



**ANALISIS VARIASI FAKTOR EKSPOSI DAN KETEBALAN
IRISAN TERHADAP CTDI DAN KUALITAS CITRA PADA
*COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN***

SKRIPSI

Oleh

Nia Nastiti Nariswari

NIM 131810201019

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER**

2018



**ANALISIS VARIASI FAKTOR EKSPOSI DAN KETEBALAN
IRISAN TERHADAP CTDI DAN KUALITAS CITRA PADA
*COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN***

SKRIPSI

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat
untuk menyelesaikan Program Studi Fisika (S-1)
dan mencapai gelar Sarjana Sains

Oleh

Nia Nastiti Nariswari

NIM 131810201019

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2018**

PERSEMBAHAN

Dengan terselesainya skripsi ini merupakan langkah awal untuk menggapai cita-cita menuju kesuksesan. Tenaga, pikiran dan waktu telah saya curahkan untuk menyelesaikan skripsi ini, sehingga skripsi ini saya persembahkan kepada:

1. Orang tua tercinta Umi Hanik, Adi Gunawan (almarhum), Jumadin, Maswi Arif Sjam Admadja, Siti Mustika Sari, Ali Usman, Fadila dan seluruh keluarga atas cinta, kasih sayang, doa, perhatian, dukungan dan pengorbanan yang telah diberikan dan mengiringi langkahku untuk menuntut ilmu, semoga Allah SWT melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya;
2. kakak tercinta Nurul Ahmad Hidayah dan adik tersayang Abdul Gofar, terima kasih atas dukungan, nasehat dan perhatiannya
3. guru-guru dan dosen-dosen, terima kasih telah memberikan ilmu, dukungan dan bimbingan;
4. Mawar Habibi Jannah, Retno Aprilina, Rela Gusti Ayu dan tim Biofisika, terima kasih atas dukungan dan semangat dalam menyelesaikan skripsi ini;
5. Ibu dan Bapak, serta teman-teman Halmahera Raya No 16 yang menemani hari-hariku di Jember;
6. Almamater tercinta Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

MOTO

Hai orang-orang yang beriman, jadikanlah sabar dan shalat sebagai penolongmu.
Sesungguhnya Allah beserta orang-orang yang sabar.
(terjemahan surat Al-Baqarah ayat 153)*)

Berusahalah tanpa melupakan keharusan berdoa, dan berdoa tanpa harus melupakan kewajiban berusaha. Usaha tanpa doa adalah omong kosong dan doa tanpa usaha adalah kosong. Kita hanya bisa bertawakal setelah berusaha dan berdoa. **)

*)Departemen Agama Republik Indonesia. 1998. Al Qur'an dan Terjemahannya. Semarang: PT Kumudasmoro Grafindo.

**)Al-mahfani, Khalilurrahman. 2015. Bertambah Kaya dan Berkah dengan Shalat Dhuha. Jakarta: Wahyu Qolbu.

PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Nia Nastiti Nariswari

NIM : 131810201019

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa karya ilmiah yang berjudul: *Analisis Variasi Faktor Eksposi dan Ketebalan Irisan Terhadap CTDI dan Kualitas Citra pada Computed Tomography (CT) Scan* adalah benar-benar hasil karya sendiri, kecuali kutipan yang sudah saya sebutkan sumbernya, belum pernah diajukan pada institusi mana pun dan bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Penelitian ini merupakan bagian dari penelitian bersama dosen dan mahasiswa, dan hanya dapat dipublikasikan dengan mencantumkan nama dosen pembimbing.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa ada tekanan dan paksaan dari pihak mana pun serta bersedia mendapatkan sanksi akademik jika ternyata dikemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, 26 Juli 2018

Yang menyatakan,

(Nia Nastiti Nariswari)

NIM 131810201019

SKRIPSI

**ANALISIS VARIASI FAKTOR EKSPOSI DAN KETEBALAN
IRISAN TERHADAP CTDI DAN KUALITAS CITRA PADA
*COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN***

Oleh

Nia Nastiti Nariswari

NIM 131810201019

Pembimbing

Dosen Pembimbing Utama : Dra. Arry Y. Nurhayati, M.Si

Dosen Pembimbing Anggota : Drs. Yuda C. Hariadi, M. Sc., Ph.D

Dosen Pembimbing Lapang : Betty Rahayuningsih, S.Si., M.Si

PENGESAHAN

Skripsi berjudul *Analisis Variasi Faktor Eksposi dan Ketebalan Irisan terhadap CTDI dan Kualitas Citra pada Computed Tomography (CT) Scan* telah diuji dan disahkan oleh Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember pada:

Hari :
Tanggal :
Tempat : Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Jember

Ketua, Tim Penguji Sekretaris,

Dra. Arry Y. Nurhayati, M.Si
NIP 196109091986012001

Drs. Yuda C. Hariadi, M.Sc., Ph.D
NIP 196203111987021001

Pembimbing Lapangan,



Betty Rahayuningsih, S.Si., M.Si
NIP 1971103061999032001

Anggota I, Anggota II,

Endhah Purwandari, S.Si., M.Si
NIP 198111112005012001

Nurul Priyantari, S.Si., M.Si
NIP 197003271997022001

Mengesahkan
Dekan Fakultas MIPA,

Drs. Sujito Ph.D
NIP 196102041987111001

RINGKASAN

Analisis Variasi Faktor Eksposi dan Ketebalan Irisan terhadap CTDI dan Kualitas Citra pada *Computed Tomography (CT) Scan*; Nia Nastiti Nariswari, 131810201019; 2018: 43 halaman; Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

Computed Tomography (CT) Scan adalah sebuah alat pencitraan sinar-X yang dipadukan dengan komputer pengolah data sehingga mampu menghasilkan gambar potongan melintang dari tubuh. *CT Scan* memiliki dosis yang relatif lebih tinggi dibanding dengan alat radiologi lainnya, yang dipengaruhi oleh faktor eksposi yakni tegangan tabung dan arus-waktu rotasi serta ketebalan irisan. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui efek variasi faktor eksposi dan ketebalan irisan terhadap dosis melalui nilai CTDI_{vol} yang terlihat pada konsol komputer *CT Scan* dan kualitas citra LCR berdasarkan nilai CNR yang dihasilkan menggunakan objek phantom.

Penelitian dilakukan di Instalasi Radiologi RSUD H. Koesnadi Bondowoso dengan menggunakan alat *CT Scan Philips type MRC 880* dan phantom *Philips Brilliance 16 Series P. N: 453567135962*. Penelitian ini divariasikan tegangan tabung dengan nilai 80 kV, 100 kV, 120 kV dan 140 kV dengan 100 mAs dan 1 mm. Kemudian divariasikan arus-waktu rotasi pada nilai 100 mAs, 200 mAs, 300 mAs dan 400 mAs dengan 120 kV dan 5 mm. Selanjutnya divariasikan ketebalan irisan dengan ketebalan yang digunakan yaitu 1 mm, 3 mm, 5 mm dan 10 mm dengan 100 mAs dan 80 kV. Variasi ketiga parameter tersebut menghasilkan data dosis yang ditunjukkan oleh nilai CTDI_{vol}. Dari *scanning* yang dilakukan juga diperoleh citra dari phantom bagian multipin berupa data digital yaitu Dicom yang diolah menggunakan *software Radiant Viewer* untuk menganalisis kualitas citra *Low Contrast Resolution (LCR)* berdasarkan nilai *Contrast to Noise Ratio (CNR)*. Masing-masing parameter tersebut dibuat tabel dan grafik dengan menggunakan *Microsoft Excel* dan *Trial IBM SPSS Statistics 25*. Sehingga diperoleh kesimpulan variasi yang menghasilkan dosis (CTDI_{vol}) dan kualitas citra (CNR) optimum.

Hasil yang diperoleh dari penelitian ini adalah variasi tegangan tabung berpengaruh terhadap nilai CTDI_{vol} karena menentukan energi sinar-X yang diemisikan dan berpengaruh terhadap dosis yang dihasilkan. Variasi arus-waktu rotasi memiliki pengaruh lebih besar terhadap CTDI_{vol} dibandingkan variasi tegangan tabung karena arus-waktu rotasi menentukan banyaknya atau jumlah sinar-X yang dihasilkan dan dosis radiasi meningkat secara linear dengan arus-waktu rotasi. Sedangkan ketebalan irisan tidak berpengaruh terhadap nilai CTDI_{vol} tetapi lebih berpengaruh terhadap kualitas citra jika tegangan tabung dan arus-waktu rotasi dibuat sama, karena energi dan jumlah sinar-X yang dihasilkan sama. Secara umum nilai CTDI_{vol} yang dihasilkan pada penelitian ini masih di bawah nilai DRL yang ditetapkan oleh Bapeten tahun 2016.

Variasi tegangan tabung yang semakin besar maka nilai CNR juga semakin besar, kecuali pada nilai CNR dari kenaikan tegangan tabung 120 kV ke 140 kV dan menghasilkan satu nilai CNR yang sesuai dengan jenis pemeriksaan kepala

yaitu pada tegangan tabung 120 kV. Kenaikan nilai arus-waktu rotasi tidak selalu menyebabkan kenaikan nilai CNR yang dihasilkan, dan menghasilkan nilai CNR yang sesuai dengan jenis pemeriksaan kepala dewasa. Sedangkan pada variasi ketebalan irisan yang semakin besar menyebabkan nilai CNR yang semakin besar. Ketebalan irisan 10 mm menghasilkan nilai CNR lebih dari 1.0. Secara umum nilai CTDI_{vol} dan nilai CNR optimum diperoleh pada variasi 200 mAs, 120 kV dan 5 mm.



