57	6,201	29,223	0.105	Tidak Baik
10.		59	6,368	28,648	0.097	Tidak Baik
11.		60	6,163	29,319	0.101	Tidak Baik
12.		63	6,978	29,779	0.091	Tidak Baik
13.		66	7,695	31,770	0.084	Tidak Baik
14.		68	7,471	30,644	0.082	Tidak Baik
15.		72	8,118	31,536	0.061	Tidak Baik

Batas nilai baik berdasar IAEA No. SS-G-11 adalah di antara 2 – 5 untuk CNR dan 25 – 28 untuk SNR. Sedangkan pada GM Conspicuity tidak ada nilai baik yang pasti karena setiap citra memiliki keseimbangan hitam dan putih yang berbeda. Nilai GM Conspicuity yang tinggi mempresentasikan warna hitam dan nilai GM Conspicuity yang rendah mempresentasikan warna putih pada citra. Sehingga nilai GM Conspicuity yang baik adalah yang seimbang antara hitam dan putih, dalam artian bukan nilai tertinggi dan bukan nilai terendah pada sebuah citra yang dianalisis. Pada rumah sakit 2 dengan nilai tegangan arus waktu senilai 8 mAs dan variasi nilai tegangan tabung senilai 42 kV hingga 72 kV. Gambar 4.5 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan CNR dengan nilai CNR terendah 0,453 dan nilai CNR tertinggi 8,118, Gambar 4.6 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan SNR dengan nilai SNR terendah 22,125 dan nilai SNR tertinggi 31,536, dan Gambar 4.6 menunjukkan kelinieran antara

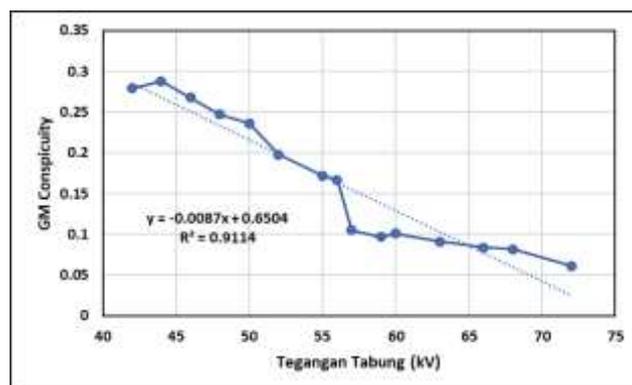
tegangan tabung dan GM Conspicuity dengan nilai GM Conspicuity terendah 0,061 dan nilai GM Conspicuity tertinggi 0,279.



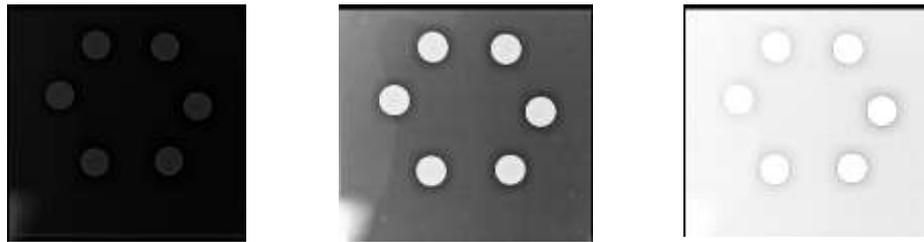
Gambar 4. 9 Hubungan CNR dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2



Gambar 4. 10 Hubungan SNR dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2



Gambar 4. 11 Hubungan GM Conspicuity dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2



a) 8 mAs 42 kV

b) 8 mAs 50 kV

c) 8 mAs 72 kV

Gambar 4. 12 Hasil Pengambilan Citra Phantom Phantom dengan Variasi Tegangan Tabung Di Rumah Sakit 2

Hasil pengambilan citra phantom pada rumah sakit 2 dengan menggunakan variasi faktor eksposi a) 8 mAs 42 kV b) 8 mAs 50 kV c) 8 mAs 72 kV menunjukkan perbedaan bahwa penggunaan tegangan tabung yang semakin tinggi mempengaruhi tingkat kontras, sinyal, dan keabuan pada citra. Tingginya penggunaan tegangan tabung dapat menghasilkan citra yang sangat terang karena pengaruh besarnya jumlah foton yang dikeluarkan oleh pesawat radiografi. Batas nilai baik berdasar IAEA No. SS-G-11 adalah di antara 2 – 5 untuk CNR dan 25 – 28 untuk SNR. Sedangkan pada GM Conspicuity tidak ada nilai baik yang pasti karena setiap citra memiliki keseimbangan hitam dan putih yang berbeda. Nilai GM Conspicuity yang tinggi mempresentasikan warna hitam dan nilai GM Conspicuity yang rendah mempresentasikan warna putih pada citra. Sehingga nilai GM Conspicuity yang baik adalah yang seimbang antara hitam dan putih, dalam artian bukan nilai tertinggi dan bukan nilai terendah pada sebuah citra yang dianalisis

4.1.2.2 Data Parameter Citra Dengan Variasi Arus dan Waktu

Pengambilan data kualitas citra dengan variasi arus waktu dilakukan di dua rumah sakit dengan rentang variasi tegangan sebesar 4 mAs hingga 60 mAs dan tegangan tabung konstan sebesar 48 kV. Tabel 4.7 memperlihatkan nilai parameter kualitas citra yang terdiri dari CNR (*Contrast to Noise Ratio*), nilai

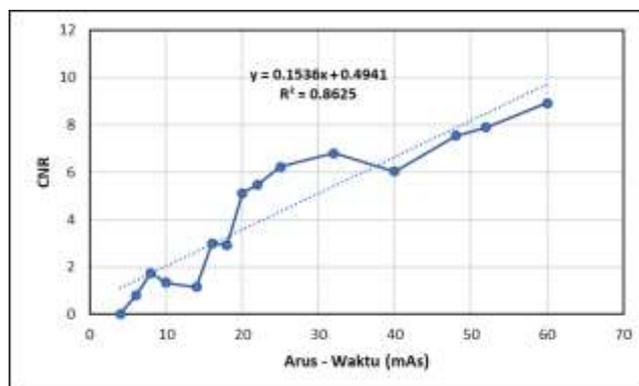
SNR (*Signal to Noise Ratio*), dan nilai *Gray Matter Conspicuity* dengan variasi arus-waktu pada rumah sakit 1.

Tabel 4. 7 Tabel Kualitas Citra dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1

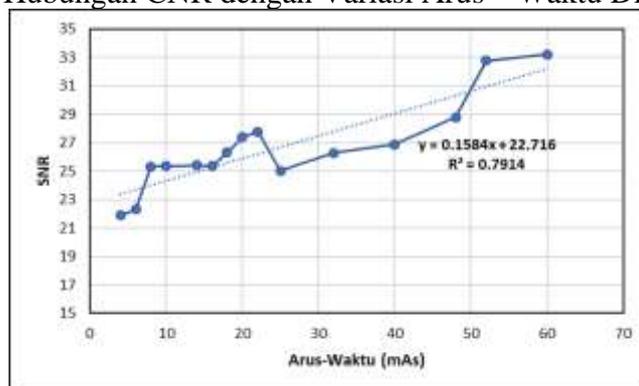
NO	Tegangan Tabung (kV)	Arus Waktu (mAs)	CNR	SNR	GM Conspicuity	Keterangan Citra
1.	48	4	0,026	21,885	0.371	Tidak Baik
2.		6	0,804	22,296	0.282	Tidak Baik
3.		8	1,746	25,333	0.233	Tidak Baik
4.		10	1,337	25,370	0.232	Tidak Baik
5.		14	1,148	25,416	0.232	Tidak Baik
6.		16	2,983	25.367	0.198	Baik
7.		18	2,932	26,323	0.188	Baik
8.		20	5,127	27,380	0.184	Baik
9.		22	5,477	27,765	0.158	Baik
10.		25	6,235	25,034	0.154	Tidak Baik
11.		32	6,804	26,296	0.155	Tidak Baik
12.		40	6,026	26,885	0.158	Tidak Baik
13.		48	7,542	28,779	0.127	Tidak Baik
14.		52	7,898	32,781	0.087	Tidak Baik
15.		60	8,92	33,218	0.065	Tidak Baik

Batas nilai baik berdasar IAEA No. SS-G-11 adalah di antara 2 – 5 untuk CNR dan 25 – 28 untuk SNR. Sedangkan pada GM Conspicuity tidak ada nilai baik yang pasti karena setiap citra memiliki keseimbangan hitam dan putih yang berbeda. Nilai GM Conspicuity yang tinggi mempresentasikan warna hitam dan nilai GM Conspicuity yang rendah mempresentasikan warna putih pada citra. Sehingga nilai GM Conspicuity yang baik adalah yang seimbang antara hitam dan putih, dalam artian bukan nilai tertinggi dan bukan nilai terendah pada sebuah citra yang dianalisis. Pada rumah sakit 1 dengan nilai tegangan tabung konstan senilai 48 kV dan variasi nilai arus waktu senilai 4 mAs hingga 60 mAs. Gambar 4.5 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan CNR dengan nilai CNR terendah 0,026 dan nilai CNR tertinggi 8,92 , Gambar 4.6 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan SNR dengan nilai SNR terendah 21,885 dan nilai

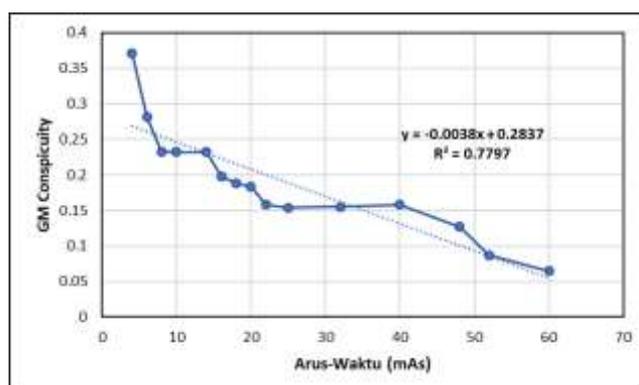
SNR tertinggi 33,218, dan Gambar 4.6 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan GM Conspicuity dengan nilai GM Conspicuity terendah 0,065 dan nilai GM Conspicuity tertinggi 0,371.



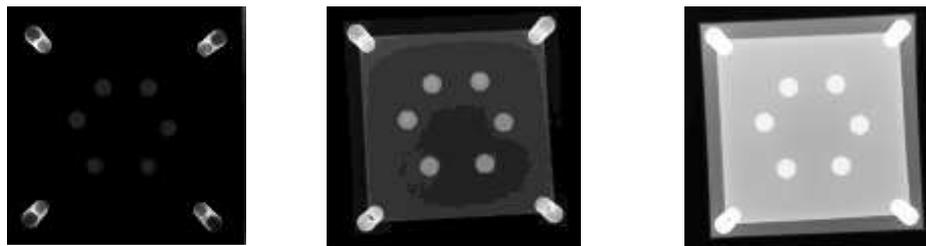
Gambar 4. 13 Hubungan CNR dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1



Gambar 4. 14 Hubungan SNR dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1



Gambar 4. 15 Hubungan GM Conspicuity dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1



a) 48 kV 4 mAs b) 48 kV 22 mAs c) 48 kV 60 mAs

Gambar 4. 16 Hasil Pengambilan Citra Phantom dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 1

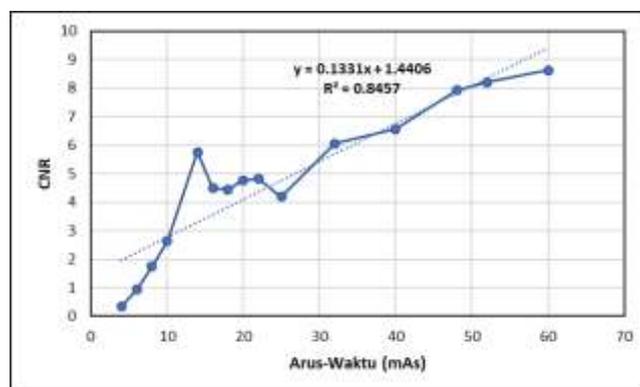
Hasil pengambilan citra phantom pada rumah sakit 1 dengan menggunakan variasi tegangan tabung menunjukkan perbedaan bahwa penggunaan arus dan waktu yang semakin tinggi mempengaruhi tingkat kontras, sinyal, dan keabuan pada citra. Tingginya penggunaan arus dan waktu dapat menghasilkan citra yang sangat terang karena pengaruh besarnya jumlah foton yang dikeluarkan oleh pesawat radiografi. Tabel 4.8 memperlihatkan nilai parameter kualitas citra dengan variasi arus-waktu pada rumah sakit 2.