PRAKATA

Puji syukur atas kehadiran Allah SWT atas segala rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini yang berjudul “Analisis Variasi Faktor Eksposi dan Ketebalan Irisan Terhadap CTDI dan Kualitas Citra pada *Computed Tomography (CT) Scan*”. Skripsi ini merupakan salah satu syarat kelulusan sebagai strata satu (S-1) pada Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

Penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak, oleh karena itu penulis ini menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Dra. Arry Yuariatun Nurhayati, M.Si., selaku Dosen Pembimbing Utama, Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, M.Sc., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing Anggota dan Betty Rahayuningsih, S.Si., M.Si., selaku Dosen Pembimbing Lapangan yang telah meluangkan waktu, pikiran, bimbingan dan perhatian dalam penulisan skripsi ini;
2. Endhah Purwandari, S.Si., M.Si., selaku Dosen Penguji I dan Nurul Priyantari, S.Si., M.Si., selaku Dosen Penguji II yang telah memberikan kritik dan saran demi kebaikan skripsi ini;
3. seluruh staff pengajar Jurusan Fisika dan Fakultas MIPA Universitas Jember;
4. radiografer dan staff Instalasi Radiologi RSUD H. Koesnadi Bondowoso, yang telah membantu dalam proses penelitian;
5. teman-teman seperjuangan angkatan 2013 dan tim Biofisika Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Jember;

Penulis juga menerima segala kritik dan saran dari semua pihak demi kebaikan skripsi ini. Akhirnya penulis berharap, semoga skripsi ini dapat bermanfaat.

Jember, Juli 2018

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSEMBAHAN	ii
HALAMAN MOTO	iv
HALAMAN PERNYATAAN	v
HALAMAN PEMBIMBINGAN	vi
HALAMAN PENGESAHAN	vii
RINGKASAN	viii
PRAKATA	x
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR LAMPIRAN	xv
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Tujuan Penelitian	4
1.5 Manfaat Penelitian	4
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	4
2.1 <i>Computed Tomography Scan</i>	5
2.1.1 <i>Komponen CT Scan</i>	5
2.1.2 <i>Prinsip Kerja CT Scan</i>	7
2.2 <i>Dosimetri CT Scan</i>	9
2.2.1 <i>Computed Tomography Dose Index (CTDI)</i>	9
2.2.2 <i>Dosis pada CT Scan</i>	11
2.3 <i>Parameter Scan</i>	13

2.3.1 Tegangan tabung.....	13
2.3.2 Arus-waktu rotasi.....	13
2.3.3 Ketebalan irisan	14
2.4 Kualitas Citra CT Scan	14
2.4.1 Kontras resolusi	14
2.4.2 <i>Radiant Viewer</i>	16
BAB 3. METODE PENELITIAN	17
3.1 Rancangan Penelitian	17
3.1.1 Alat dan tempat penelitian	17
3.1.2 Tahapan penelitian	17
3.2 Jenis dan Sumber Data	20
3.3 Definisi Operasional Variabel dan Skala Pengukuran	20
3.4 Metode Analisis Data	22
3.4.1 Analisis CTDIvol.....	22
3.4.2 Analisis Kualitas Citra	22
BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN	23
4.1 Hasil dan Analisis Data Penelitian	23
4.1.1 Hasil dan Analisis Data Dosis CTDIvol	23
4.1.2 Hasil dan Analisis Data Kualitas Citra LCR Berdasarkan Nilai CNR	25
4.2 Pembahasan	35
4.2.1 Efek Variasi Faktor Eksposi dan Ketebalan Irisan terhadap CTDIvol	35
4.2.2 Efek Variasi Faktor Eksposi dan Ketebalan Irisan terhadap Kualitas Citra	37
BAB 5. PENUTUP	39
5.1 Kesimpulan	39
5.2 Saran	40
DAFTAR PUSTAKA	41
DAFTAR ISTILAH	44
LAMPIRAN	47

DAFTAR TABEL

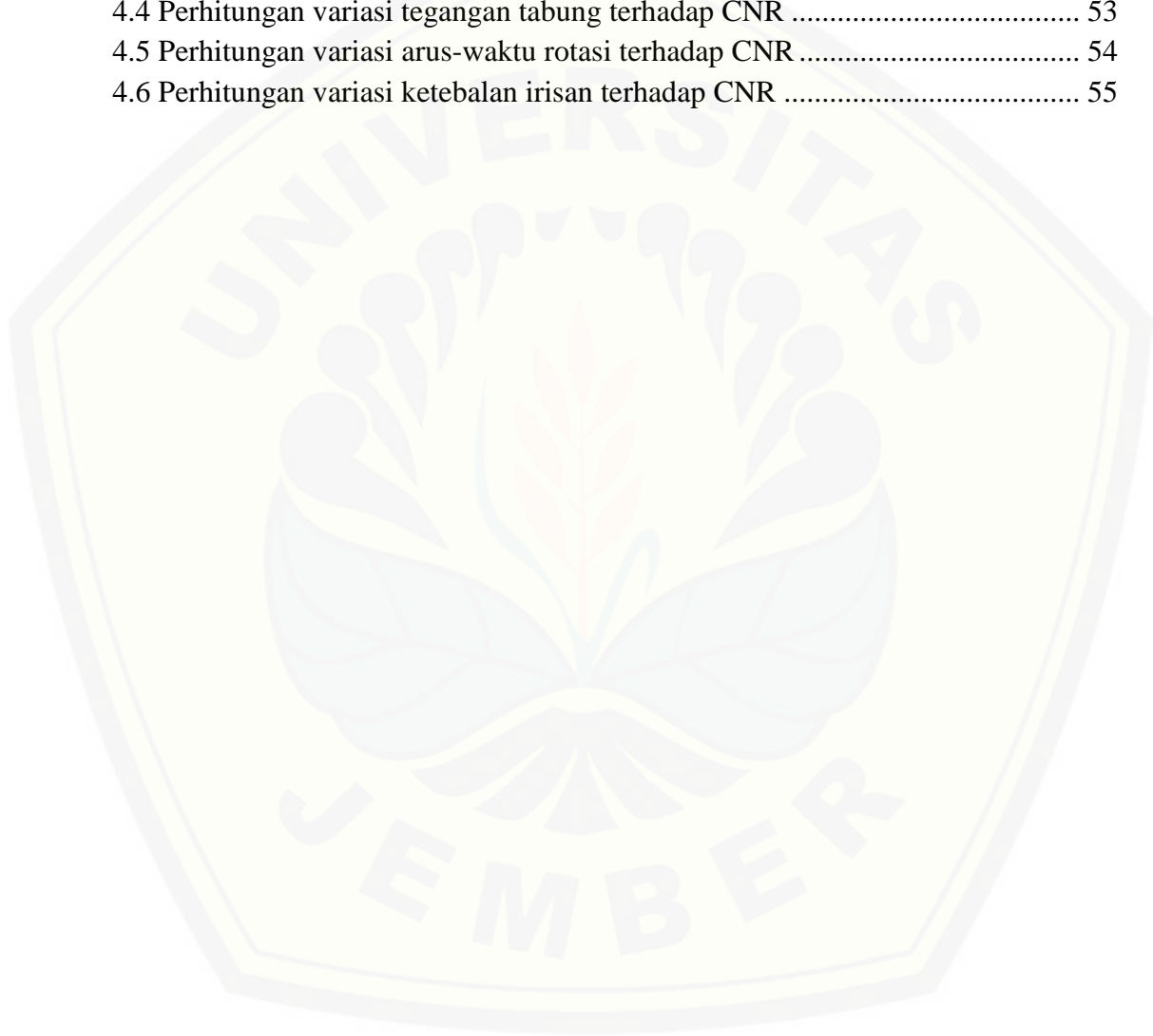
	Halaman
2.1 Nilai DRL CTDI _{vol} tahun 2014	12
4.1 Data pengaruh variasi tegangan tabung terhadap CTDI _{vol}	24
4.2 Data pengaruh variasi arus-waktu rotasi terhadap CTDI _{vol}	24
4.3 Data pengaruh variasi ketebalan irisan terhadap CTDI _{vol}	25
4.4 Data pengaruh variasi tegangan tabung terhadap nilai CNR	26
4.5 Data pengaruh variasi arus-waktu rotasi terhadap nilai CNR	29
4.6 Data pengaruh variasi ketebalan irisan terhadap nilai CNR	32

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2. 1 Komponen-komponen CT Scan	7
2.2 Tabung sinar-X dan detektor CT Scan bergerak mengelilingi pasien	8
2.3 Profil dosis radiasi	10
2.4 Phantom kinerja sistem	15
2.5 Citra LCR dengan penempatan ROI	16
3.1 CT Scan Philips type MRC 880 dan phantom Philips Brilliance 16	17
3.2 Tahapan penelitian	18
3.3 Tampilan setting parameter scan untuk memperoleh data CTDIvol	19
3.4 Area scan multipin pada topogram phantom	20
4.1 Tampilan setting parameter scan dan CTDIvol yang dihasilkan	23
4.2 Grafik hubungan antara variasi tegangan tabung dan nilai CNR	27
4.3 Hasil citra variasi tegangan tabung	28
4.4 Grafik hubungan antara variasi arus-waktu rotasi dan nilai CNR	30
4.5 Hasil citra variasi arus-waktu rotasi	31
4.6 Grafik hubungan antara ketebalan irisan dan nilai CNR	33
4.7 Hasil citra variasi ketebalan irisan	34

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
4.1 <i>Setting</i> variasi tegangan tabung terhadap CTDIvol	47
4.2 <i>Setting</i> variasi arus-waktu rotasi terhadap CTDIvol	49
4.3 <i>Setting</i> variasi ketebalan irisan terhadap CTDIvol	51
4.4 Perhitungan variasi tegangan tabung terhadap CNR	53
4.5 Perhitungan variasi arus-waktu rotasi terhadap CNR	54
4.6 Perhitungan variasi ketebalan irisan terhadap CNR	55



BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Computed Tomography (CT) Scan adalah sebuah alat pencitraan sinar-X yang dipadukan dengan komputer pengolah data sehingga mampu menghasilkan gambar potongan melintang dari tubuh. *CT Scan* telah berkembang menjadi sebuah metode pencitraan medis yang sangat diperlukan dalam pemeriksaan radiodiagnostik. Arah perkembangan teknologi *CT Scan* pada saat ini lebih diutamakan ke masalah peningkatan kecepatan pencitraan dengan detektor multi irisan, peningkatan resolusi gambar dan pengurangan dosis radiasi yang diterima pasien (Kartawiguna, 2009).

Menurut Schauer dan Linton (2009), bahwa sekitar 48% kontribusi penerimaan dosis radiasi akumulatif pertahun dari masyarakat Amerika Serikat adalah berasal dari radiasi medik, dan sekitar 28% atau setengahnya diperoleh dari tindakan medik menggunakan *CT Scan*. *CT Scan* memiliki dosis yang relatif lebih tinggi dibanding dengan alat radiologi lainnya. Misalnya, untuk pencitraan *thoraks (chest)*, dosis efektif pada *CT Scan* sebesar 5 mSv - 7 mSv, sedangkan untuk pencitraan *thoraks (chest)* radiografi konvensional dosis efektifnya sebesar 0.1 mSv – 0.2 mSv (Bauhs *et al.*, 2008). Hal ini dikarenakan pada *CT Scan* untuk mendapat citra satu irisan (*slice*), pasien harus dieksposi paling tidak 360 kali yaitu dari sudut 1° hingga 360° (Bushberg *et al.*, 2012).

Parameter *scan* yang dapat mempengaruhi dosis radiasi yang diterima pasien *CT Scan* adalah faktor eksposi yakni tegangan tabung dan arus tabung sinar-X (Soderberg, 2008). Tegangan tabung dan arus sinar-X merupakan parameter pembangkit sinar-X, sehingga berpengaruh pada intensitas radiasi yang diterima pasien. Tegangan tabung berpengaruh pada daya tembus sinar-X untuk melewati suatu bahan, dan arus tabung sinar-X berpengaruh pada kualitas sinar-X. Kenaikan faktor eksposi akan meningkatkan dosis yang dihasilkan. Faktor tambahan yang mempengaruhi jumlah radiasi yang digunakan untuk melakukan pemeriksaan *CT Scan* adalah ketebalan irisan (*slice thickness*) (Huda dan Mettler, 2011).

Dosis yang tinggi pada *CT Scan* bukan hanya berasal dari radiasi primer dari setiap *slice*, tetapi juga berasal dari radiasi hambur dari *slice* di samping kanan kirinya (Bauhs *et al.*, 2008). Radiasi hambur merupakan komponen besar dosis radiasi pada pasien *CT Scan*. Dosis dari radiasi hambur cenderung paling kuat sepanjang sumbu *z* yang dekat dengan berkas utama. Sehingga menurut Bapeten (2003), pemeriksaan menggunakan Tomografi Komputer (*Computed Tomography-CT*), penentuan kuantitas dosis yang tepat yang berkaitan dengan dosis pasien harus menggunakan metode, antara lain *Multi Scan Average Dose* (MSAD), *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) dan *Dose Length Product* (DLP).

Dosis yang dihasilkan dari pemeriksaan *CT Scan* juga berpengaruh pada kualitas citra. Kualitas citra dan dosis radiasi selalu dihubungkan satu sama lain, yang berarti bahwa perubahan kualitas citra merupakan efek dari dosis radiasi, dan dosis radiasi dipengaruhi oleh parameter *scan* (Soderberg, 2008). Salah satu jenis citra *CT Scan* adalah *low contrast resolution* (LCR) yang memiliki densitas objek yang sedikit berbeda, untuk mempermudah analisis LCR dapat dikuantisasi dengan nilai *contrast to noise ratio* (CNR) yang merupakan salah satu faktor penentu kualitas citra.

Penelitian yang dilakukan oleh Dewang dan Rosyidah (tanpa tahun) yaitu analisis dosis radiasi yang diterima pasien pada pemeriksaan (CT) *scan* menunjukkan bahwa kenaikan nilai tegangan tabung dari 120 kV ke 140 kV menyebabkan kenaikan nilai CTDI sekitar 1.4 kali. Variasi faktor tegangan tabung tersebut tidak memberikan pengaruh yang besar terhadap nilai CTDI. Variasi arus tabung menunjukkan bahwa nilai CTDI semakin besar dengan peningkatan nilai arus tabung. Variasi waktu penyinaran, nilai CTDI semakin besar dengan lamanya waktu penyinaran yang lebih banyak. Sedangkan dengan perubahan faktor ketebalan irisan diperoleh nilai CTDI tertinggi yaitu 38.43 mGy pada potongan irisan 3 mm dan nilai CTDI terendah yaitu 34.19 mGy pada irisan 5 mm, sehingga artinya ketebalan irisan tidak terlalu signifikan mempengaruhi nilai CTDI. Sedangkan penelitian Aprilyanti *et al* (2013) yaitu pengaruh diameter phantom dan tebal *slice* terhadap nilai CTDI pada pemeriksaan menggunakan *CT Scan*

menyatakan bahwa semakin kecil tebal *slice* yang digunakan maka semakin besar nilai CTDI yang dihasilkan, karena dosis radiasi yang diterima phantom dengan tebal *slice* kecil tertuju pada satu titik dengan ukuran yang telah ditentukan, sehingga dosis radiasi yang diterima lebih besar. Penelitian pengaruh variasi ketebalan irisan terhadap CTDI_{vol} yang terlihat pada konsol komputer CT *Scan* juga dilakukan oleh Mulyono *et al* (2014) yaitu analisis distribusi *computed tomography dose index* (CTDI) pada *body phantom*. Hasil yang diperoleh adalah bahwa nilai CTDI_{vol} pada konsol selalu sama pada semua variasi ketebalan irisan.

Penelitian mengenai kualitas citra telah dilakukan oleh Rozanah *et al* (2015) yaitu perbandingan kualitas citra CT *Scan* pada protokol dosis tinggi dan dosis rendah untuk pemeriksaan kepala pasien dewasa dan anak. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa protokol dengan dosis tinggi lebih mampu menampilkan kualitas citra dengan resolusi kontras rendah lebih baik dibandingkan protokol dengan dosis rendah.

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui efek variasi faktor eksposi (tegangan tabung dan arus-waktu rotasi) dan ketebalan irisan terhadap dosis berupa nilai CTDI_{vol} yang terlihat pada konsol komputer CT *Scan*, yang serupa dengan penelitian Dewang dan Rosyidah (tanpa tahun) dan penelitian yang dilakukan Rozanah *et al* (2015) dengan penambahan analisis kualitas citra LCR berdasarkan nilai *contrast to noise ratio* (CNR) yang diukur dengan membuat *region of interest* (ROI) pada citra yang dihasilkan.

1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana efek variasi faktor eksposi dan ketebalan irisan terhadap CTDI_{vol} yang terlihat pada komputer CT *Scan* menggunakan phantom?
2. Bagaimana efek variasi faktor eksposi dan ketebalan irisan terhadap kualitas citra yang dihasilkan?

1.3 Batasan Masalah

Penelitian ini dibatasi pada pembahasan mengenai pengaruh faktor eksposi dan ketebalan irisan terhadap nilai CTDI_{vol} dan nilai CNR dengan area phantom yang dianalisis adalah khusus pada bagian citra LCR.

1.4 Tujuan Penelitian

1. Mengetahui efek variasi faktor eksposi dan ketebalan irisan terhadap CTDI_{vol} yang terlihat pada komputer CT *Scan* menggunakan phantom.
2. Mengetahui efek variasi faktor eksposi dan ketebalan irisan terhadap kualitas citra yang dihasilkan.

1.5 Manfaat Penelitian

Hasil penelitian ini diharapkan dapat memberi manfaat pada radiografer ketika dilakukan *setting* faktor eksposi dan ketebalan irisan menggunakan CT *Scan* untuk pemeriksaan yang berpengaruh pada dosis radiasi dan kualitas citra yang dihasilkan, sehingga dapat diperoleh hasil *scan* dengan dosis dan kualitas citra yang optimum. Dengan hasil *scan* tersebut lebih memudahkan para dokter untuk mendiagnosis penyakit dalam tubuh pasien dengan hasil yang lebih akurat.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Computed Tomography Scan*

Computed Tomography (CT) *Scan* adalah alat penunjang diagnostik yang menggunakan sinar-X melalui teknik tomografi dan komputerisasi modern untuk pemeriksaan organ tubuh manusia. Sejak diperkenalkan pertama kali pada tahun 1972, CT *Scan* berkembang menjadi alat pencitraan diagnostik yang sangat penting untuk beberapa aplikasi medis (Aprilyanti *et al.*, 2013). Sir Godfrey Newbold Housefield merupakan seorang ilmuwan dari Inggris yang pertama kali menemukan CT *Scan* pada tahun 1972, yang dipasang di Atkinson Morley's Hospitals di London (Nanlohy, 2011). Pemeriksaan menggunakan CT *Scan* bertujuan untuk mengetahui suatu kelainan pada organ tubuh manusia dengan menggunakan radiasi pengion terutama sinar-X sehingga didapat hasil diagnosis yang lebih optimal tanpa harus melakukan pembedahan.

CT *Scan* MSCT-*Scan 64 slice* (*Multi Slice Computed Tomography Scanning 64 slice*) mampu menghasilkan gambar secara detail dari bagian tubuh manusia seperti kepala, pembuluh darah, jantung, otak, perut, usus besar dan sebagainya. CT *Scan* yang digunakan dalam mengevaluasi tulang sangat bermanfaat untuk kasus seperti fraktur, sublukasi, *herniated disk*, tumor, dan *arthropathy* (Lange, 1989).

2.1.1 Komponen CT *Scan*

CT *Scan* terdiri dari beberapa komponen yang masing-masing memiliki fungsi, yaitu sebagai berikut:

a. Meja pasien

Meja pasien adalah tempat pasien diposisikan untuk dilakukan pemeriksaan yang terletak di pertengahan *gantry* secara horizontal. Meja ini bisa di gerakkan maju, mundur, naik dan turun sesuai dengan lambang tombol yang ditekan (Bushberg *et al.*, 2012).

b. *Gantry*

Gantry adalah bagian yang bergerak dari komponen *scanner*, sebagian besar 360° putaran penuh *gantry* digunakan untuk memperoleh data. Kecepatan putaran

gantry ini mendekati 5 putaran per detik (waktu rotasi 0.20 s) (Bushberg *et al.*, 2012). Dalam *gantry* terdapat komponen utama CT *Scan* yaitu unit pembangkit sinar-X (tabung sinar-X) yang berfungsi sebagai sumber sinar-X, dan unit detektor yang berfungsi sebagai komponen pendeteksi sinar-X. Detektor diletakkan pada posisi yang saling berhadapan dengan sumber sinar-X (Kartawiguna, 2009).

1) Tabung sinar-X

Tabung sinar-X berfungsi sebagai pembangkit sinar-X dengan sifat yaitu, bekerja pada tegangan tinggi dan tahan terhadap guncangan. Tabung sinar-X pada CT *Scan* memiliki daya yang lebih besar daripada tabung yang digunakan pada radiografi atau fluoroskopi, yaitu kira-kira 5 – 7 Mega Joule (MJ) (Bushberg *et al.*, 2012).