Tabel 4. 8 Tabel Kualitas Citra dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2

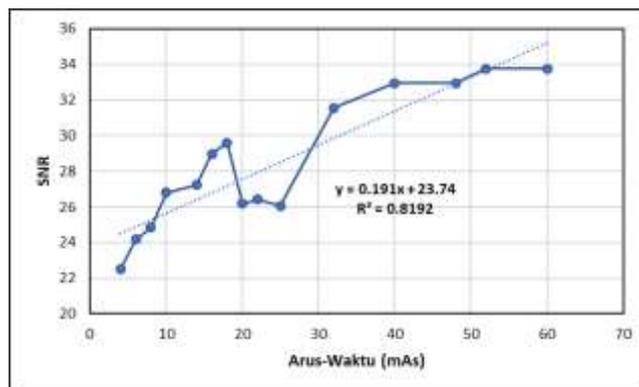
NO	Tegangan Tabung (kV)	Arus Waktu (mAs)	CNR	SNR	GM Conspicuity	Keterangan Citra
1.	48	4	0,336	22,492	0.409	Tidak Baik
2.		6	0,933	24,172	0.369	Tidak Baik
3.		8	1,739	24,838	0.339	Tidak Baik
4.		10	2,631	26,791	0.314	Baik
5.		14	5,763	27,232	0.293	Baik
6.		16	4,495	28,987	0.294	Baik
7.		18	4,439	29,588	0.306	Baik
8.		20	4,771	26,176	0.284	Baik
9.		22	4,826	26,418	0.277	Baik
10.		25	4,187	26,052	0.251	Baik
11.		32	6,062	31,566	0.245	Tidak Baik
12.		40	6,562	32,936	0.226	Tidak Baik
13.		48	7,925	32,948	0.223	Tidak Baik
14.		52	8,214	33,752	0.199	Tidak Baik
15.		60	8,632	33,758	0.154	Tidak Baik

Batas nilai baik berdasar IAEA No. SS-G-11 adalah di antara 2 – 5 untuk CNR dan 25 – 28 untuk SNR. Sedangkan pada GM Conspicuity tidak ada nilai

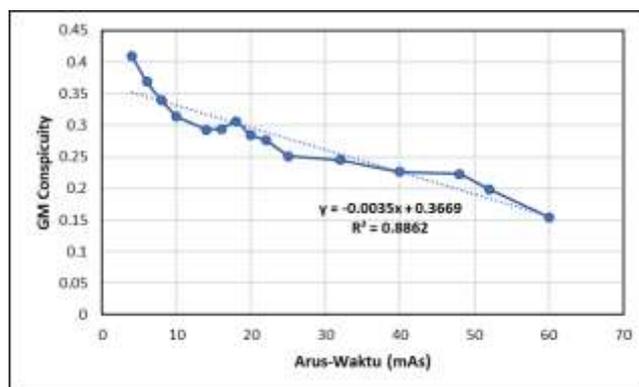
baik yang pasti karena setiap citra memiliki keseimbangan hitam dan putih yang berbeda. Nilai GM Conspicuity yang tinggi mempresentasikan warna hitam dan nilai GM Conspicuity yang rendah mempresentasikan warna putih pada citra. Sehingga nilai GM Conspicuity yang baik adalah yang seimbang antara hitam dan putih, dalam artian bukan nilai tertinggi dan bukan nilai terendah pada sebuah citra yang dianalisis. Pada rumah sakit 2 dengan nilai tegangan tabung konstan senilai 48 kV dan variasi nilai arus waktu senilai 4 mAs hingga 60 mAs. Gambar 4.5 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan CNR dengan nilai CNR terendah 0,336 dan nilai CNR tertinggi 8,632, Gambar 4.6 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan SNR dengan nilai SNR terendah 22,492 dan nilai SNR tertinggi 33,758, dan Gambar 4.6 menunjukkan kelinieran antara tegangan tabung dan GM Conspicuity dengan nilai GM Conspicuity terendah 0,154 dan nilai GM Conspicuity tertinggi 0,409.



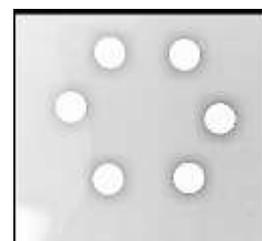
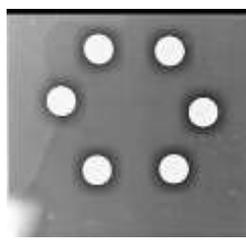
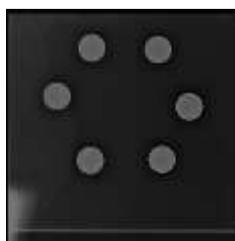
Gambar 4. 17 Hubungan CNR dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2



Gambar 4. 18 Hubungan SNR dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2



Gambar 4. 19 Hubungan GM Conspicuity dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2



a) 48 kV 4 mAs

b) 48 kV 14 mAs

c) 48 kV 60 mAs

Gambar 4. 20 Hasil Pengambilan Citra Phantom dengan Variasi Arus – Waktu Di Rumah Sakit 2

Hasil pengambilan citra phantom pada rumah sakit 2 dengan menggunakan variasi faktor eksposi a) 48 kV 4 mAs b) 48 kV 14 mAs c) 48 kV 60 mAs menunjukkan perbedaan bahwa penggunaan arus dan waktu yang semakin tinggi mempengaruhi tingkat kontras, sinyal, dan keabuan pada citra. Tingginya penggunaan arus dan waktu dapat menghasilkan citra yang sangat

terang karena pengaruh besarnya jumlah foton yang dikeluarkan oleh pesawat radiografi.

4.2 Graphical User Interface Matlab

MATLAB (Matrix Laboratory) adalah perangkat lunak komputasi numerik dan bahasa pemrograman yang dikembangkan oleh MathWorks. MATLAB menggunakan bahasa pemrograman yang mirip dengan bahasa alami manusia, sehingga memungkinkan pengguna untuk menulis kode secara mudah dan efisien. MATLAB juga memiliki lingkungan pengembangan terpadu (Integrated Development Environment / IDE) yang menyediakan berbagai alat dan fitur, termasuk editor kode, debugger, dan alat visualisasi data. MATLAB digunakan di berbagai bidang, termasuk teknik, ilmu komputer, fisika, ekonomi, dan matematika, untuk melakukan analisis data, pemodelan, visualisasi, dan pengembangan algoritma. MATLAB memiliki kemampuan untuk menangani operasi pada matriks dan vektor secara efisien, membuatnya sangat berguna untuk analisis numerik.

Toolbox yang digunakan sebagai User Interface dalam penelitian ini adalah Graphical user interfaces MATLAB. Pembuatan GUI Matlab dilakukan dengan mengetik fungsi “guide” pada command windows. Terdapat banyak pilihan panel dalam pembuatan GUI seperti edit text, push button, pop up menu, dan axes. Setelah panel disusun, diperlukan pemrograman agar panel berfungsi sesuai yang diinginkan. Pada penelitian ini, nilai kV, mAs, mean, dan standar deviasi adalah nilai variabel yang digunakan untuk mengetahui nilai CNR, SNR, dan GM Conspicuity. Matlab GUI digunakan untuk mempermudah analisa nilai CNR, SNR, dan GM Conspicuity serta kesimpulan batas aman dan kualitas citra.



Gambar 4. 21 Pemodelan GUI Matlab Untuk Pehitungan dan Analisis

4.3 Pembahasan

Pesawat radiografi umum adalah alat yang digunakan untuk menghasilkan sinar-X, yang merupakan jenis radiasi elektromagnetik. Sinar-X memiliki energi tinggi dan dapat menembus benda padat, seperti jaringan tubuh manusia. Pesawat X-Ray terdiri dari sebuah tabung vakum yang berisi katode dan anode. Katode adalah sumber elektron, sedangkan anode adalah target yang terbuat dari logam yang mampu menahan energi yang dihasilkan oleh sinar-X. Saat arus listrik dialirkan melalui katode, elektron – elektron dilepaskan dan dipercepat menuju anode. Ketika elektron – elektron tersebut mencapai anode, energinya berubah menjadi sinar-X. Sinar-X kemudian keluar melalui lubang kecil di dalam tabung dan diarahkan menuju objek yang akan diperiksa, seperti bagian dalam tubuh manusia.

Penelitian ini dilakukan dengan menggunakan 2 pesawat radiografi umum yang berbeda yaitu tipe digital dan tipe CR. Tipe digital dapat memotret tanpa kaset, sedangkan tipe CR memerlukan kaset dalam setiap pemotretannya. Pesawat radiografi umum yang digunakan pada rumah sakit 1 adalah mesin jenis *Siemens OPTITOP 150/40/80HC* keluaran tahun 2018 dengan spesifikasi kapasitas

tegangan sebesar 150 kV dan arus sebesar 640 mAs. Mesin ini merupakan mesin dengan tipe digital sehingga tidak memerlukan penggantian kaset di setiap pengambilan citra. Pesawat radiografi umum yang digunakan pada rumah sakit 2 adalah mesin jenis *Shimadzu Fluoro-speed* model 0.6/1.2P324DK keluaran tahun 2009 dengan spesifikasi kapasitas tegangan sebesar 150 kV dan arus sebesar 320 mAs. Mesin ini merupakan mesin dengan tipe konvensional sehingga memerlukan penggantian kaset di setiap pengambilan citra. Objek yang digunakan merupakan phantom akrilik sebagai pemodelan pemeriksaan thoraks. Variasi perlakuan yang dibesrkan kepada phantom meliputi tegangan tabung konstan bernilai 48 kV dan arus waktu konstan 8 mAs. Pada saat tegangan tabung konstan, arus waktu bernilai 8 – 40 mAs dan pada saat arus waktu konstan, tegangan tabung bernilai 48 – 63 kV.

Penelitian yang dilakukan untuk mencari hubungan antara nilai faktor eksposi dengan dosis radiasi serta hubungan antara faktor eksposi dengan parameter kualitas citra akan dianalisa menggunakan metode regresi linier sederhana. Regresi linier adalah metode statistik yang digunakan untuk memodelkan hubungan antara variabel independen dan variabel dependen. Tujuan utama dari regresi linier adalah untuk mengembangkan model matematika yang dapat digunakan untuk memprediksi nilai variabel dependen berdasarkan nilai variabel independen. Regresi linier merupakan metode yang digunakan untuk membentuk model atau hubungan antara satu atau lebih variabel bebas dengan sebuah variabel terikat (Syilfi, Ispriyanti, & Safitri, 2012). Nilai regresi (R^2) akan semakin baik jika mendekati angka 1 (satu). Semakin mendekati angka 1 (satu) maka akan semakin kuat hubungan antara variabel bebas dengan variabel terikat.

Gambar 4.1 dan gambar 4.2 dilihat bahwa grafik menunjukkan kondisi dimana tegangan tabung (kV) divariasikan dan arus waktu (mAs) memiliki nilai yang konstan senilai 8 mAs menghasilkan nilai dosis radiasi yang meningkat seiring meningkatnya nilai variasi tegangan tabung (kV). Gambar 4.2 menunjukkan hubungan nilai faktor eksposi dengan nilai dosis radiasi pada rumah sakit 1. Pada rumah sakit 1 nilai dosis radiasi terkecil adalah 14,82 mGy.cm² dimana nilai ini terjadi ketika tegangan tabung memiliki nilai 42 kV. Sedangkan nilai dosis radiasi terbesar adalah ketika tegangan tabung bernilai 72 kV sebesar 79,57 mGy.cm². Nilai hubungan antara tegangan tabung dengan dosis radiasi bernilai sebesar $R^2 = 0,9581$ dan memiliki persamaan:

$$y = -91,838 + 2,3833x \quad (4.1)$$

Gambar 4.5 pada rumah sakit 2 nilai dosis radiasi terkecil berada pada saat arus waktu dengan variasi terkecil 4 mAs yaitu senilai 19,46 mGy.cm² dan nilai dosis radiasi terbesar senilai 62,23 mGy.cm² yaitu pada arus waktu 72 kV memiliki nilai hubungan antara tegangan tabung dengan dosis radiasi bernilai sebesar $R^2 = 0,9234$ dan memiliki persamaan:

$$y = -49,335 + 1,4791x \quad (4.2)$$

Gambar 4.3 dan gambar 4.4 dilihat bahwa grafik menunjukkan kondisi dimana arus waktu (mAs) divariasikan dan tegangan tabung (kV) memiliki nilai yang konstan senilai 48 kV menghasilkan nilai dosis radiasi yang meningkat seiring meningkatnya nilai variasi arus waktu (mAs). Gambar 4.1 menunjukkan nilai faktor eksposi dengan nilai dosis radiasi pada rumah sakit 1. Pada rumah sakit 1 nilai dosis radiasi terkecil adalah 14,84 mGy.cm² dimana nilai ini terjadi ketika arus waktu memiliki nilai 4 mAs. Sedangkan nilai dosis radiasi terbesar

adalah ketika arus waktu bernilai 60 mAs sebesar 78,94 mGy.cm². Nilai hubungan antara arus waktu dengan dosis radiasi bernilai sebesar $R^2 = 0,9753$ dan memiliki persamaan:

$$y = 11,667 + 1,1771x \quad (4.3)$$

Gambar 4.4 pada rumah sakit 2 nilai dosis radiasi terkecil berada pada saat arus waktu dengan variasi terkecil 4 mAs yaitu senilai 18,28 mGy.cm². Sedangkan nilai dosis radiasi terbesar senilai 64,65 mGy.cm² yaitu pada arus waktu 60 mAs. Nilai hubungan antara arus waktu dengan dosis radiasi bernilai sebesar $R^2 = 0,9675$ dan memiliki persamaan:

$$y = 11,871 + 0,8036x \quad (4.4)$$

Nilai dosis radiasi baik di rumah sakit 1 maupun rumah sakit 2, nilai dosis radiasi memiliki nilai yang sebanding dengan nilai faktor eksposi baik ketika tegangan tabung memiliki nilai yang konstan maupun nilai arus waktu memiliki nilai yang konstan. Pada gambar 4.1, gambar 4.2, gambar 4.3, dan gambar 4.4, baik nilai variasi tegangan tabung dan nilai variasi arus berbanding lurus dengan nilai dosis radiasi, dimana semakin tinggi nilai variasi tegangan tabung maupun variasi arus waktu maka semakin tinggi pula dosis radiasi yang dikeluarkan oleh alat. Hal tersebut sesuai dengan persamaan (Huda, 2014):

$$DAP = EI \times A \quad (4.5)$$

Dimana: DAP = Dose Area Product (Gy.m²)

EI = Indeks Eksposi (C/Kg)

A = Luas Area (cm²)

Persamaan di atas dijelaskan bahwa Indeks Eksposi adalah ukuran radiasi yang diserap oleh materi. Faktor eksposi merupakan hal yang mempengaruhi nilai

EI. Secara umum, semakin tinggi arus waktu (mAs) dan tegangan tabung (kV), semakin besar nilai EI yang dihasilkan oleh sinar – X. Semakin tinggi arus waktu (mAs), semakin banyak elektron yang melewati tabung sinar – X sehingga semakin banyak foton yang dihasilkan. Sedangkan semakin tinggi tegangan tabung (kV), semakin banyak energi yang dimiliki oleh foton dan semakin banyak kerja ionisasi yang terjadi pada objek sinar – X. Sehingga semakin besar EI yang dilepas oleh sinar – X, semakin besar dosis radiasi keluaran alat.