2) Detektor dan DAS (*Data Acquisition System*)

Detektor berfungsi untuk mendeteksi sinar-X yang telah menembus objek dengan cara mengubah intensitas berkas sinar-X yang mengenainya menjadi sinyal-sinyal elektronik, kemudian menguatkan sinyal-sinyal elektronik dan mengubah sinyal-sinyal tersebut ke dalam bentuk data digital (Kartawiguna, 2009).

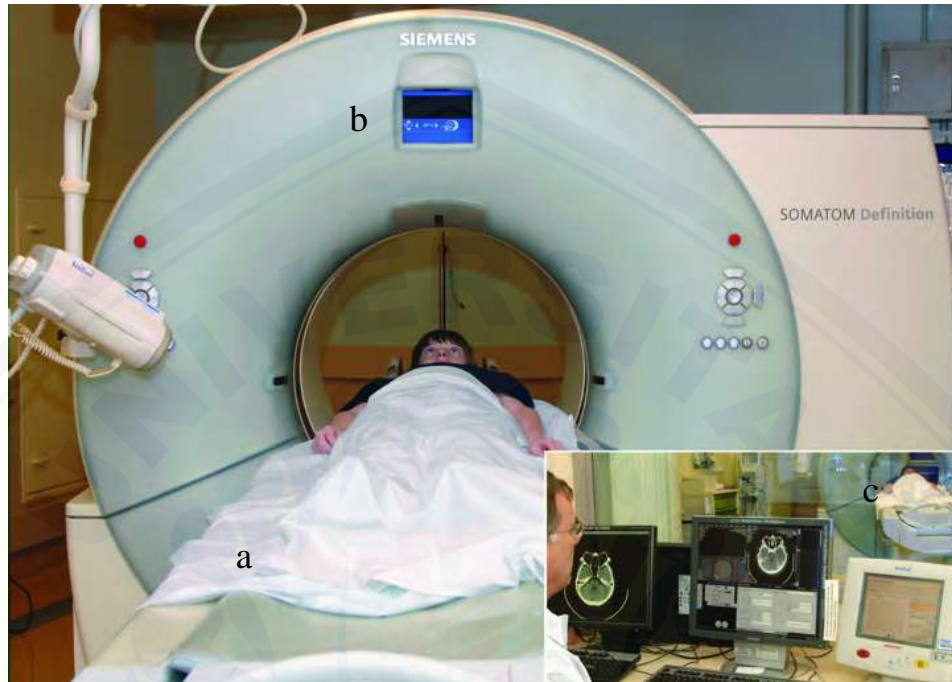
3) Kolimator

Umumnya CT *Scan* memiliki 2 buah kolimator yaitu, kolimator pertama pada tabung sinar-X yang berfungsi sebagai pembatas luas lapangan penyinaran dan mengurangi bayangan penumbra dengan adanya *focal spot* kecil. Sedangkan kolimator kedua yaitu kolimator pada detektor dengan fungsi sebagai pengarah radiasi menuju detektor, pengontrol radiasi hambur dan menentukan ketebalan lapisan (*slice thickness*).

c. Konsol pengendali

Konsol terdiri dari papan ketik, mouse, monitor dan interkom mempresentasikan antarmuka yang dirancang untuk banyak fungsi. Konsol adalah unit pengendali (*control unit*) untuk melakukan seluruh prosedur pemeriksaan dan mengevaluasi hasil pemeriksaan. Konsol juga digunakan untuk meningkatkan alur kerja pemeriksaan CT *Scan* agar lebih efisien maka dapat ditambahkan konsol

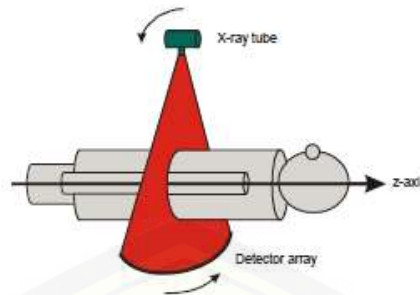
kedua berupa stasiun kerja (*workstation*) yang dapat melakukan fungsi-fungsi yang sama pada saat bersamaan (Kartawiguna, 2009). Komponen-komponen CT *Scan* tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2. 1 Komponen-komponen CT *Scan* (Sumber: Bushberg *et al.*, 2012)

2.1.2 Prinsip Kerja CT *Scan*

Computed Tomography (CT) *Scan* adalah alat pencitraan diagnostik yang mampu menghasilkan citra penampang lintang bagian internal tubuh dengan memanfaatkan sinar-X. CT *Scan* menghasilkan sinar-X dengan energi sekitar 50 KeV - 70 KeV dan panjang gelombang 0.018 nm - 0.25 nm (IAEA, 2007). CT *Scan* menggunakan prinsip atenuasi atau pelemahan sinar-X dalam suatu objek. Tubuh manusia terdiri dari berbagai organ dan jaringan yang memiliki komposisi dan densitas yang berbeda. Komposisi dan densitas jaringan ini sangat menentukan besar sinar-X yang diserap oleh jaringan (The Impact Group, 2009).



Gambar 2.2 Tabung sinar-X dan detektor CT *Scan* bergerak mengelilingi pasien
(Sumber: Soderberg, 2008)

Tabung sinar-X dan detektor pada CT *Scan* berada pada arah yang berlawanan dan bergerak mengelilingi pasien seperti yang terlihat pada Gambar 2.2. Intensitas sinar-X yang menembus tubuh pasien mengalami pelemahan tergantung dari ketebalan dan jenis jaringan. Detektor berfungsi untuk menyimpan data sinar-X yang mengalami atenuasi setelah melewati pasien dan merubah berkas sinar-X yang diterima menjadi arus listrik, kemudian diubah oleh integrator menjadi tegangan analog. Data transmisi sinar-X yang dikumpulkan oleh detektor diteruskan ke komputer untuk selanjutnya direkonstruksi (Soderberg, 2008).

Metode akuisisi data CT *Scan* ada 2 (Bushberg *et al.*, 2012), yaitu:

- a. Metode konvensional *slice by slice* atau metode *axial*. Prinsipnya, tabung sinar-X dan detektor bergerak mengelilingi pasien dan mengumpulkan data proyeksi pasien. Saat pengambilan data proyeksi, posisi meja berhenti. Kemudian meja pasien bergerak untuk menuju posisi kedua dan dilakukan proses *scanning* berikutnya, demikian seterusnya.
- b. Metode *spiral* atau *helical*. Pada metode ini tabung sinar-X bergerak mengelilingi pasien yang juga bergerak. Pada metode ini, berkas sinar-X membentuk pola *spiral* atau *helical*. Data untuk rekonstruksi citra pada setiap *slice* diperoleh dengan interpolasi. Teknik ini memiliki kelebihan dalam waktu yang relatif cepat.

2.2 Dosimetri CT Scan

Sinar-X termasuk sinar yang menyebabkan ionisasi dalam sel-sel hidup, dan efek ini dapat mempengaruhi hingga merusak kehidupan sel-sel tersebut. Besar kecilnya dosis radiasi dapat mempengaruhi sel yaitu mati atau pulih kembali setelah mengadakan perbaikan (Suroyo, 1986). Beberapa hal penting mengenai dosis pada CT Scan adalah, pertama, dalam CT volume jaringan diradiasi dari segala sudut, sehingga dosis radiasi terdistribusi merata (Seeram, 2001). Kedua, akuisisi CT memerlukan SNR (*signal to noise ratio*) tinggi untuk memperoleh kontras resolusi yang tinggi sehingga dosis radiasi pada volume relatif lebih tinggi karena menggunakan tegangan dan arus-waktu rotasi yang lebih tinggi (Bushberg *et al.*, 2012). Ketiga, dosis pada satu *slice* menambah dosis pada *slice* yang lain (Dowsett, 2006).

2.2.1 Computed Tomography Dose Index (CTDI)

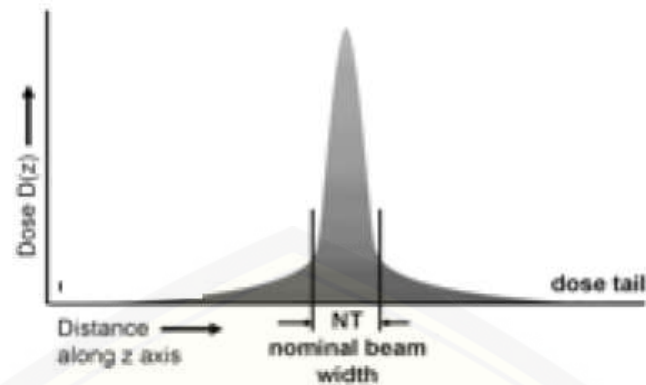
Dosis pada CT tidak hanya ditentukan oleh radiasi berkas utama saja, tetapi radiasi di luar berkas utama juga memberikan dosis yang tinggi. Untuk mendapatkan dosis pada suatu titik sebagai gabungan dosis radiasi berkas utama dan radiasi dari *scanning* di sekitarnya, dikenal dengan konsep CTDI. Menurut (Seeram, 2001), CTDI merupakan integrasi dosis $D(z)$ (dosis serap) disepanjang sumbu z tegak lurus terhadap bidang *scan axial* tunggal dibagi dengan jumlah irisan (N) dan lebar irisan (T). Secara matematis CTDI dapat ditulis seperti persamaan (2.1) berikut:

$$CTDI = \int \frac{D(z)}{T} dz \quad (2.1)$$

$D(z)$ = radiasi profil dosis sumbu z

N = jumlah irisan pada satu gambaran *scan axial*.

T = lebar irisan



Gambar 2.3 Profil dosis radiasi (Sumber: Bauhs *et al.*, 2008)

Profil dosis merupakan distribusi dosis sepanjang sumbu z atau paralel terhadap sumbu rotasi. Profil dosis dapat dipengaruhi oleh kolimator, jarak antara kolimasi dan tabung sinar-X, penumbra dan radiasi hambur. Profil dosis yang ideal memiliki bentuk segiempat yang lebarnya tepat dengan kolimasi sinar NT yang diatur pada konsol. Tetapi profil dosis tidak mungkin untuk mencapai bentuk segiempat karena adanya radiasi hambur yang disebut sebagai *dose tail* atau ekor dosis seperti pada Gambar 2.3 (Bauhs *et al.*, 2008).