Kesebandingan tersebut sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Nia Nastiti dengan judul “Analisis Variasi Faktor Eksposi Dan Ketebalan Irisan Terhadap CTDI Dan Kualitas Citra Pada *Computed Tomography (CT) Scan*”. Pada penelitian yang dilakukan oleh Nia Nastiti, divariasikan faktor eksposi yang meliputi tegangan tabung dengan nilai 80 kV, 100 kV, 120 kV, dan 140 kV serta nilai arus waktu 100 mAs, 200 mAs, 300 mAs, dan 400 mAs. Hasil dari penelitian yang dilakukan oleh Nia Nastiti adalah variasi faktor eksposi yang meliputi tegangan tabung dan arus waktu memberikan pengaruh terhadap dosis CTDI_{vol} karena variasi faktor eksposi menentukan energi sinar – X yang diemisikan sehingga berpengaruh pada output dosis radiasi. Pada penelitian yang dilakukan oleh Siti Diah pada tahun 2018 dapat diketahui bahwa penggunaan variasi tegangan tabung dan arus-waktu dapat mempengaruhi nilai dosis pada pemodelan phantom akrilik yang berbeda-beda. Pada tegangan konstan, semakin tinggi mAs dapat meningkatkan dosis serap dan demikian juga semakin tinggi nilai tegangan (kV) untuk nilai mAs konstan dapat meningkatkan rata-rata dosis serap pula. Hal tersebut jika mengacu pada hasil pengukuran karena rata-rata dosis permukaan phantom akan semakin besar apabila faktor eksposi yang digunakan semakin

besar pula. Kondisi ini memungkinkan karena tegangan tabung menunjukkan kecepatan elektron dalam menumbuk target serta merupakan kemampuan sinar-X dalam menembus bahan. Dengan meningkatnya tegangan tabung yang diberikan, maka semakin banyak sinar-X yang dipancarkan sehingga semakin tinggi energi dan daya tembusnya (Akhadi, 2000).

Nilai dosis radiasi pada rumah sakit 1 dan rumah sakit 2 terdapat perbedaan ukuran radiasi yang dikeluarkan dimana nilai dosis radaisi dengan menggunakan faktor eksposi terkecil pada rumah sakit 1 memiliki nilai yang lebih kecil dibandingkan nilai dosis radaisi pada rumah sakit 2. Hal tersebut terjadi karena perbedaan pesawat radiografi yang digunakan. Pesawat radiografi umum yang digunakan pada rumah sakit 1 adalah mesin jenis *Siemens OPTITOP 150/40/80HC* keluaran tahun 2018 dengan spesifikasi kapasitas tegangan sebesar 150 kV dan arus sebesar 640 mAs. Mesin ini merupakan mesin dengan tipe digital sehingga tidak memerlukan penggantian kaset di setiap pengambilan citra. Pesawat radiogrfi umum yang digunakan pada rumah sakit 2 adalah mesin jenis *Shimadzu Fluoro-speed* model 0.6/1.2P324DK keluaran tahun 2009 dengan spesifikasi kapasitas tegangan sebesar 150 kV dan arus sebesar 320 mAs. Mesin ini merupakan mesin dengan tipe konvensional sehingga memerlukan penggantian kaset di setiap pengambilan citra. Perbedaan nilai dosis radiasi terjadi karena terdapat perbedaan pada area kerja arus waktu yang mana pada rumah sakit 1 bekerja pada area arus waktu 640 mAs sedangkan pada rumah sakit 2 bekerja pada area arus waktu 320 mAs. Dengan demikian perbedaan spesifikasi pesawat radiografi umum pada setiap rumah sakit akan menghasilkan nilai dosis yang berbeda karena mesin yang dioperasikan lebih bervariasi dan telah dikalibrasi

berulang kali untuk mesin yang lebih lama. Perbedaan spesifikasi tersebut menyebabkan adanya perbedaan dalam kelinieritasan antara faktor eksposi dengan dosis radiasi pada rumah sakit 1 dan rumah sakit 2. Dimana dalam analisa yang dilakukan, nilai regresi pada rumah sakit 1 baik pada variasi tegangan tabung maupun variasi arus waktu lebih baik daripada rumah sakit 2. Variasi tegangan tabung pada rumah sakit 1 memiliki nilai regresi $R^2 = 0,9581$ sedangkan pada variasi tegangan tabung di rumah sakit 2 memiliki nilai regresi $R^2 = 0,9234$ sehingga hubungan variasi tegangan tabung dengan dosis radaisi pada rumah sakit 1 lebih baik pada rumah sakit 2. Begitu pula pada variasi arus waktu dimana nilai regresi pada variasi arus waktu di rumah sakit 1 memiliki nilai regresi $R^2 = 0,9753$ sedangkan pada variasi arus waktu di rumah sakit 2 memiliki nilai regresi $R^2 = 0,9675$ sehingga hubungan arus waktu dengan dosis radiasi pada rumah sakit 1 lebih baik pada rumah sakit 2.

Gambar 4.5 dan gambar 4.6 menunjukkan nilai CNR dan SNR ketika arus waktu (mAs) memiliki nilai konstan dan tegangan tabung (kV) divariasikan dengan rentang nilai 42 kV – 72 kV. Pada gambar 4.9 yaitu di rumah sakit 1, hasil citra memiliki nilai CNR dan SNR yang cenderung meningkat seiring dengan meningkatnya nilai tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) yang diberikan. Nilai CNR terkecil yaitu senilai 0,030 yaitu pada variasi nilai tegangan tabung = 42 kV. Sedangkan nilai CNR terbesar yaitu senilai 8,711 berada pada variasi nilai arus waktu = 72 kV. Untuk nilai SNR, nilai terkecil yaitu senilai 22,027 yaitu pada variasi nilai arus waktu = 42 kV. Sedangkan nilai SNR terbesar yaitu senilai 32,676 berada pada variasi nilai arus waktu = 72 kV. Nilai hubungan antara

tegangan tabung dengan CNR bernilai sebesar $R^2 = 0,9041$ dan memiliki persamaan:

$$y = 15,348 + 0,3439x \quad (4.6)$$

Serta nilai hubungan antara tegangan tabung dengan SNR sebesar $R^2 = 0,8828$ dan memiliki persamaan:

$$y = 5,9096 + 0,3541x \quad (4.7)$$

Gambar 4.9 dan 4.10 pada rumah sakit 2 dimana nilai hasil citra memiliki nilai CNR dan SNR yang cenderung meningkat seiring dengan meningkatnya nilai tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) yang diberikan. Nilai CNR terkecil yaitu senilai 0,453 yaitu pada variasi nilai arus waktu = 4 mAs. Sedangkan nilai CNR terbesar yaitu senilai 8,118 berada pada variasi nilai arus waktu = 60 mAs. Untuk nilai SNR, nilai terkecil yaitu senilai 22,125 yaitu pada variasi nilai arus waktu = 4 mAs. Sedangkan nilai SNR terbesar yaitu senilai 31,536 berada pada variasi nilai arus waktu = 60 mAs. Nilai hubungan antara tegangan tabung dengan CNR bernilai sebesar $R^2 = 0,8472$ dan memiliki persamaan:

$$y = -9,5848 + 0,2585x \quad (4.8)$$

Serta nilai hubungan antara tegangan tabung dengan SNR sebesar $R^2 = 0,7512$ dan memiliki persamaan:

$$y = 11,724 + 0,2849x \quad (4.9)$$

Gambar 4.13 dan gambar 4.14 menunjukkan nilai CNR dan SNR ketika tegangan tabung (kV) memiliki nilai konstan dan arus waktu (mAs) divariasikan dengan rentang nilai 4 mAs – 60 mAs. Pada gambar 4.5 yaitu di rumah sakit 1, hasil citra memiliki nilai CNR dan SNR yang cenderung meningkat seiring

dengan meningkatnya nilai tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) yang diberikan. Nilai CNR terkecil yaitu senilai 0,026 yaitu pada variasi nilai arus waktu = 4 mAs. Sedangkan nilai CNR terbesar yaitu senilai 8,92 berada pada variasi nilai arus waktu = 60 mAs. Untuk nilai SNR, nilai terkecil yaitu senilai 21,885 yaitu pada variasi nilai arus waktu = 4 mAs. Sedangkan nilai SNR terbesar yaitu senilai 33,218 berada pada variasi nilai arus waktu = 60 mAs. Nilai hubungan antara arus waktu dengan CNR bernilai sebesar $R^2 = 0,8625$ dan memiliki persamaan:

$$y = 0,4941 + 0,1536x \quad (4.10)$$

Serta nilai hubungan antara arus waktu dengan SNR sebesar $R^2 = 0,7914$ dan memiliki persamaan:

$$y = 22,716 + 0,1584x \quad (4.11)$$

Gambar 4.17 dan 4.18 pada rumah sakit 2 dimana nilai hasil citra memiliki nilai CNR dan SNR yang cenderung meningkat seiring dengan meningkatnya nilai tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs) yang diberikan. Nilai CNR terkecil yaitu senilai 0,336 yaitu pada variasi nilai arus waktu = 4 mAs. Sedangkan nilai CNR terbesar yaitu senilai 8,632 berada pada variasi nilai arus waktu = 60 mAs. Untuk nilai SNR, nilai terkecil yaitu senilai 22,492 yaitu pada variasi nilai arus waktu = 4 mAs. Sedangkan nilai SNR terbesar yaitu senilai 33,758 berada pada variasi nilai arus waktu = 60 mAs. Nilai hubungan antara arus waktu dengan CNR bernilai sebesar $R^2 = 0,8457$ dan memiliki persamaan:

$$y = 1,4406 + 0,1331x \quad (4.12)$$

Serta nilai hubungan antara arus waktu dengan SNR sebesar $R^2 = 0,8192$ dan memiliki persamaan:

$$y = 23,74 + 0,191x \quad (4.13)$$

Contrast to Noise Ratio (CNR) adalah sebuah ukuran yang digunakan untuk mengukur kemampuan sistem dalam membedakan antara dua objek dengan kontras yang berbeda dalam citra atau gambar. CNR dihitung dengan membandingkan perbedaan antara intensitas sinyal antara dua objek (kontras) dengan tingkat kebisingan (noise) pada citra tersebut. CNR merupakan ukuran seberapa jauh sinyal dapat dibedakan dengan latar (Louk Suparta, 2014). Semakin besar nilai CNR maka semakin mudah dibedakan dengan latar. Menurut panduan resmi dari *International Atomic Energy Agency* (IAEA) dengan judul “*Diagnostic Radiology Physics : A Handbook for Teachers and Student*” yang diupdate pada tahun 2020 merekomendasikan bahwa nilai CNR yang baik berkisar dari 5-10 untuk aplikasi diagnostik. Namun nilai tersebut dapat berubah karena nilai CNR yang optimal tergantung pada banyak faktor seperti jenis imaging, area tubuh yang diekspos, dan teknik pencitraan yang digunakan. Nilai CNR pada pemeriksaan thoraks umumnya diharapkan memiliki nilai 5-10 untuk mencapai kualitas gambar yang optimal untuk tujuan diagnostik. Namun nilai CNR yang ideal dapat berbeda-beda tergantung pada kebutuhan klinis yang spesifik (Bushong, 1977).

Signal to Noise Ratio (SNR) adalah ukuran yang digunakan untuk mengukur rasio antara kekuatan sinyal (signal) dengan tingkat kebisingan (noise) pada suatu sistem atau citra. SNR mengukur seberapa jelas sinyal atau informasi yang terkandung dalam citra atau sinyal, dibandingkan dengan tingkat kebisingan yang terjadi. Nilai SNR menggambarkan tingkat perbedaan antara sinyal yang diukur dengan noise juga masuk dalam hasil pengukuran. Semakin besar nilai SNR,

maka sinyal dan noise semakin mudah untuk dibedakan (Satwika, dkk, 2021). Dalam pedoman IAEA Safety Standards Series No. SSG-11 Tahun 2014, IAEA memberikan pedoman untuk mengukur radiasi dengan akurasi yang memadai dengan Nilai SNR mencapai perbandingan 3 : 1 untuk pengukuran dosis tepat dan terpercaya dan perbandingan 10 : 1 untuk pengukuran yang lebih akurat. Pada pemeriksaan radiografi thoraks, American Collage of Radiology (ACR) memberikan pedoman bahwa nilai SNR yang baik harus mencapai setidaknya perbandingan 3 : 1 atau lebih tinggi untuk menghasilkan citra yang jelas dan lebih akurat.

Gambar 4.7 dan gambar 4.11 menunjukkan nilai GM Conspicuity dengan nilai arus waktu (mAs) konstan dan nilai tegangan tabung (kV) divariasikan. Pada gambar 4.10 di rumah sakit 1, nilai GM Conspicuity cenderung memiliki nilai yang menurun seiring dengan ditambahkan nilai variasi faktor eksposi. Nilai GM Conspicuity terbesar berada pada nilai tegangan tabung 42 kV yaitu sebesar 0,552. Sedangkan untuk nilai GM Conspicuity terkecil yaitu senilai 0,001 pada saat tegangan tabung bernilai 72 kV. Begitu pula pada rumah sakit 2 pada gambar 4.15, nilai GM Conspicuity cenderung memiliki nilai yang menurun seiring dengan ditambahkan nilai variasi faktor eksposi. Nilai GM Conspicuity terbesar berada pada nilai tegangan tabung 44 kV yaitu sebesar 0,288. Sedangkan untuk nilai GM Conspicuity terkecil yaitu senilai 0,061 pada saat tegangan tabung bernilai 72 kV. Nilai hubungan antara tegangan tabung dengan GM Conspicuity pada rumah sakit 1 bernilai sebesar $R^2 = 0,8377$ dan memiliki persamaan:

$$y = 1,0012 - 0,0142x \quad (4.14)$$

Sedangkan pada rumah sakit 2 bernilai sebesar $R^2 = 0,9114$ dan memiliki persamaan:

$$y = 0,6504 - 0,0087x \quad (4.15)$$

Gambar 4.15 dan gambar 4.19 menunjukkan nilai GM Conspicuity dengan nilai tegangan tabung (kV) konstan dan nilai arus waktu (mAs) divariasikan. Pada gambar 4.8 di rumah sakit 1, nilai GM Conspicuity cenderung memiliki nilai yang menurun seiring dengan ditambahkan nilai variasi faktor eksposi. Nilai GM Conspicuity terbesar berada pada nilai arus waktu 4 mAs yaitu sebesar 0,371. Sedangkan untuk nilai GM Conspicuity terkecil yaitu senilai 0,065 pada saat arus waktu bernilai 60 mAs. Begitu pula pada rumah sakit 2 pada gambar 4.13, nilai GM Conspicuity cenderung memiliki nilai yang menurun seiring dengan ditambahkan nilai variasi faktor eksposi. Nilai GM Conspicuity terbesar berada pada nilai arus waktu 4 mAs yaitu sebesar 0,409. Sedangkan untuk nilai GM Conspicuity terkecil yaitu senilai 0,154 pada saat arus waktu bernilai 60 mAs. Nilai hubungan antara arus waktu dengan GM Conspicuity pada rumah sakit 1 bernilai sebesar $R^2 = 0,7797$ dan memiliki persamaan:

$$y = 0,2837 - 0,0038x \quad (4.16)$$

Sedangkan pada rumah sakit 2 bernilai sebesar $R^2 = 0,8862$ dan memiliki persamaan:

$$y = 0,3669 - 0,0035x \quad (4.17)$$

Gray Matter (GM) Conspicuity adalah sebuah ukuran yang digunakan untuk mengukur seberapa jelas dan terlihatnya jaringan otak abu-abu pada citra medis. GM Conspicuity digunakan sebagai indikator untuk mengevaluasi kualitas citra dan kemampuan sistem untuk membedakan antara jaringan abu-abu dengan

jaringan lainnya. Semakin tinggi nilai GM Conspicuity, semakin jelas dan terlihatnya jaringan otak abu-abu pada citra. Nilai GM Conspicuity pada radiografi umum dapat bervariasi tergantung pada pemakaian faktor eksposi dan jenis jaringan yang diamati. Kejelasan jaringan abu-abu dapat dinilai menggunakan parameter kontras dan kecerahan. Kontras adalah perbedaan densitas jaringan abu-abu dan jaringan sekitarnya pada citra, sedangkan kecerahan adalah ukuran kepadatan atau densitas jaringan abu-abu saja (Miles, 2009). Menurut Bruce (2007) dalam buku “*Radiography Essentials for Limited Practice*” jaringan abu-abu pada radiografi umum memiliki kecerahan yang lebih rendah daripada jaringan putih seperti tulang atau logam sehingga diperlukan peningkatan kontras untuk memperjelas detail jaringan abu-abu.

Gambar 4.5, gambar 4.6, gambar 4.9, gambar 4.10, gambar 4.13, gambar 4.14, gambar 4.17, dan gambar 4.18, nilai CNR dan SNR cenderung meningkat seiring meningkatnya nilai variasi faktor eksposi baik pada rumah sakit 1 maupun pada rumah sakit 2. Nilai faktor eksposi, baik saat nilai tegangan tabung konstan maupun pada saat nilai arus waktu konstan memiliki nilai yang berbanding lurus dengan nilai CNR dan SNR. Semakin besar nilai faktor eksposi maka semakin besar nilai CNR dan SNR pada citra. Sebaliknya, nilai GM Conspicuity berbanding terbalik terhadap nilai faktor eksposi. Semakin besar nilai faktor eksposi yang diberikan baik pada saat tegangan tabung konstan maupun pada saat arus waktu konstan, nilai GM Conspicuity akan semakin kecil. Pada variasi tegangan tabung, nilai regresi CNR pada rumah sakit 1 memiliki nilai $R^2 = 0,9041$ yang lebih tinggi daripada rumah sakit 2 yang memiliki nilai $R^2 = 0,8472$. Begitu pula ada variasi arus waktu, nilai regresi CNR pada rumah sakit 1 memiliki nilai

$R^2 = 0,8625$ yang lebih tinggi daripada rumah sakit 2 yang memiliki nilai $R^2 = 0,7914$. Nilai regresi SNR pada rumah sakit 1 memiliki nilai $R^2 = 0,8828$ regresi yang lebih tinggi daripada rumah sakit 2 yang bernilai $R^2 = 0,7512$. Begitu pula pada variasi arus waktu Nilai regresi SNR pada rumah sakit 1 memiliki nilai $R^2 = 0,8457$ regresi yang lebih tinggi daripada rumah sakit 2 yang memiliki nilai $R^2 = 0,8192$. Hal tersebut dikarenakan adanya perbedaan kualitas alat yang digunakan pada rumah sakit 1 dan rumah sakit 2. Nilai GM Conspicuity nilai regresi pada rumah sakit 1 bernilai $R^2 = 0,8377$ dan rumah sakit 2 yang memiliki nilai $R^2 = 0,9114$. Pada variasi arus waktu nilai GM Conspicuity nilai regresi pada rumah sakit 1 bernilai $R^2 = 0,7797$ dan rumah sakit 2 yang memiliki nilai $R^2 = 0,8862$. Pada GM Conspicuity, nilai regresi pada rumah sakit 1 lebih kecil daripada rumah sakit 2 dikarenakan tingkat keabuan pada rumah sakit 2 lebih besar daripada rumah sakit 1.

Penelitian Nia Nastiti (2018) dapat diketahui bahwa variasi penggunaan tegangan tabung yang semakin besar dapat meningkatkan nilai CNR pada citra kecuali pada tegangan tabung tertentu yaitu 120 kV ke 140 kV yang menghasilkan nilai CNR yang sesuai dengan jenis pemeriksaan kepala. Pada penelitian tersebut kenaikan nilai arus-waktu tidak selalu menyebabkan kenaikan nilai CNR. Namun berbeda pada penelitian ini menunjukkan bahwa kenaikan nilai arus-waktu juga menyebabkan kenaikan nilai CNR yang sesuai dengan petunjuk IAEA bahwa kenaikan arus-waktu juga mempengaruhi kenaikan nilai CNR. Hal tersebut dimungkinkan karena ada kesalahan peneliti dalam proses pengambilan data. Pada penelitian Zelvani (2017) dapat dilihat bahwa terdapat perbedaan nilai SNR pada sistem pemeriksaan DR dan CR. Pada pemeriksaan DR, nilai SNR

cenderung stabil dari tegangan tabung 50 – 60 kV dan pada sistem ini didukung dengan penggunaan grid yang memiliki potensi untuk meningkatkan nilai SNR. Pada sistem pemeriksaan CR, nilai SNR mengalami perubahan seiring dengan perubahan tegangan tabung dan cenderung stabil dengan pemasangan grid. Hal ini sesuai dengan penelitian yang telah dilakukan bahwa semakin besar tegangan tabung dan arus waktu yang digunakan, maka semakin besar nilai SNR yang dihasilkan. Nilai GM Conspicuity pada penelitian ini cenderung menurun karena semakin besar faktor eksposi yang digunakan akan menghasilkan foton yang semakin besar dan mampu meningkatkan nilai kontras pada citra. Ketika kontras semakin besar maka jaringan abu-abu akan semakin memudar dikarenakan kontras dan kecerahan yang terlalu tinggi. Menurut Rozanah (2015), penggunaan kontras rendah dapat meningkatkan nilai GM Conspicuity dan mampu mengoptimalkan citra yang dihasilkan.

Pada rumah sakit 1 dan rumah sakit 2 terdapat perbedaan mencolok antara citra yang dihasilkan. Citra pada rumah sakit 1 cenderung lebih detail dan tajam. Hal tersebut terjadi karena rumah sakit 1 dan rumah sakit 2 menggunakan pesawat radiografi yang berbeda. Pada rumah sakit 1 menggunakan pesawat radiografi sistem Digital yang merupakan sistem baru pada pesawat rontgen dimana gambar hasil dari objek radiografi diubah kedalam format coupled device tanpa melalui proses pengeditan. Sedangkan pada rumah sakit 2 menggunakan pesawat radiografi dengan sisten CR (*Computed Radiography*) dimana untuk proses digitasi gambar dapat menggunakan imaging plate untuk akuisisi data citra. Untuk perhitungan nilai CNR dan SNR yang dihasilkan dari kedua pesawat radiografi tersebut dilakukan dengan menggunakan software imageJ dan diperoleh nilai rata-

rata dan standar deviasi dari citra tersebut. Pada rumah sakit 1 dengan menggunakan *Digital Radiography* nilai CNR dan SNR cenderung lebih meningkat sehingga komposisi gambar lebih stabil. Sedangkan Pada rumah sakit 1 dengan menggunakan *Computed Radiography* nilai CNR dan SNR lebih meningkat dibandingkan dengan rumah sakit 1 namun untuk kontras menjadi lebih terang sehingga derau yang ada tidak dapat terlihat dengan jelas.

Nilai optimal didapatkan ketika menggunakan faktor eksposi yang menghasilkan nilai dosis radiasi yang aman bagi pasien sesuai dengan aturan batas aman yang diterapkan oleh IAEA dan BAPETEN dengan citra yang dihasilkan memiliki kualitas baik dengan nilai masing – masing parameter sesuai dengan aturan IAEA dan ACR. Pada variasi tegangan tabung sebesar 56 kV dan nilai arus-waktu konstan sebesar 8 mAs di rumah sakit 1, didapat nilai optimal dosis radiasi sebesar 35,66 mGy.cm² dan kualitas citra dengan nilai CNR sebesar 2,093, SNR sebesar 24,323, dan GM Conspicuity sebesar 0,176. Pada variasi arus-waktu sebesar 20 mAs dan nilai tegangan tabung konstan sebesar 48 kV di rumah sakit 1, didapat nilai optimal dosis radiasi sebesar 37,08 mGy.cm² dan kualitas citra dengan nilai CNR sebesar 5,127, SNR sebesar 27,380, dan GM Conspicuity sebesar 0,184. Pada variasi tegangan tabung sebesar 50 kV dan nilai arus-waktu konstan sebesar 8 mAs di rumah sakit 2, didapat nilai optimal dosis radiasi sebesar 21,46 mGy.cm² dan kualitas citra dengan nilai CNR sebesar 5,033, SNR sebesar 27,966, dan GM Conspicuity sebesar 0,236. Pada variasi arus-waktu 14 mAs dan nilai tegangan tabung konstan sebesar 48 kV di rumah sakit 2, didapat nilai optimal dosis radiasi sebesar 21,21 mGy.cm² dan kualitas citra

dengan nilai CNR sebesar 5,763, SNR sebesar 27,232, dan GM Conspicuity sebesar 0,293.