CTDI diukur dengan menggunakan dosimeter pensil yang memiliki panjang aktif 100 mm. $CTDI_{100}$ merupakan CTDI yang sesuai dengan ukuran dosimeter yang digunakan, memiliki batas pengukuran -50 mm hingga +50 mm. Sehingga secara matematis dapat dituliskan dengan:

$$CTDI_{100} = \int_{-50}^{+50} \frac{D(z)}{NT} dz \quad (2.2)$$

$CTDI_{100}$ pada persamaan (2.2) merupakan pengukuran distribusi dosis $D(z)$ sepanjang sumbu z , dimana radiasi primer dan radiasi hambur dihitung sepanjang 100 mm, dan pusat berkas sinar-X yaitu pada $z = 0$. $CTDI_{100}$ diukur pada pusat dan tepi phantom (Bushberg, 2012).

Perkiraan dosis rata-rata dalam sebuah phantom dapat dilakukan dengan menggabungkan pengukuran pusat dan tepi phantom, dengan pembobotan $1/3$ dan $2/3$ sehingga dikenal dengan *weighted CTDI* atau $CTDI_w$:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,center} + \frac{2}{3}CTDI_{100,peripheral} \quad (2.3)$$

dengan $CTDI_{100,center}$ adalah $CTDI_{100}$ dipusat phantom, sedangkan $CTDI_{100,peripheral}$ adalah $CTDI_{100}$ ditepi phantom. Nilai dari 1/3 dan 2/3 kira-kira jumlah relatif area yang diperlihatkan oleh nilai tengah dan tepi. Nilai pembobotan 1/3 dan 2/3 digunakan sebagai pendekatan nilai dosis rata-rata pada phantom (Bushberg, 2012).

Menurut Bushberg (2012), *scan* secara *spiral* dikembangkan konsep CTDI yang memperhitungkan pengaruh pergerakan meja atau *pitch* yaitu volume CTDI ($CTDI_{vol}$)

$$\text{---} \quad (2.4)$$

Pitch adalah perbandingan besar pergerakan meja untuk satu kali putaran 360° (I) dengan lebar berkas terkolimasi NT (McNitt-Gray, 2002) yang dapat dinyatakan dengan persamaan berikut:

$$\text{---} \quad (2.5)$$

$CTDI_{vol}$ adalah ukuran dosis rata-rata yang diserap oleh phantom tertentu pada keluaran *scanning* tertentu. $CTDI_{vol}$ digunakan untuk menentukan dosis radiasi dalam satu rotasi tabung pada *scanner multidetector* ketika *pitch* tidak sama dengan satu. Pada *single slice helical* (spiral) nilai $CTDI_{vol}$ sama dengan $CTDI_w$ (Tsapaki dan Rehani, 2007).

2.2.2 Dosis pada CT Scan

CT Scan merupakan salah satu alat sumber radiasi pengion yang digunakan di radiologi diagnostik (Bapeten, 2011). Pemanfaatan radiasi pengion tersebut harus dilakukan pengawasan untuk menjamin proteksi dan keselamatan pekerja, pasien dan masyarakat. Salah satu persyaratan keselamatan radiasi yang harus dipenuhi adalah persyaratan proteksi radiasi yaitu optimasi proteksi dan keselamatan radiasi. Optimasi proteksi dan keselamatan radiasi harus diupayakan agar besarnya dosis yang diterima serendah mungkin dan dapat dilaksanakan melalui tingkat panduan untuk paparan medik (Bapeten, 2016).

Paparan medik adalah paparan yang diterima oleh pasien sebagai bagian dari diagnosis atau pengobatan medik, dan orang lain sebagai sukarelawan yang

membantu pasien (Bapeten, 2011). Sehingga tingkat panduan untuk paparan medik atau DRL sangat direkomendasikan untuk digunakan sebagai panduan para praktisi medik dalam melakukan setiap jenis pemeriksaan radiologi diagnostik dan intervensional, dan digunakan untuk mencegah paparan radiasi berlebih pada pasien. Menurut Bapeten (2016), nilai DRL untuk pemeriksaan menggunakan CT Scan terdapat pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Nilai DRL CTDI_{vol} tahun 2014

No	Jenis Pemeriksaan	CTDI _{vol} (mGy)		
		0 – 4 tahun	5 – 14 tahun	≥ 15 tahun
1	<i>Head</i>	55.71	62.08	62.08
2	<i>Abdomen</i>	48.52	11.74	38.27
3	<i>Thorax</i>	-	-	39.74

(Bapeten, 2016).

DRL bukan nilai yang menentukan baik atau tidaknya pelayanan radiologi, tetapi hanya sebagai salah satu indikator mutu pelayanan. DRL juga bukan nilai yang menunjukkan batasan mengenai berlebih atau tidaknya dosis yang diterima oleh pasien. Pasien dapat menerima dosis melebihi DRL jika terjustifikasi secara medis dan penerimaan dosis tersebut tidak dapat dihindari. Jika hal tersebut terjadi, maka perlu dilakukan reviu yang ditujukan untuk mencari kemungkinan penyebabnya dan opsi tindakan perbaikan yang sesuai.

Tujuan DRL adalah sebagai alat optimasi proteksi dan keselamatan radiasi bagi pasien dan mencegah paparan radiasi yang tidak diperlukan dengan tetap memperhatikan kualitas citra yang memadai untuk kebutuhan diagnostik, sehingga dapat dicapai tujuan diagnostik yang diinginkan. Tujuan diagnostik yang dimaksud adalah mendapatkan citra radiografi secara optimal sehingga diperoleh informasi diagnostik yang diperlukan oleh dokter dengan selalu mengupayakan penerimaan dosis radiasi pasien serendah mungkin yang dapat dicapai dengan mengikuti prinsip *As Low As Reasonably Achievable (ALARA)* (Bapeten, 2016).

2.3 Parameter *Scan*

Menurut Alsafi (2016), dosis dan kualitas citra CT umumnya bergantung pada pilihan faktor teknik untuk melakukan pemeriksaan CT. Parameter penting yang berada dibawah kendali operator CT adalah sebagai berikut:

2.3.1 Tegangan tabung

Tegangan tabung menentukan distribusi energi dari berkas sinar-X. Pilihan tegangan tabung pada CT *Scan* mulai dari 80 kV hingga 140 kV. Meningkatkan tegangan tabung akan meningkatkan jumlah radiasi, dan juga akan meningkatkan energi rata-rata foton. Energi sinar-X mempengaruhi dosis radiasi pasien secara langsung, semakin besar tegangan tabung sinar-X yang digunakan dosis radiasi yang diterima pasien juga semakin besar. Dan sebaliknya, jika tegangan tabung yang digunakan kecil maka dosis yang diterima pasien akan semakin kecil (Alsafi, 2016). Menurut (McNitt-Gray, 2002), kenaikan dari 120 kV menjadi 140 kV pada CT/i scanner (GE Medical System) menghasilkan peningkatan *Computed Tomography Dose Index Weight* (CTDI_w) untuk *phantom* kepala sebesar 37,5% dan untuk tubuh sebesar 39%.

Variasi tegangan tabung menyebabkan perubahan dosis CT, *noise* dan kontras citra. Akibatnya, tegangan tabung yang tinggi mengurangi kontras citra, sekaligus mengurangi *noise* dan dapat mengurangi artefak. Hubungan antara tegangan tabung dan kualitas citra adalah kompleks, karena mempengaruhi *noise* dan kontras gambar. Perubahan *noise* kira-kira berbanding terbalik dengan perubahan tegangan tabung, penurunan tegangan tabung akan meningkatkan *noise* (Soderberg, 2008).

2.3.2 Arus-waktu rotasi

Parameter lain yang mempengaruhi kualitas citra dan dosis adalah produk dari arus-waktu rotasi, yang merupakan ukuran jumlah radiasi yang digunakan untuk menghasilkan citra radiografi atau citra CT. Banyak penelitian yang menyelidiki modifikasi arus-waktu rotasi untuk mengurangi dosis radiasi dan hasilnya menunjukkan bahwa ini adalah cara untuk optimasi dosis CT.

Pengurangan arus-waktu rotasi menjadi setengah awal akan menurunkan dosis dan *noise* sebesar 50% (Tsapaki dan Rehani, 2007).

2.3.3 Ketebalan irisan

Ketebalan irisan atau *slice thickness* adalah tebalnya irisan atau potongan dari objek yang diperiksa. Umumnya ukuran yang tebal akan menghasilkan gambaran dengan detail yang rendah dan sebaliknya ukuran yang tipis akan menghasilkan gambaran dengan detail yang tinggi. Jika ketebalan irisan semakin tinggi maka gambaran akan cenderung terjadi artefak, dan jika ketebalan irisan semakin tipis maka gambaran akan cenderung akan menjadi *noise*.

Ketebalan irisan pada teknologi *multi slice CT* (MSCT) dapat dipilih antara 0.5 mm – 10 mm sesuai dengan keperluan klinis. *Slice thickness* dapat mempengaruhi dosis radiasi yang diterima pasien. Semakin tipis irisan maka dosis radiasi akan semakin tinggi dan semakin tebal irisan maka dosis radiasi akan semakin rendah. Ketebalan irisan ditentukan oleh *beam width* (BW), *pitch* dan faktor lain seperti bentuk dan lebar dari filter rekonstruksi pada poros Z (Seeram, 2001).

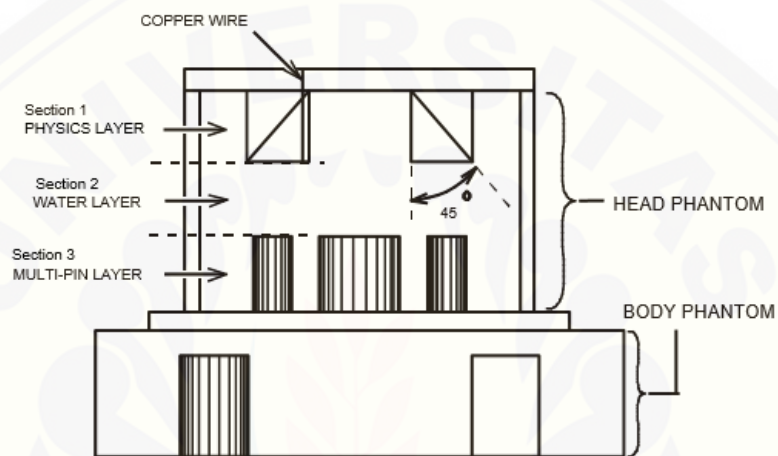
2.4 Kualitas Citra CT Scan

CT membuat citra dua dimensi potongan penampang lintang dari berbagai arah. Citra CT bukanlah bayangan yang nyata seperti pada radiografi konvensional, namun sebuah gambar yang mewakili kemungkinan beberapa kemiripan antara objek sebenarnya dan citra CT yang dihitung (Tabakov, 2010). Salah satu parameter dalam pemeriksaan menggunakan CT Scan untuk menentukan kualitas citra adalah kontras resolusi.