4.4 Kajian Keislaman

Penelitian dengan judul “Pengaruh Faktor Eksposi Terhadap Dosis Radiasi dan Kualitas Citra Pesawat Radiografi Umum Pada Pemodelan Phantom Thoraks” telah dilakukan di dua rumah sakit dan mendapatkan hasil bahwa faktor eksposi yang baik bagi tubuh pasien dengan menggunakan tegangan tabung sebesar 40-60 kV dan arus sebesar 4-30 mAs sehingga menghasilkan dosis sebesar 15-30 mGy.cm². parameter kualitas citra yang baik untuk diagnosis adalah dengan menggunakan tegangan sebesar 55–60 kV dan arus sebesar 16-20 mAs sehingga menghasilkan nilai CNR sebesar 3-4, SNR sebesar 25-30 dan GM conspicuity sebesar < 0.2. Salah satu unsur penting dalam pengembangan ilmu fisika adalah pengukuran. Nilai pada ilmu fisika apabila hanya dinyatakan secara kualitatif saja maka hasilnya akan rancu karena tidak ada data yang mendukung dan menguatkan. Hal ini dijelaskan oleh Allah SWT dalam Q.S Al- Qamar [54] : 49 :

إِنَّا كُلَّ شَيْءٍ خَلَقْنَاهُ بِقَدَرٍ

“*Sesungguhnya Kami menciptakan segala sesuatu dengan ukuran*” (Q.S Al-Qamar (54) : 49)

Shihab (2003) menafsirkan bahwa . kata “qadar” pada ayat di atas dari segi bahasa dapat berarti kadar tertentu yang tidak bertambah atau berkurang, atau berarti kuasa. Tetapi karena ayat tersebut berbicara tentang segala sesuatu yang berada dalam kuasa Allah, maka lebih tepat dapat memahaminya dalam arti ketentuan dan batasan yang telah ditetapkan terhadap segala sesuatu. Manusia memiliki kadar yang ditetapkan Allah dan dituntut untuk mempertanggungjawabkan pilihannya. Manusia dianugerahi Allah SWT petunjuk

dengan kedatangan sekian rasul untuk membimbing mereka. Demikian dengan perbuatan setiap manusia termasuk dalam batasan yang tepat, teliti dan akurat dimana semua itu telah ditetapkan Allah SWT dan telah ditetapkan pula kadar ganjaran atau balasan-Nya yang akan diberikan kepada setiap manusia.

Q.S Al- Qamar [54] : 49 menjelaskan bahwa Allah SWT menciptakan semua hal yang ada di alam semesta ini sesuai dengan kadar dan ukurannya, tidak kurang dan tidak lebih. Ayat di atas mengisyaratkan bahwa kata " Ukuran" adalah apa yang ada di alam ini dapat dinyatakan dalam dengan dua peran, yang pertama sebagai bilangan dengan sifat dan ketelitian yang terkandung didalamnya dan yang keduanya sebagai batasan. Menurut Baiquni (1995) Allah SWT menciptakan partikel yang ada di dunia ini dengan memiliki ukuran, kecepatan, besar kelajuan dan kemana arah yang dituju. Jika ukuran yang didapatkan tidak mencapai atau melebihi kondisi normal maka dapat terjadi kerusakan dalam hal tersebut. Sama halnya dengan penggunaan ukuran tegangan tabung dan arus yang ditujukan pada pemeriksaan anggota tubuh pasien. Apabila nilai tegangan tabung dan arus waktu yang diatur melebihi batas normal yang telah ditentukan maka dapat menaikkan dosis dan membahayakan kondisi pasien. Sebaliknya jika penggunaan nilai tegangan tabung dan arus waktu tidak mencukupi batas pemeriksaan maka akan didapatkan gambar yang tidak sesuai dengan kondisi sebenarnya.

Segala sesuatu harus dipertimbangkan sesuai dengan kadar yang telah ditetapkan agar mendapatkan hasil yang optimal. Dengan demikian penggunaan tegangan dan arus pada radiografi perlu diberi batasan agar tidak melebihi kadar yang telah ditetapkan. Apabila terjad penggunaan tegangan dan arus yang

melebihi batas aman maka akan terjadi dampak buruk bagi kesehatan. Hal ini dijelaskan oleh Allah SWT dalam Q.S Al-A'raf [7] : 31:

إِنَّهُ لَا يُحِبُّ الْمُسْرِفِينَ

“*Sesungguhnya Allah tidak menyukai orang yang berlebih-lebihan*” (Q.S Al-A'raf (7) : 31)

Batasan dalam menentukan sesuatu sangat ditekankan dalam Al-Qur'an agar manusia tidak menjadi berlebihan dalam hal pemakaian sesuatu. Apabila segala sesuatu dibiarkan dengan kehendak sendiri, maka akan terjadi kesenjangan antar sesuatu. Sama halnya dengan pemakaian tegangan dan arus yang berlebihan, akan menyebabkan hasil pengeksposan yang tidak optimal dan meningkatnya dosis radiasi yang diterima oleh organ sehingga terjadi kerusakan terhadap tubuh manusia.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan pada penelitian, diambil kesimpulan dari hasil penelitian yang dilakukan antara lain sebagai berikut:

1. Penggunaan variasi tegangan tabung (kV) mempengaruhi besar dosis radiasi pada pemodelan phantom thorax. Tegangan tabung (kV) memiliki nilai yang berbanding lurus dengan dosis radiasi baik di rumah sakit 1 dan rumah sakit 2. Semakin besar tegangan tabung (kV) yang diberikan maka semakin besar dosis radiasi yang dikeluarkan oleh alat. Nilai optimal pada rumah sakit 1 didapat pada faktor eksposi sebesar 56 kV 8 mAs dengan nilai dosis sebesar 35,66 mGy.cm². Sedangkan nilai optimal pada rumah sakit 2 didapat pada faktor eksposi sebesar 50 kV 8 mAs dengan nilai dosis sebesar 22,46 mGy.cm².
2. Penggunaan variasi arus waktu (mAs) mempengaruhi besar dosis radiasi pada pemodelan phantom thorax. Arus waktu (mAs) memiliki nilai yang berbanding lurus dengan dosis radiasi baik di rumah sakit 1 dan rumah sakit 2. Semakin besar arus waktu (mAs) yang diberikan maka semakin besar dosis radiasi yang dikeluarkan oleh alat. Nilai optimal pada rumah sakit 1 didapat pada faktor eksposi sebesar 20 mAs 48 kV dengan nilai dosis sebesar 37,08 mGy.cm². Sedangkan nilai optimal pada rumah sakit 2 didapat pada faktor eksposi sebesar 14 mAs 48 kV dengan nilai dosis sebesar 21,21 mGy.cm².

3. Penggunaan variasi tegangan tabung (kV) mempengaruhi kualitas citra pada pemodelan phantom thorax. Tegangan tabung (kV) memiliki nilai yang berbanding lurus dengan CNR dan SNR, akan tetapi berbanding terbalik dengan GM Conspicuity. Semakin besar nilai tegangan tabung yang diberikan maka semakin besar nilai CNR dan SNR pada citra yang dihasilkan. Namun semakin besar tegangan tabung yang diberikan, maka akan semakin kecil nilai GM Conspicuity pada citra yang dihasilkan. Nilai optimal pada rumah sakit 1 didapat pada faktor eksposi sebesar 56 kV 8 mAs dengan nilai nilai CNR sebesar 2,093, SNR sebesar 24,323, dan GM Conspicuity sebesar 0,176. Sedangkan nilai optimal pada rumah sakit 2 didapat pada faktor eksposi sebesar 50 kV 8 mAs dengan nilai CNR sebesar 5,033, SNR sebesar 2,966, dan GM Conspicuity sebesar 0,236.
4. Penggunaan arus waktu (mAs) mempengaruhi kualitas citra pada pemodelan phantom thorax. Arus waktu (mAs) memiliki nilai yang berbanding lurus dengan CNR dan SNR, akan tetapi berbanding terbalik dengan GM Conspicuity. Semakin besar nilai arus waktu yang diberikan maka semakin besar nilai CNR dan SNR pada citra yang dihasilkan. Namun semakin besar arus waktu yang diberikan, maka akan semakin kecil nilai GM Conspicuity pada citra yang dihasilkan. Nilai optimal pada rumah sakit 1 didapat pada faktor eksposi sebesar 20 mAs 48 kV dengan nilai nilai CNR sebesar 5,127, SNR sebesar 27,380, dan GM Conspicuity sebesar 0,184. Sedangkan nilai optimal pada rumah sakit 2 didapat pada faktor eksposi sebesar 14 mAs 48 kV dengan nilai nilai CNR sebesar 5,763, SNR sebesar 27,232, dan GM Conspicuity sebesar 0,293.

5.2 Saran

Berdasarkan pada penelitian yang telah dilakukan, saran yang dapat dipertimbangkan untuk pengembangan konsep penelitian kedepannya antara lain sebagai berikut:

1. Melakukan penelitian dengan menggunakan variasi faktor eksposi yang lebih luas.
2. Alat yang digunakan lebih bervariasi agar mendapatkan perbandingan kualitas citra yang lebih banyak.
3. Menggunakan jenis pemodelan phantom lebih dari satu jenis, seperti pemodelan phantom abdomen, phantom kepala, atau yang lainnya.

DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, M. 2000. *Dasar-dasar Proteksi Radiasi*. Jakarta : Rineka Cipta.
- Alsafi, Khalid. 2016. *Radiation Protection in X-Ray Computed Tomography: Literature Review*. Department Of Radiology. Medical Physics Unit, King Abdul Aziz University, P.O. Box 80215, Jaddah 21589, Saudi Arabia
- American Collage of Radiology (ACR). 2017. *American College of Radiology CT Accreditation Program Testing Instructions*. Revisi 2017. New York : American Institute of Physics
- Arifah, N., Ahda dkk. 2017. *Analisis Perbandingan Nilai Signal to Noise Ratio (SNR) Pada Pemeriksaan MRI Ankle Joint Dengan Menggunakan Quad Knee Coil dan Flex/Multipurpose Coil*. Semarang : JImeD, Vol. 3, No. 1
- Astuti, S. D. dan Septia K. 2018. *Buku Ajar Dasar Fisika Radiasi dan Dosimetri*. Surabaya : Airlangga University Press.
- Assmus, A. 1995. Early History of X Rays. <http://www.slac.stanford.edu/pubs/beamline/25/2/25-2-assmus.pdf>
- A. P. Utami, D. A. Mulyani, A. N. Istiqomah. *Pengaruh Variasi Arus Tabung Terhadap Kualitas Citra Dan Dosis Radiasi Pada Pesawat Sinar-X High Generator*, Tesis, Universitas A'isyiyah Yogyakarta, 2019.
- Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN). 2014. *Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 4: proteksi dan keselamatan radiasi dalam pemanfaatan tenaga nuklir*. Jakarta : BAPETEN
- Ballinger. 2012. *Merrils Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Procedures. Volume Three. Tenth Edition*. St, Louis Misbourt : Mosby Inc.
- Baiquni, Ahmad. 1995. *Al-Qur'an : Ilmu Pengetahuan dan Teknologi*. Jakarta. Dana Bhakti Prima Yasa.
- Bruce W. Long., Eugene D. Frank., Ruth Ann E. 2007. *Radiography Essentials for Limited Practice*. Belanda : Elsevier
- Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt E.M., And Boone, J.M. (2002). *The Essential Physics Of Medical Imaging*, Lippicott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Bushong, Stewart Carlyle. 2013. *Radiologic Science for Technologists*. Tenth. Edition. ELSEVIER. Houston, Texas.

- Dra. Romlah, M. 2015. *Kapita Selekta Sains dalam Al-Quran*. Lampung: LP2M IAIN Raden Intan Lampung
- Denison, C., Carlson, W. D. and Ketcham, R. A. 1997. Three dimensional quantitative textural analysis of metamorphic rocks using high-resolution computed X- ray tomography: Part I. Methods and techniques. *J. Metamorphic Geol.* 15: 29-44
- Fauber, Terri L. 2015. *Radiographic Imaging and Exposure*. 5th edition. St. Louis, MO: Elsevier Mosby.
- Giancoli, Douglas C., 2001, *Fisika Jilid I (terjemahan)*, Jakarta : Penerbit Erlangga
- Harefa, Sofyan P.A 2011. *Analisis Perbandingan Model Propogarasi untuk Konomikasi Bergerak pada Sistem Gsm 900*. Medan : Departemen Teknik Elektro Fakultas Teknik Usu.
- Hiswara. 2015. *Buku Pintar Proteksi dan Keselamatan Radiasi di Rumah Sakit*. Jakarta Selatan : Batan Press
- Health Physics Society (HPS). 1999. *The study of the effects of radiation on living tissues and organisms*. America
- Huda, W. 2014. *Kerma area product in diagnostic radiology*. *American Journal of Radiology*. 203. 565-569.
- Huda, W., E. L. Nickoloff, dan J. M. Boone. 2008. *Overview of patient dosimetry in diagnostic radiology in the USA for the past 50 years*. *Medical Physics*. 35: 5713-5728
- Husin, A. F. 2014. *Islam Dan Kesehatan*. *Jurnal Studi Islam*
- Indrati R., Murniati E. dan Kartikasari Y. 2017 *Proteksi Radiasi Bidang Radiodiagnostik & Intervensional*. Semarang : Inti Medika Pustaka.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). 2014. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. Vienna: IAEA.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). 2020. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Student*. Vienna: IAEA
- Kartawiguna, Daniel. 2015. *Tomografi Resonansi Magnetik Inti: Teori Dasar, Pembentukan Gambar dan Instrumentasi Perangkat Kerasnya*. Yogyakarta
- Khan, Faiz M. 2014. *The Physics of Radiation Therapy*. 5th edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