2.4.1 Kontras resolusi

Kontras resolusi dapat dinyatakan sebagai kemampuan CT Scan untuk menampilkan objek dalam ukuran 2 mm – 3 mm yang memiliki perbedaan densitas sangat kecil dari lokasi dimana objek itu berada. Detektor CT Scan harus mampu untuk membedakan perbedaan kecil pada atenuasi sinar-X, sehingga dapat diketahui perbedaan kecil di dalam kontras jaringan lunak. *Low contrast*

resolution (LCR) adalah salah satu bagian dari kontras resolusi yang merupakan kemampuan untuk membedakan objek dengan densitas yang sedikit berbeda (Morgan, 1983). *Noise* merupakan faktor yang penting dari pengukuran LCR karena sinyal (perbedaan antara objek dan *background*) sangat kecil (McNitt-Gray, tanpa tahun). Faktor yang mempengaruhi LCR adalah fluks foton (bergantung pada tegangan tabung dan arus-waktu rotasi), ketebalan irisan, ukuran pasien, sensitivitas detektor, tampilan citra dan *noise* (Morgan, 1983).



Gambar 2.4 Phantom kinerja sistem (Sumber: Brilliance CT, 2006)

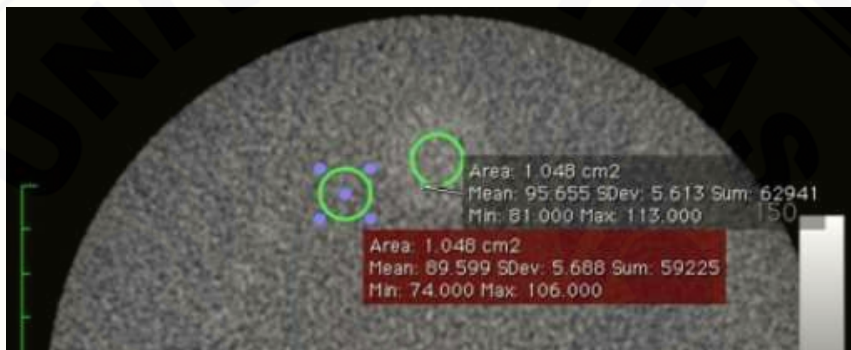
Phantom seperti yang terlihat pada Gambar 2.4 terdiri dari dua bagian yang mencakup aspek pemindaian kepala dan tubuh. Lapisan yang digunakan untuk pemeriksaan skala kontras adalah bagian kepala pada lapisan multipin. Dalam lapisan multipin terdapat bagian yang digunakan untuk menentukan LCR yaitu pada bagian dengan material aculon yang didalamnya terdapat enam pin material lexan berdiameter 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm dan 8 mm (Brilliance CT, 2006).

Menurut Kofler *et al* (2016), program *American Collage of Radiology* (ACR) *accreditation* melakukan pengukuran LCR dengan menggunakan pengamat fisikawan medis untuk menilai secara subjektif LCR berdasarkan ukuran objek minimum yang dianggap dapat diamati dengan beberapa kriteria yang ditentukan. Kemudian ACR telah menggantikan penilaian visual LCR dengan ukuran kuantitas rasio kontras terhadap *noise* yaitu *contrast to noise ratio*

(CNR), sehingga menghilangkan subjektivitas pengamat (manusia). CNR dapat ditentukan dengan membuat *region of interest* (ROI) pada objek yang terlihat pada hasil *scan*, sehingga CNR dapat dihitung dengan menggunakan persamaan:

$$\frac{|A-B|}{SD} \quad (2.6)$$

dimana A adalah *mean* ROI dari objek, B adalah *mean* ROI dari *background* diantara dua objek dan SD adalah standart deviasi dari B. Nilai CNR harus lebih besar dari 1.0 untuk protokol kepala dan perut orang dewasa. Sedangkan untuk protokol perut anak-anak harus lebih besar dari 0.4 dan lebih besar dari 0.7 untuk protokol kepala anak-anak (ACR, 2017).



Gambar 2.5 Citra LCR dengan penempatan ROI (Sumber: Pfeiffer, tanpa tahun)

2.4.2 Radiant Viewer

Radiant viewer adalah aplikasi yang digunakan untuk memproses dan menampilkan citra medis dalam format *Digital Imaging and Communication in Medicine* (Dicom). ROI yang digunakan untuk menentukan nilai CNR menampilkan beberapa informasi seperti *mean* dalam ROI tersebut adalah rata-rata nilai *pixel* (*Hounsfield Unit Image CT*), SD adalah *standard deviasi*, *min* dan *max* adalah nilai maksimum dan minimum *pixel*, dan *area* adalah luasan dalam cm^2 dan jumlah *pixel* yang digunakan untuk perhitungan (Radiant Manual, 2016).

BAB 3. METODE PENELITIAN

3.1 Rancangan Penelitian

3.1.1 Alat dan tempat penelitian

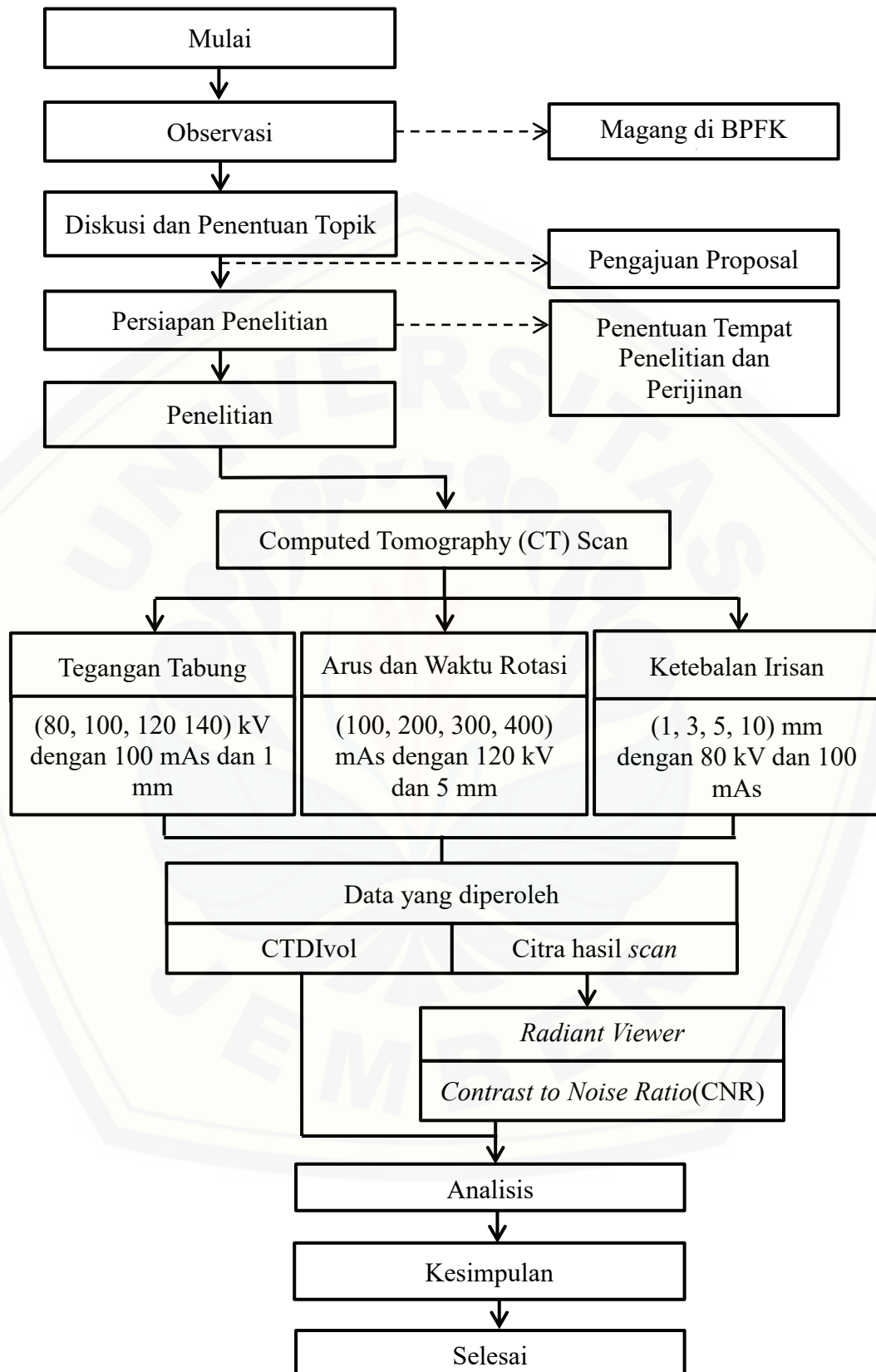
Penelitian ini dimulai dengan observasi yang dilakukan magang di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya pada bulan Januari sampai Maret 2016. Berdasarkan rekomendasi dari salah satu kepala instalasi di BPFK yaitu instalasi Proteksi Radiasi dan Uji Kesesuaian (PRUK) sebagai dosen pembimbing lapang, penelitian ini dilakukan di Instalasi Radiologi RSUD H. Koesnadi Bondowoso dengan menggunakan alat *CT Scan Philips type MRC 880* dan phantom *Philips Brilliance 16 Series* P. N: 453567135962 seperti pada Gambar 3.1 pada tanggal 5 sampai 18 April 2018.