- Kementerian Agama RI, 2012. *Al-Qur'an dan Terjemahnya*. Bandung: Syamil Qur'an.
- Komang K. Y., Ma'ruf F., Musyarrafah dan Setyowati E.R. 2021. *Hubungan Paparan Sinar-X Dengan Jumlah Limfosit Pada Radiografer Di Rumah Sakit Umum Daerah Provinsi Nusa Tenggara Barat*. Mataram : Universitas Islam Al-Azhar.
- Meredith, W. J., dan J. B. Massey. 1977. *Fundamental Physics of Radiology*. Bristol: Wright & Sons Ltd.
- Miles A. Dale,. 2009. *Radiographic Imaging for the Dental Team*. Belanda : Elsevier
- Nassef, M., dan E. Massoud, . 2014. Patient dose area product (DAP) monitoring in digital radiography. *International Journal of Life Sciences*. 3(4): 195-200.
- Nesseth. 2000. *Procedures and Documentation for CT and MRI*. Kansas : Mc Graw Hill Medical Publishing Division.
- Nurhayati, A. Y., Nariswari, N. N., Rahayuningsih, B., Hariadi, Y. C., & Fisika, J. (N.D.). *Analisis Variasi Faktor Eksposi Dan Ketebalan Irisan Terhadap CTDI Dan Kualitas Citra Pada Computed Tomography Scan (Analysis Of Variation Of Exposure Factor And Slice Thickness On CTDI And Image Quality At Computed Tomography Scan)*. Jember : Universitas Jember
- Pohan, M. Y., Rahmaniar, S. T., & Syahputra, M. R. (N.D.). 2019. *Analisa Kelistrikan Computerized Tomography Scan Pada Rumah Sakit Haji Medan*.
- Powsner. 2006. *Essential Nuclear Medicine Physics (2nd ed.)*. Massachusets: Blacwell Publishing.
- Purnomo E. 2019. *Anatomi Fungsional*. Yogyakarta : Lintang Pustaka Utama
- Phillips, D. H. and J. J. Lannutti. 1997. Measuring physical density with x-ray computed tomography. *NDT & E International* 30:339-350.
- Seeram, E. 2009. *Computed Tomography : Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control. Fourth Edition*. Piladelphia : WB Saunders Company.
- Seletchi E.D, Dului O.G., 2006. *Image Processing and Data Analysis in Computed Tomography*, University of Bucharest Romania.
- Shihab, M. Quraish. 2003. *Tafsir Al-Misbah*. Jakarta : Lentera Hati
- Sparzinanda, Eif. Nehru, Dan Nurhidayah, 2017. *Pengaruh Faktor Eksposi Terhadap Kualitas Citra Radiografi*. Universitas Jambi

- Williams, M. B., A. Elizabeth, Krupinski, K. J. Strauss, W. K. Breeden, M, S. Rzeszotarski, K. Applegate, M. Wyatt, S. Bjork, dan J. A. Siebert. 2007. Digital radiography image quality: image acquisition. *Journal American College*. 4: 371-388.
- Wulan, Elis Ratna. 2010. *Komunikasi Dan Teknologi Informasi Pendidikan*. Batic Press Bandung
- Yani, Ahmad. 2018. Pemanfaatan Teknologi Dalam Bidang Kesehatan Masyarakat. *Jurnal Kesehatan Masyarakat Palu: Universitas Muhammadiyah Palu*
- Y. M. Laitabun, H. Susanto dan C. Anam. “Pengukuran Laju Paparan Radiasi Sinar-X pada Ruang Operator RSUD. Prof. DR. W. Z. Johannes Kupang”. *Youngster Physics Journal*, Vol. 2, No. 3: 49-52, 2013
- Zelvani, S. 2017. *Kualitas Citra Pada Direct Digital Radiography dan Computed Radiography*. *Jurnal Teknosains*, 52-53

LAMPIRAN

Lampiran 1

DATA HASIL

1. Pengambilan Data Variasi Tegangan Tabung

a. Rumah Sakit 1

NO	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	DAP (mGy/cm ²)	ROI Object		ROI Background		CNR	SNR	GM Conspicuity
				Mean (μ)	Standar Deviasi (σ)	Mean (μ)	Standar Deviasi (σ)			
1.	8	42	14,82	110,830	5,567	90,444	5,232	0,030	22,027	0.552
2.		44	16,71	103,885	5,151	91,533	5,664	0,029	22,982	0.436
3.		46	19,54	106,858	4,411	93,132	4,510	0,898	22,956	0.301
4.		48	21,39	105,784	4,684	91,892	4,939	0,372	22,316	0.256
5.		50	25,62	106,744	4,390	84,970	3,738	1,040	23,418	0.247
6.		52	28,98	107,522	3,789	89,468	3,551	1,476	23,279	0.225
7.		55	31,90	103,864	3,576	83,261	3,542	2,543	24,566	0.201
8.		56	35,66	95,044	3,129	84,000	3,011	2,093	24,323	0.176
9.		57	40,89	88,097	2,460	75,000	3,005	5,776	25,556	0.151
10.		59	43,29	83,953	2,096	77,000	3,003	6,175	26,693	0.147
11.		60	52,96	81,000	2,012	73,667	3,002	6,613	26,341	0.134

12.		63	65,22	75,106	1,859	75,000	3,001	6,668	27,183	0.131
13.		66	69,21	119,269	5,766	91,248	3,998	7,175	28,595	0.09
14.		68	73,86	128,122	6,202	99,543	3,422	8,359	32,481	0.099
15.		72	79,57	146,218	6,806	109,232	3,692	8,711	32,676	0.001

b. Rumah Sakit 2

NO	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	Indeks Eksposi (EI)	DAP (mGy/cm ²)	ROI Object		ROI Background		CNR	SNR	GM Conspicuity
					Mean (μ)	Standar Deviasi (σ)	Mean (μ)	Standar Deviasi (σ)			
1.	8	42	311	19,46	124,319	3,263	97,196	3,753	0,453	22,125	0.279
2.		44	320	20,03	129,542	3,379	100,559	3,272	0,161	23,591	0.288
3.		46	323	20,22	131,742	3,416	103,877	3,416	1,768	24,566	0.268
4.		48	350	21,88	136,477	3,447	109,439	3,631	4,498	28,586	0.247
5.		50	359	22,46	139,689	3,509	112,927	3,995	5,033	27,966	0.236
6.		52	381	23,84	137,735	3,886	114,938	3,942	4,118	25,940	0.198
7.		55	430	26,91	140,119	3,634	119,464	4,002	3,821	25,012	0.172
8.		56	454	28,43	140,792	4,530	128,341	4,154	4,025	25,893	0.167
9.		57	487	487	30,48	142,065	4,414	128,543	4,276	6,201	29,223

10.		59	559	34,98	143,071	4,350	122,578	4,252	6,368	28,648	0.097
11.		60	637	39,87	143,871	4,308	130,673	4,318	6,163	29,319	0.101
12.		63	708	44,28	145,834	4,055	133,716	4,589	6,978	29,779	0.091
13.		66	792	49,56	147,160	4,933	135,688	4,632	7,695	31,770	0.084
14.		68	877	54,86	147,612	5,898	136,403	4,817	7,471	30,644	0.082
15.		72	995	62,23	148,000	5,859	139,601	4,693	8,118	31,536	0.061

2. Pengambilan Data Variasi Arus Waktu

a. Rumah Sakit 1

NO	Tegangan Tabung (kV)	Arus Waktu (mAs)	DAP (mGy.cm ²)	ROI Object		ROI Background		CNR	SNR	GM Conspicuity
				Mean (μ)	Standar Deviasi (σ)	Mean (μ)	Standar Deviasi (σ)			
1.	48	8	14,84	114,218	5,653	98,627	5,219	0,026	21,885	0.371
2.		9	16,71	114,090	5,709	92,592	5,117	0,804	22,296	0.282
3.		10	18,54	109,162	4,726	94,511	4,542	1,746	25,333	0.233
4.		11	20,41	103,054	4,675	94,771	4,062	1,337	25,370	0.232
5.		14	25,95	109,339	3,089	96,939	3,938	1,148	25,416	0.232

6.		16	29,69	102,763	2,808	89,000	3,761	2,983	25.367	0.198
7.		18	33,34	105,211	3,048	82,041	3,581	2,932	26,323	0.188
8.		20	37,08	95,076	3,264	80,248	3,748	5,127	27,380	0.184
9.		22	40,77	84,919	3,637	79,716	2,703	5,477	27,765	0.158
10.		25	49,96	59,685	3,171	74,485	2,356	6,235	25,034	0.154
11.		32	53,08	48,440	2,714	73,813	2,442	6,804	26,296	0.155
12.		40	59,74	42,118	2,561	74,480	2,221	6,026	26,885	0.158
13.		48	66,42	126,269	6,166	106,248	4,898	7.542	28.779	0.127
14.		52	70,96	135,122	7,802	109,543	4,122	7,898	32,781	0.087
15.		60	78,94	149,218	8,006	113,232	4,492	8,92	33,218	0.065

b. Rumah Sakit 2

NO	Tegangan Tabung (kV)	Arus Waktu (mAs)	Indeks Eksposi (EI)	DAP (mGy/cm ²)	ROI Object		ROI Background		CNR	SNR	GM Conspicuity
					Mean (μ)	Standar Deviasi (σ)	Mean (μ)	Standar Deviasi (σ)			
1.	48	4	292	20,66	129,542	2,379	98,559	4,272	0,336	22,492	0.409
2.		6	317	21,21	131,742	2,416	101,877	4,416	0,933	24,172	0.369
3.		8	320	21,70	136,477	2,447	105,439	4,631	1,739	24,838	0.339

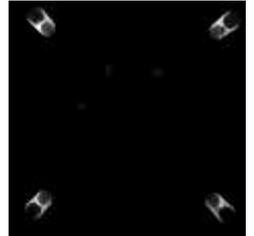
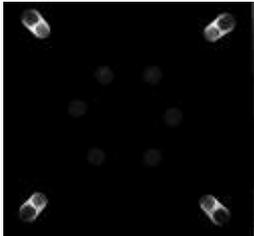
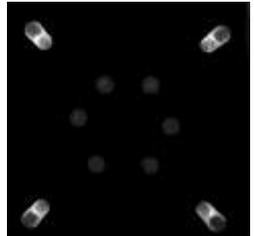
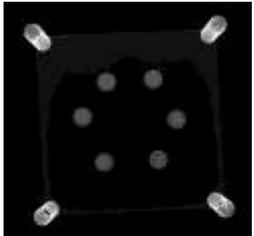
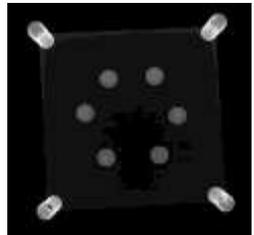
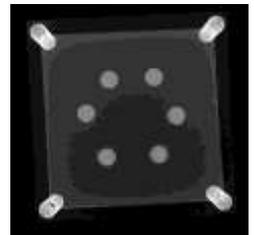
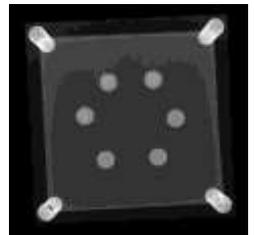
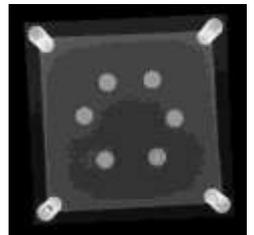
4.		10	330	23,02	143,197	2,581	109,563	4,367	2,631	26,791	0.314
5.		14	339	25,68	143,861	2,502	105,042	4,329	5,763	27,232	0.293
6.		16	347	29,20	144,967	3,320	102,860	4,532	4,495	28,987	0.294
7.		18	368	33,81	145,088	3,399	108,292	4,593	4,439	29,588	0.306
8.		20	410	37,99	144,537	3,337	117,844	4,492	4,771	26,176	0.284
9.		22	467	40,03	145,266	3,215	113,134	4,481	4,826	26,418	0.277
10.		25	540	49,29	145,758	3,122	116,512	4,694	4,187	26,052	0.251
11.		32	607	53,97	146,200	3,070	117,429	4,783	6,062	31,566	0.245
12.		40	646	64,65	146,835	4,987	114,921	4,905	6,562	32,936	0.226
13.		48	788	20,06	147,185	4,943	120,258	4,756	7,925	32,948	0.223
14.		52	863	18,28	147,458	5,940	122,920	4,795	8,214	33,752	0.199
15.		60	1033	19,86	147,706	5,886	127,959	4,651	8,632	33,758	0.154

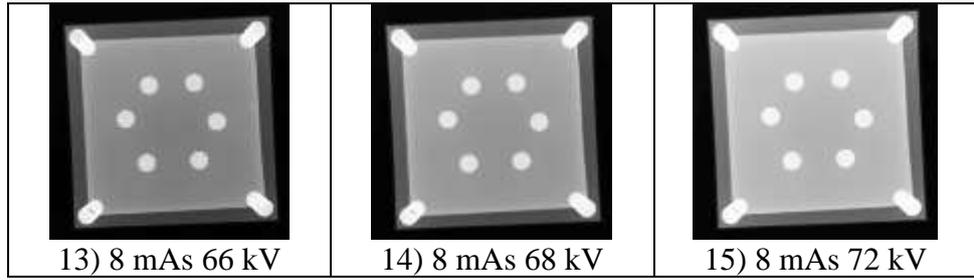
Lampiran 2

CITRA HASIL

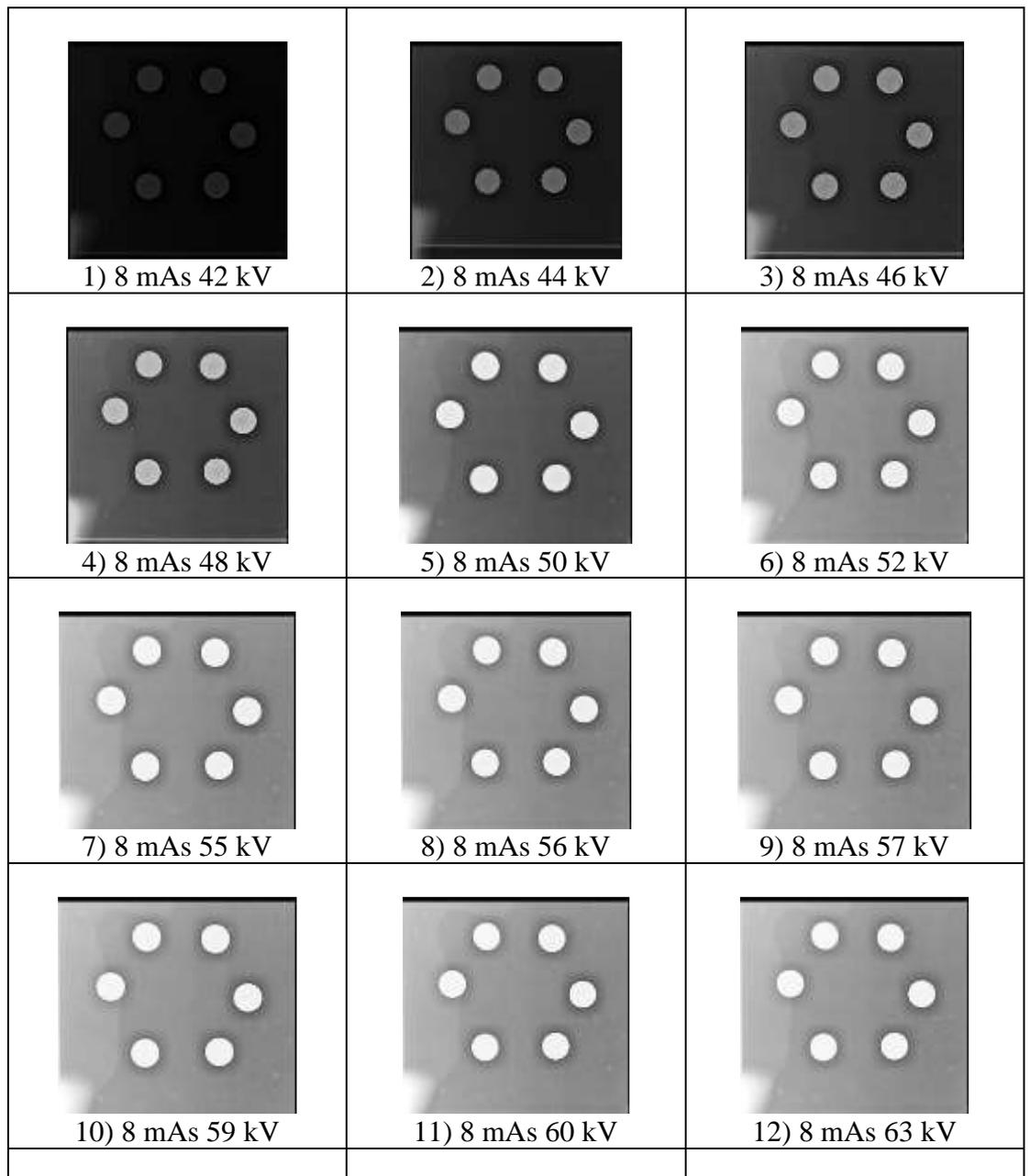
1. Citra Variasi Tegangan Tabung

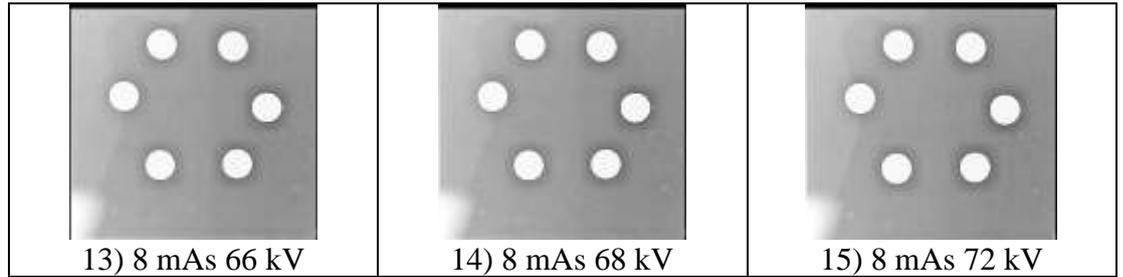
a. Rumah Sakit 1

 1) 8 mAs 42 kV	 2) 8 mAs 44 kV	 3) 8 mAs 46 kV
 4) 8 mAs 48 kV	 5) 8 mAs 50 kV	 6) 8 mAs 52 kV
 7) 8 mAs 55 kV	 8) 8 mAs 56 kV	 9) 8 mAs 57 kV
 10) 8 mAs 59 kV	 11) 8 mAs 60 kV	 12) 8 mAs 63 kV



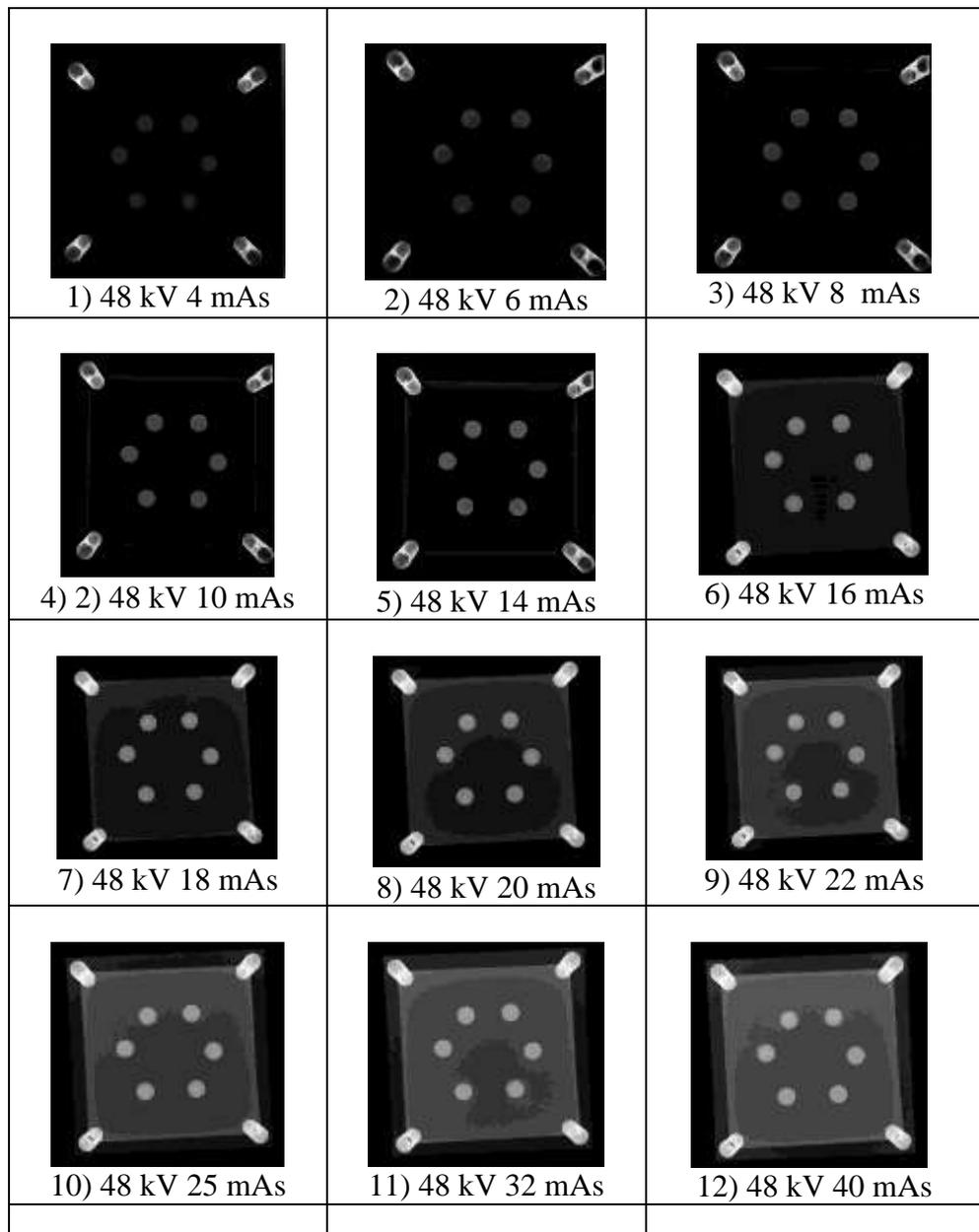
b. Rumah Sakit 2

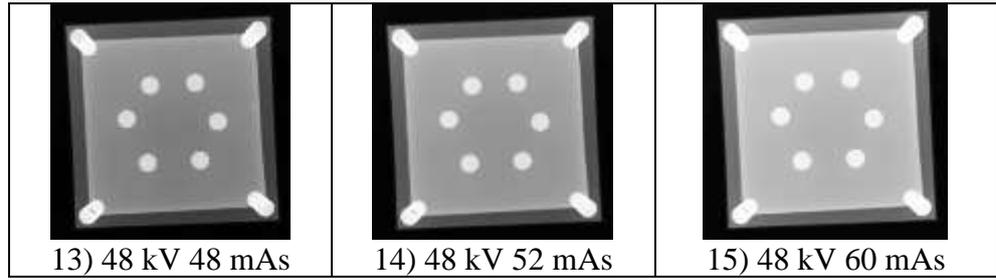




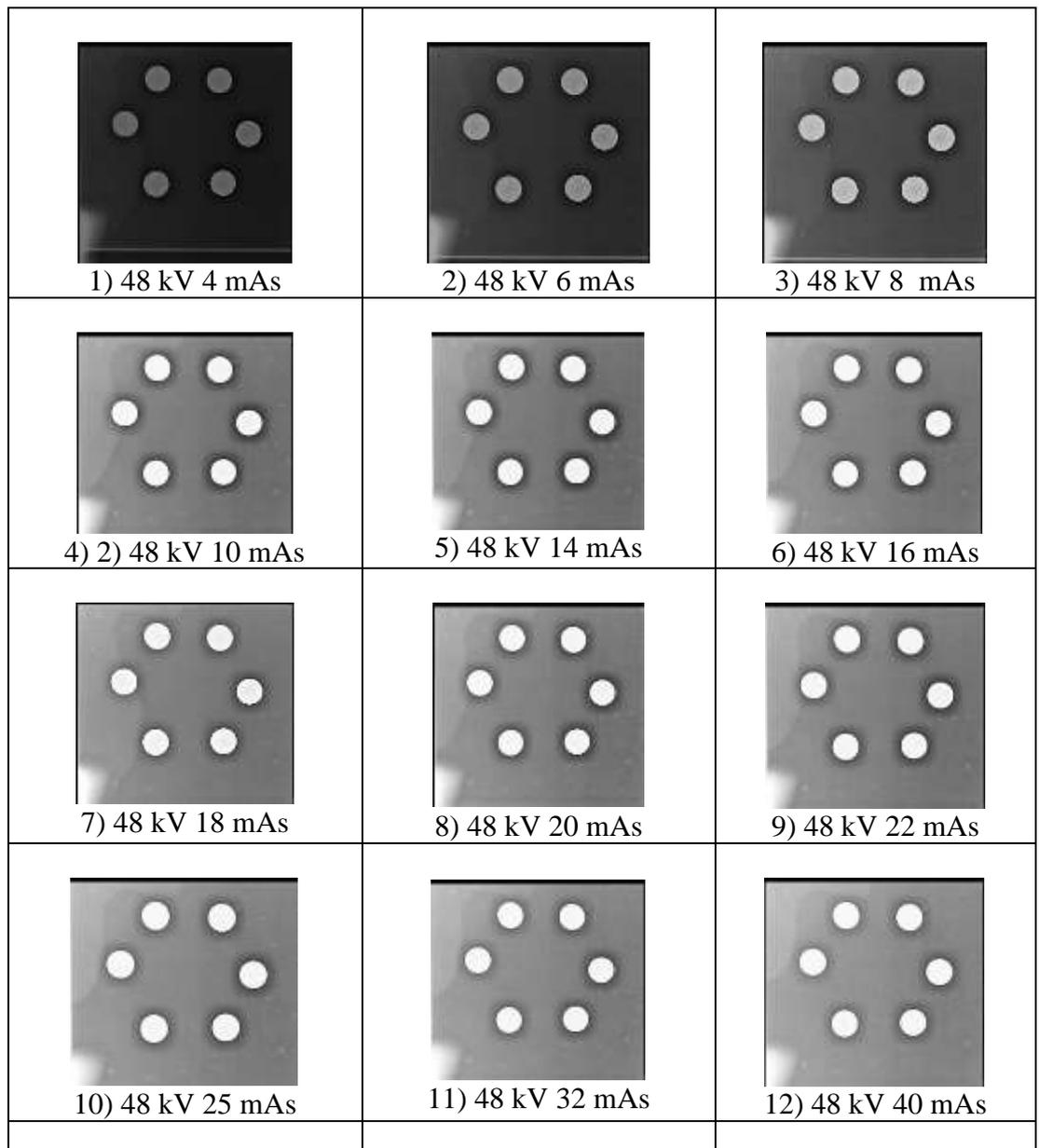
2. Citra Variasi Arus Waktu

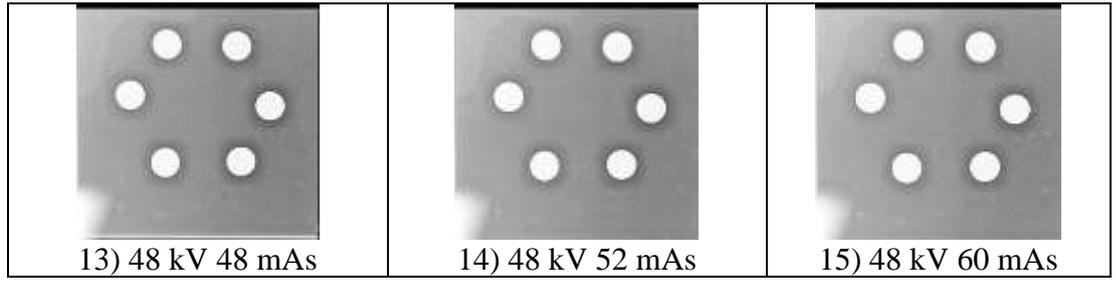
a. Rumah Sakit 1





b. Rumah Sakit 2





Lampiran 3

FOTO DOKUMENTASI

1. Survey Lokasi
 - a. Rumah Sakit 1



- b. Rumah Sakit 2





2. Pengaturan Faktor Eksposi

a. Rumah Sakit 1



b. Rumah Sakit 2



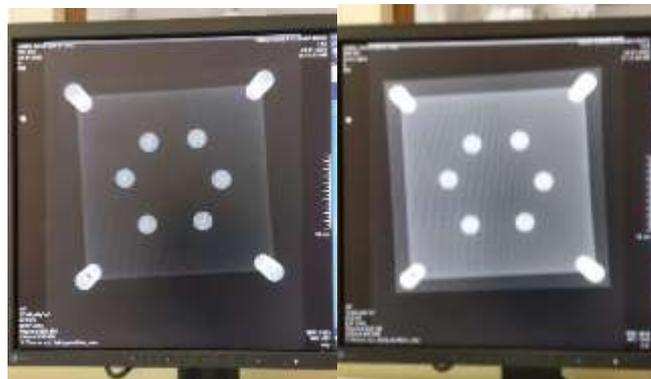
3. Proses Pengambilan Citra
 - a. Rumah Sakit 1