Gambar 3.1 *CT Scan Philips type MRC 880* dan phantom *Philips Brilliance 16*

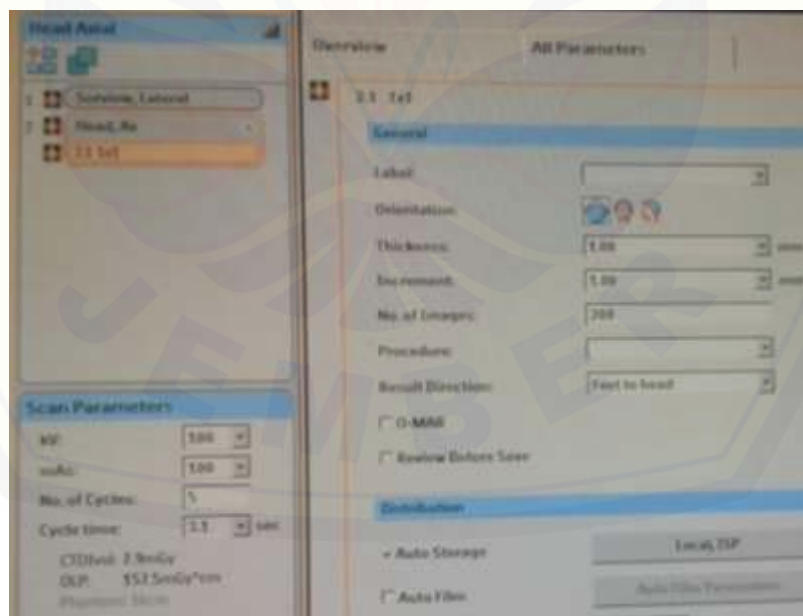
3.1.2 Tahapan penelitian

Pengambilan data pada penelitian ini dimulai dengan *setting* jenis pemeriksaan menggunakan protokol kepala dewasa dan *setting* parameter *scan* faktor eksposi (tegangan tabung dan arus-waktu rotasi) dan ketebalan irisan untuk setiap variasi nilai yang telah ditentukan dengan metode *scan* aksial, dan pemasangan phantom pada *gantry* sehingga dapat diperoleh data nilai CTDI_{vol} dan citra hasil *scan* sekaligus, dengan tahapan penelitian seperti Gambar 3.2.



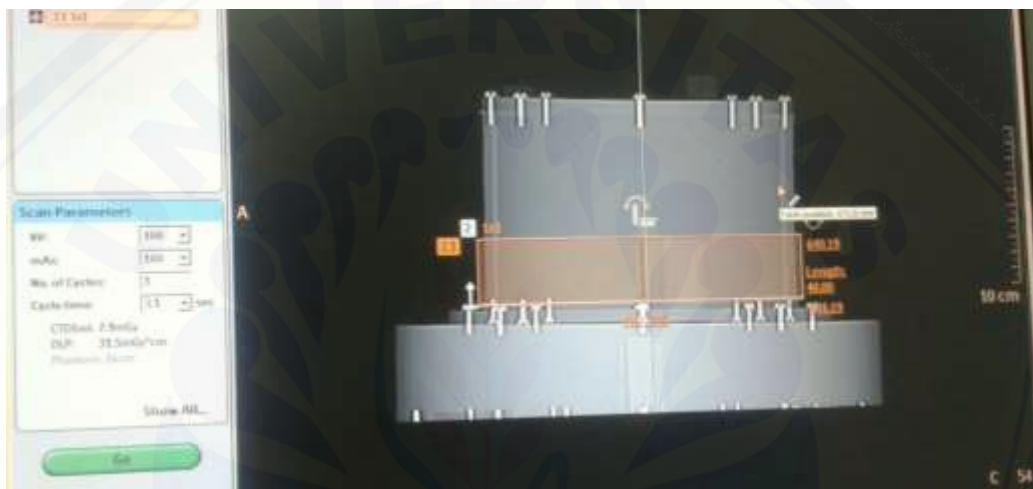
Gambar 3.2 Tahapan penelitian

Setting parameter *scan* yang dilakukan berdasarkan jenis pemeriksaan protokol kepala dewasa yang paling sering digunakan di Instalasi Radiologi RSUD H. Koesnadi Bondowoso yaitu tegangan tabung 120 kV, arus-waktu rotasi 300 mAs, dan ketebalan irisan 5 mm. Oleh karena itu, dilakukan variasi parameter *scan* diantara nilai-nilai tersebut untuk memperoleh kualitas citra yang lebih baik dengan dosis yang lebih rendah. *Setting* parameter pertama adalah variasi tegangan tabung, nilai yang digunakan yaitu 80 kV, 100 kV, 120 kV dan 140 kV dengan arus-waktu rotasi dan ketebalan irisan yang tetap yaitu 100 mAs dan 1 mm. Parameter kedua adalah variasi arus-waktu rotasi pada nilai 100 mAs, 200 mAs, 300 mAs dan 400 mAs dengan tegangan tabung 120 kV dan ketebalan irisan 5 mm. Sedangkan parameter ketiga adalah variasi ketebalan irisan dengan ketebalan yang digunakan yaitu 1 mm, 3 mm, 5 mm dan 10 mm pada arus-waktu rotasi 100 mAs serta tegangan tabung 80 kV. Variasi ketiga parameter tersebut menghasilkan data dosis yang ditunjukkan oleh nilai CTDIvol dan citra phantom pada tampilan konsol komputer CT Scan. Tampilan *setting* variasi parameter *scan* yang dilakukan seperti pada Gambar 3.3 berikut:



Gambar 3.3 Tampilan *setting* parameter *scan* untuk memperoleh data CTDIvol

Setelah dilakukan *setting*, kemudian *scan* phantom dimulai sesuai petunjuk yang terlihat pada komputer, sehingga akan terlihat topogram phantom keseluruhan. Kemudian diatur area *scan* untuk memperoleh citra LCR yaitu pada bagian multipin phantom, setelah itu dilakukan *scan* lagi pada area *scan* yang telah dipilih tersebut, seperti yang terlihat pada Gambar 3.4. Sehingga diperoleh data *Digital Imaging and Communication Medicine* (Dicom) dari phantom. Berdasarkan data yang diperoleh kemudian dianalisis dan dibahas untuk memperoleh kesimpulan.



Gambar 3.4 Area *scan* multipin pada topogram phantom

3.2 Jenis dan Sumber Data

Jenis data yang digunakan merupakan jenis data kuantitatif, yaitu jenis data yang dapat diukur dan dihitung secara langsung serta dapat dinyatakan dalam angka-angka melalui data hasil eksperimen. Data yang diperoleh yaitu nilai CTDIvol yang terlihat pada konsol komputer CT *Scan* dan nilai CNR pada hasil citra setelah diolah menggunakan *Radiant Viewer*

3.3 Definisi Operasional Variabel dan Skala Pengukuran

Variabel merupakan faktor-faktor yang dapat berpengaruh dalam penelitian yang mempunyai variasi tertentu dan nilainya dapat berubah atau diubah. Variabel yang digunakan pada penelitian ini adalah variabel terikat dan variabel bebas.

a. Variabel bebas

Variabel bebas adalah variabel yang mempengaruhi variabel terikat. Variabel bebas yang digunakan pada penelitian ini adalah:

1. Tegangan tabung

Tegangan tabung merupakan parameter pembangkit sinar-X berpengaruh pada intensitas radiasi yang diterima pasien dan berpengaruh pada daya tembus sinar-X untuk melewati suatu bahan. Terdapat beberapa variasi tegangan tabung yang dilakukan yaitu 80 kV, 100 kV, 120 kV, dan 140 kV dengan arus-waktu rotasi 100 mAs dan ketebalan irisan 1 mm.

2. Arus-waktu rotasi

Arus sinar-X merupakan parameter pembangkit sinar-X yang berpengaruh pada kualitas sinar-X. Waktu rotasi merupakan waktu yang dibutuhkan oleh tabung sinar-X untuk bergerak 360° mengelilingi pasien dan sangat mempengaruhi waktu *scan*. Variasi arus-waktu rotasi yang dilakukan adalah 100 mAs, 200 mAs, 300 mAs dan 400 mAs dengan tegangan tabung 120 kV dan ketebalan irisan 5 mm.

3. Ketebalan Irisan

Ketebalan irisan mempunyai pengaruh langsung terhadap resolusi kualitas citra yang dihasilkan. Besar kecilnya ukuran tebal irisan bertujuan untuk mendapatkan hasil gambaran yang lebih optimal dengan nilai yang disesuaikan pemeriksaan. Variasi ketebalan irisan yang dilakukan yaitu 1 mm, 3 mm, 5 mm dan 10 mm dengan tegangan tabung 80 kV dan arus-waktu rotasi 100 mAs.

b. Variabel terikat

Variabel terikat merupakan variabel yang mengalami perubahan karena adanya pengaruh dari variabel bebas. Variabel terikat dari penelitian ini adalah:

1. *Computed Tomography Dose Index Volume* (CTDIvol)

CTDIvol adalah ukuran dosis rata-rata yang diserap oleh phantom tertentu pada keluaran *scanning* tertentu yang dinyatakan dalam mGy.

2. *Contrast to noise ratio* (CNR)

CNR merupakan perbandingan kontras terhadap *noise* pada citra LCR.

3.4 Metode Analisis Data

3.4.1 Analisis CTDIvol

Data yang diperoleh dari variasi faktor eksposi dan ketebalan irisan pada phantom adalah nilai CTDIvol yang dapat dilihat langsung pada konsol komputer CT Scan. Untuk mengetahui pengaruh faktor eksposi dan ketebalan irisan terhadap CTDIvol, nilai tersebut dibuat tabel dengan menggunakan *Microsoft Excel* sesuai dengan variasi tegangan tabung terhadap nilai CTDIvol, variasi arus-waktu rotasi terhadap nilai CTDIvol, dan ketebalan irisan terhadap nilai CTDIvol.

3.4.2 Analisis CNR

Berdasarkan *scanning* yang dilakukan diperoleh citra dari phantom berupa data digital yaitu Dicom. Citra tersebut diolah menggunakan *software Radiant Viewer* untuk mengetahui nilai *mean* objek pin lexan (A), *mean background* aculon (B) dan standart deviasi (SD) *background* aculon dengan membuat dua ROI sebesar 0.1686 cm^2 pada hasil citra tersebut, sehingga dapat digunakan untuk menghitung nilai CNR sesuai dengan persamaan (2.6) pada *Microsoft Excel*. Hubungan antara variasi faktor eksposi dan ketebalan irisan terhadap nilai CNR disajikan dalam grafik menggunakan *Microsoft Excel* dan *Trial IBM SPSS Statistics 25*. Nilai CNR yang ditinggi menunjukkan bahwa citra yang dihasilkan memiliki kualitas citra LCR yang semakin baik.