- b. Rumah Sakit 2



4. Hasil Pengambilan Citra
 - a. Rumah Sakit 1



b. Rumah Sakit 2



Lampiran 4

SOURCECODE PEMROGRAMAN

1. Rumah Sakit 1

```
v1 = get(handles.popupmenu1, 'Value');
if v1 == 1
elseif v1 == 2
A1=imread('1_KH.JPG');
kv=48;
mas=8;
sdgm=5.653;
meangm=114.218;
meanwm=98.627;
sdwm=5.219;
dap=14.84;
axes(handles.axes4);
imshow(A1);
axes(handles.axes5);
imhist(A1);
set(handles.edit1, 'String', kv);
set(handles.edit2, 'String', mas);
set(handles.edit3, 'String', sdgm);
set(handles.edit4, 'String',
meangm);
set(handles.edit5, 'String',
meanwm);
set(handles.edit6, 'String', sdwm);
set(handles.edit8, 'String', dap)
elseif v1 == 3
A1=imread('2_KH.JPG');
kv=48;
mas=9;
sdgm=5.709;
meangm=114.090;
meanwm=92.592;
sdwm=5.117;
dap=16.71;
axes(handles.axes4);
imshow(A1);
axes(handles.axes5);
imhist(A1);
set(handles.edit1, 'String', kv);
set(handles.edit2, 'String', mas);
set(handles.edit3, 'String', sdgm);
set(handles.edit4, 'String',
meangm);
set(handles.edit5, 'String',
meanwm);
set(handles.edit6, 'String', sdwm);
set(handles.edit8, 'String', dap)
elseif v1 == 4
A1=imread('3_KH.JPG');
kv=48;
mas=10;
sdgm=4.726;
meangm=109.162;
meanwm=94.511;
sdwm=4.542;
dap=18.54;
axes(handles.axes4);
imshow(A1);
axes(handles.axes5);
imhist(A1);
set(handles.edit1, 'String', kv);
set(handles.edit2, 'String', mas);
set(handles.edit3, 'String', sdgm);
set(handles.edit4, 'String',
meangm);
set(handles.edit5, 'String',
meanwm);
set(handles.edit6, 'String', sdwm);
str2double(get(handles.edit8, 'string'));
meanobjek =
str2double(get(handles.edit4, 'String'));
meanbg =
str2double(get(handles.edit3, 'String'));
sdoobjek =
str2double(get(handles.edit5, 'String'));
sdbg =
str2double(get(handles.edit6, 'String'));

cnr = (meanobjek - meanbg) / sdbg;
set(handles.edit9, 'String', cnr);

snr = meanobjek / sdbg;
set(handles.edit10, 'String', snr);

gm = (meanobjek - meanbg) / meanbg;
set(handles.edit11, 'String', gm);
batas= dosis/1/100;
if (batas < 0.23)
set(handles.edit13, 'string', 'Cukup
Aman Bagi Pasien');
elseif (batas > 0.23 && batas < 0.37)
set(handles.edit13, 'string', 'Aman
Bagi Pasien');
elseif (batas > 0.37 && batas < 0.5)
set(handles.edit13, 'string', 'Kurang
Aman Bagi Pasien');
else (batas > 0.5)
set(handles.edit13, 'string', 'Tidak
Aman Bagi Pasien');
end
cnr =
str2double(get(handles.edit9, 'string'));
if (cnr < 1)
set(handles.edit12, 'string', 'Tidak
Baik');
elseif (cnr > 7)
set(handles.edit12, 'string', 'Tidak
Baik');
elseif (cnr > 1 && cnr < 2)
set(handles.edit12, 'string', 'Kurang
Baik');
elseif (cnr > 2 && cnr < 2.5)
set(handles.edit12, 'string', 'Baik');
elseif (cnr > 6 && cnr < 7)
set(handles.edit12, 'string', 'Lebih
Baik');
else (cnr > 5 && cnr < 6)
set(handles.edit12, 'string', 'Sangat
Baik');
end
```

set(handles.edit8, 'String', dap)	
dst	

2. Rumah Sakit 2

<pre>v1 = get(handles.popupmenu1, 'Value'); if v1 == 1 elseif v1 == 2 A1=imread('1_LV.JPG'); kv=48; mas=4; sdgm=2.379; meangm=90.542; meanwm=87.559; sdwm=4.272; dap= 18.28; axes(handles.axes4); imshow(A1); A11=rgb2gray(A1); axes(handles.axes5); imhist(A11); set(handles.edit1, 'String', kv); set(handles.edit2, 'String', mas); set(handles.edit3, 'String', sdgm); set(handles.edit4, 'String', meangm); set(handles.edit5, 'String', meanwm); set(handles.edit6, 'String', sdwm); set(handles.edit8, 'String', dap); elseif v1 == 3 A1=imread('2_LV.JPG'); kv=48; mas=6; sdgm=2.416; meangm=95.742; meanwm=90.559; sdwm=4.416; dap=19.86; axes(handles.axes4); imshow(A1); A11=rgb2gray(A1); axes(handles.axes5); imhist(A11); set(handles.edit1, 'String', kv); set(handles.edit2, 'String', mas); set(handles.edit3, 'String', sdgm); set(handles.edit4, 'String', meangm); set(handles.edit5, 'String', meanwm); set(handles.edit6, 'String', sdwm); set(handles.edit8, 'String', dap); elseif v1 == 4 A1=imread('3_LV.JPG'); kv=48; mas=8; sdgm=2.447; meangm=100.447; meanwm=95.439; sdwm=4.631; dap=20.06; axes(handles.axes4); imshow(A1); A11=rgb2gray(A1); axes(handles.axes5); imhist(A11); set(handles.edit1, 'String', kv); set(handles.edit2, 'String', mas); set(handles.edit3, 'String', sdgm);</pre>	<pre>dosis = str2double(get(handles.edit8, 'string')); str2double(get(handles.edit4, 'String')); meanbg = str2double(get(handles.edit3, 'String')); sdoobjek = str2double(get(handles.edit5, 'String')); sdbg = str2double(get(handles.edit6, 'String')); cnr = (meanobjek - meanbg) / sdbg; set(handles.edit9, 'String', cnr); snr = meanobjek / sdbg; set(handles.edit10, 'String', snr); gm = (meanobjek - meanbg) / meanbg; set(handles.edit11, 'String', gm); batas= dosis/1/100; if (batas < 0.23) set(handles.edit13, 'string', 'Cukup Aman Bagi Pasien'); elseif (batas > 0.23 && batas < 0.37) set(handles.edit13, 'string', 'Aman Bagi Pasien'); elseif (batas > 0.37 && batas < 0.5) set(handles.edit13, 'string', 'Kurang Aman Bagi Pasien'); else (batas > 0.5) set(handles.edit13, 'string', 'Tidak Aman Bagi Pasien'); end cnr = str2double(get(handles.edit9, 'string')); if (cnr < 1) set(handles.edit12, 'string', 'Tidak Baik'); elseif (cnr > 7) set(handles.edit12, 'string', 'Tidak Baik'); elseif (cnr > 1 && cnr < 3) set(handles.edit12, 'string', 'Kurang Baik'); elseif (cnr > 6 && cnr < 7) set(handles.edit12, 'string', 'Kurang Baik'); elseif (cnr > 4 && cnr < 4.5) set(handles.edit12, 'string', 'Baik'); elseif (cnr > 4.5 && cnr < 5) set(handles.edit12, 'string', 'Lebih Baik'); else (cnr > 5 && cnr < 6) set(handles.edit12, 'string', 'Sangat Baik'); end</pre>
---	---

```
set(handles.edit4, 'String',  
meanm);  
set(handles.edit5, 'String',  
meanwm);  
set(handles.edit6, 'String', sdwm);  
set(handles.edit8, 'String', dap);
```

dst



KEMENTERIAN AGAMA
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM MALANG
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
JURUSAN FISIKA

Jl. Gajayana 50 Malang 65144 Telp/Fax : (0341) 558933

BUKTI KONSULTASI SKRIPSI

Nama : Hana Silmi Aizah
NIM : 19640065
Judul Skripsi : Sains dan Teknologi/Fisika
Fakultas/Program Studi : Pengaruh Faktor Eksposi Terhadap Dosis Radiasi Dan Kualitas Citra Pesawat Radiografi Umum Pada Pemodelan Phantom Thoraks
Pembimbing 1 : Dr. H. Agus Mulyono, M.Kes
Pembimbing 2 : Umayyatus Syarifah, M.A

• **Konsultasi Fisika**

No	Tanggal	Hal	Tanda Tangan
1	7 September 2022	Konsultasi Bab I, II, dan III	
2	30 September 2022	Konsultasi Bab I, II, dan III	
3	6 Oktober 2022	Konsultasi Bab I, II, dan III ACC	
4	20 Januari 2023	Konsultasi Bab IV	
5	31 Maret 2023	Konsultasi Bab IV	
6	10 April 2023	Konsultasi Bab IV ACC	
7	22 Mei 2023	Konsultasi Bab V ACC	
8	19 Juni 2023	Konsultasi Pasca Sidang	
9	21 Juni 2023	Konsultasi Pasca Sidang	

• **Konsultasi Integrasi**

No	Tanggal	Hal	Tanda Tangan
1	20 Januari 2023	Konsultasi Integrasi Bab I, II	
2	6 April 2023	Konsultasi Integrasi Bab I, II, dan IV	
3	10 April	Konsultasi Integrasi Bab IV	
4	19 Juni 2023	Konsultasi Integrasi Pasca Sidang	

Malang, 7 Maret 2023
Mengetahui,
Ketua Program Studi Fisika

Dr. Imam Tazi, M.Si
NIP. 19740730200312100



KEMENTERIAN AGAMA
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM MALANG
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
JURUSAN FISIKA

Jl. Gajayana 50 Malang 65144 Telp/Fax : (0341) 558933

BUKTI KONSULTASI SKRIPSI

Nama : Hana Silmi Aizah
NIM : 19640065
Fakultas/Program Studi : SAINTEK/FISIKA
Judul Skripsi : PENGARUH FAKTOR EKSPOSI TERHADAP DOSIS RADIASI DAN KUALITAS CITRA PESAWAT RADIOGRAFI UMUM PADA PEMODELAN PHANTOM THORAKS
Pembimbing 1 : Dr. H. Agus Mulyono., M.Kes
Pembimbing 2 : Umayyatus Syarifah., M.A

• Konsultasi Fisika

No	Tanggal	Hal	Tanda Tangan
1.	7 September 2022	Konsultasi Bab I, ii, dan iii	
2.	30 September 2022	Konsultasi Bab I, ii, dan iii	
3.	6 Oktober 2022	Konsultasi Bab I, ii, dan iii ACC	
4.	20 Januari 2023	Konsultasi Bab iv	
5.	31 Maret 2023	Konsultasi Bab iv	
6.	10 April 2023	Konsultasi Bab iv ACC	
7.	22 Mei 2023	Konsultasi Bab v ACC	
8.	20 Juni 2023	Konsultasi Pasca Sidang	

• Konsultasi Integrasi

No	Tanggal	Hal	Tanda Tangan
1.	20 Januari 2023	Konsultasi Integrasi Bab I, ii	
2.	6 April 2023	Konsultasi Integrasi Bab i, ii, iv	
3.	10 April 2023	Konsultasi Integrasi Bab iv	
4.	20 Juni 2023	Konsultasi Pasca Sidang	

Malang, 10 April 2023

Menghaturai,
Program Studi Fisika

Drs. Hana Tazi, M.Si
40730200312100