BAB 5. PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan pembahasan, maka dapat disimpulkan bahwa:

- a. Variasi faktor eksposi yaitu tegangan tabung dan arus-waktu rotasi memberikan pengaruh terhadap dosis CTDIvol. Variasi tegangan tabung berpengaruh terhadap nilai CTDIvol karena menentukan energi sinar-X yang diemisikan dan berpengaruh terhadap dosis yang dihasilkan. Variasi arus-waktu rotasi mempunyai pengaruh lebih besar terhadap nilai CTDIvol dibandingkan variasi tegangan tabung karena arus-waktu rotasi menentukan banyaknya atau jumlah sinar-X yang dihasilkan dan dosis radiasi meningkat secara linear dengan arus-waktu rotasi. Sedangkan ketebalan irisan tidak berpengaruh terhadap nilai CTDIvol jika tegangan tabung dan arus-waktu rotasi dibuat tetap. Secara umum nilai CTDIvol yang dihasilkan pada penelitian ini masih di bawah nilai DRL yang ditetapkan oleh Bapeten tahun 2016.
- b. Variasi tegangan tabung yang semakin besar maka nilai CNR juga semakin besar, kecuali pada nilai CNR dari kenaikan tegangan tabung 120 kV ke 140 kV dan menghasilkan satu nilai CNR yang sesuai dengan jenis pemeriksaan kepala yaitu pada tegangan tabung 120 kV. Kenaikan nilai arus-waktu rotasi tidak selalu menyebabkan kenaikan nilai CNR yang dihasilkan, dan menghasilkan nilai CNR yang sesuai dengan jenis pemeriksaan kepala dewasa. Sedangkan pada variasi ketebalan irisan yang semakin besar menyebabkan nilai CNR yang semakin besar. Ketebalan irisan 10 mm menghasilkan nilai CNR lebih dari 1.0. Secara umum nilai CTDIvol dan nilai CNR optimum diperoleh pada variasi 200 mAs, 120 kV dan 5 mm.

5.2 Saran

Saran yang dapat disampaikan dari hasil penelitian dan pembahasan adalah pemilihan variasi parameter *scan* yang digunakan lebih disesuaikan dengan kualitas citra yang akan dianalisis. Selain itu juga variasi faktor eksposi dan ketebalan irisan serta kualitas citra yang akan dianalisis lebih beragam, untuk memperoleh dosis dan kualitas citra dengan analisis yang lebih baik sehingga dapat mempermudah diagnosis objek yang digunakan.



DAFTAR PUSTAKA

- Alsafi, K. G. 2016. Radiation protection in x-ray computed tomography: Literature review. *International Journal of Radiology and Imaging Technology*. 2(3): 2.
- American Collage of Radiology (ACR). 2017. *American College of Radiology CT Accrediation Program Testing Instructions*. Revisi 2017. New York: American Institute of Physics.
- Aprilyanti, D. D., D. Milvita, H. Prasetio, dan H. Yuliaty. 2013. Pengaruh diameter phantom dan tebal *slice* terhadap nilai *CTDI* pada pemeriksaan menggunakan *ct-scan*. *Jurnal Fisika Unand*. 2(2).
- Badan Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten) Nomor 01-P /Ka-BAPETEN/ I-03 BAPETEN. 2003. *Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik*. Jakarta: Bapeten.
- Badan Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten) Nomor 8. 2011. *Keselamatan Radiasi Dalam Penggunaan Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional*. Jakarta: Bapeten.
- Badan Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten). 2016. *Pedoman Teknis Penyusunan Tingkat Panduan Paparan Medik atau Diagnostic Reference Level (DRL) Nasional*. Jakarta: Bapeten.
- Bauhs, J. A., T. J. Vrieze, A. N. Primak, M. R. Bruesewitz, dan C. H. McCollough. 2008. CT dosimetry: Comparison of measurement techniques and devices. *RadioGraphics*. 28: 245-253.
- Brilliance CT. 2006. *O – Level System Performance Manual 453567359211 Revision E*. Philips Medical System.
- Bushberg, J. T., J. A. Seibert, E. M. Leidholdt dan J. M. Boone. 2012. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Third Edition. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Chesney, D. N. 1980. *Radiographic Imaging*. University Park: Press London.
- Dewang, S., dan U. Rosyidah. Analisis dosis radiasi yang diterima pasien pada pemeriksaan computed tomography (*ct scan*). Jurusan Fisika. Fakultas Matematika dan Ilmu pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin. Makassar.

- Dowsett, D. J., P. A. Kenny, dan R. E. Johnston. 2006. *The Physics of Diagnostic Imaging*. Second Edition. London: Hodder Arnold.
- Huda, W., dan F. A. Mettler. 2011. Volume ct dose index and dose-length product displayed during ct: What good are they?. *Radiology*. 258(1): 236-242.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). 2007. *Dosimetry in Diagnostic Radiology : An International Code of PraCTice*. Technical Report Series No. 457. Austria: Vienna.
- Irsal, M., E. Hidayanto., dan Z. Arifin. Analisa pengaruh faktor eksposi terhadap *entrance surface air kerma* (esak). *Younger Physics Journal*. 3(4): 271-278.
- Kartawiguna, D. 2009. Multi Slice Computed Tomography (MSCT). *Makalah Kuliah Umum*. Semarang: Pelatihan Peningkatan Kompetensi Teknik Elektromedik, IKATEMI Jawa Tengah dan Pelatihan Dasar CT Scan Lulusan Prodi D-III Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Poltekes Kemenkes Semarang. 15 Maret 2009 dan 24 Juli 2010.
- Kofler, J. M., L. Yu., S. Leng., Y. Zhang., Z. Li., R. E. Carter, dan C. H. McCollough. 2016. Assessment of low-contrast resolution fir the acr ct accreditation program: what is the impact of iterative reconstruction?. *HHS Public Access Author Manuscript*. 39(4): 619-623.
- Lange, S. 1989. *Cerebral and Spinal Computerized Tomography*. West Germany: Schering AG.
- McNitt-Gray, M. F. *Tradeoffs in CT Image Quality and Radiation Dose*. Associate Professor Dept. Radiology. David Geffen School of Medicine at UNCLA.
- McNitt-Gray, M. F. 2002. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in ct radiation dose in ct. *RadioGraphics*. 22: 1541-1553.
- Morgan, C. L. 1983. *Basic Principles of Computed Tomography*. Baltimore: University Park Press.
- Mulyono, N. P. N., Hidayanto. E., Arifin. Z., dan Anam. C. 2014. Analisis distribusi computed tomography dose index (CTDI) pada body phantom. *Younger Physics Journal*. 3(4): 357-362.
- Nanlohy, M. B. 2011. Faktor Koreksi Geometri dalam Pengukuran Dosis pada Phantom dengan Menggunakan Metode CTDI di Udara dan CTDI pada Phantom. *Skripsi*. Depok: Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

- Pfeiffer, D. *QC in the ACR CT*. Boulder Community Hospital.
- Radiant DICOM Viewer. 2016. *User Manual*. Version 3.0.2. Medixant.
- Rozanah, W. S. Budi, dan Z. Arifin. 2015. Perbandingan kualitas citra *CT Scan* pada protokol dosis tinggi dan dosis rendah untuk pemeriksaan kepala pasien dewasa dan anak. *Youngster Physics Journal*. 4(1): 117-126.
- Schauer, D. A dan Linton O. W. 2009. NCRP report no 160 ionizing radiation exposure of the population of the united state, medical exposure: are we doing less with more and is there a role for health physicist? *Health phys*. 97(1): 1-5.
- Seeram. 2001. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*. W. B Saunders Company.
- Soderberg, M. 2008. *Automatic Exposure Control in CT: An Investigation Between Different ManufaCTurers Considering Radiation Dose ang Image Quality*. Swedia: Lund University.
- Suroyo. 1986. Aspek dasar penggunaan *CT Scan* dalam kedokteran. *Journal of the Medical Science*. 86: 0126-1312.
- Suwarni., D. Milvita., H. Prasetio., dan H. Yuliati. 2013. Perbandingan dosis radiasi di udara terhadap dosis radiasi di permukaan phantom pada pesawat *CT scan*. *Jurnal Fisika Unand*. 2(2).
- Tabakov, S. 2010. *Basic Principles of CT Scanners and Image ReconstruCTion*. Collage on Medical Physics. Digital Imaging Science and Technology to Enhance Healthcare in the Developing Countries. King's Collage London United Kingdom.
- The ImPACT Group. 2009. *Buyer's Guide: Multi-Slice CT Scanners*. London: St George's Healthcare Trust.
- Tsapaki, V., dan M. Rehani. 2007. Dose management in ct facility. *Biomedical Imaging and Interventional Journal*. 3(2):e43.

DAFTAR ISTILAH

A

Arus-waktu (mAs) adalah satuan yang merupakan gabungan dari arus dan waktu yang digunakan ketika dilakukan *scanning*.

Atenuasi adalah pelemahan sinar-X setelah melewati objek.

Aksial adalah teknik *scan* secara *slice by slice*.

D

Densitas adalah tingkat kehitaman dari suatu radiograf yang biasanya dimulai dari yang terhitam sampai yang terputih.

Dosimetri perhitungan dari dosis yang diterima oleh sebuah jaringan atau organ atau keseluruhan tubuh dari radiasi ionisasi.

Dosis radiasi jumlah radiasi yang terdapat dalam medan radiasi atau jumlah energi yang diserap atau diterima oleh materi yang dilaluinya.

Dosis serap adalah energi radiasi yang diserap oleh suatu bahan atau materi dengan satuan *gray* (Gy).

DRL adalah panduan untuk tingkat paparan medik sebagai panduan para praktisi medik dalam melakukan setiap jenis pemeriksaan radiologi diagnostik dan intervensional, dan digunakan untuk mencegah paparan radiasi berlebih pada pasien.

E

Eksposi adalah proses terkena radiasi pengion.

F

Field of View (FOV) adalah ukuran area yang dicitrakan.

Focal spot adalah daerah pada anoda atau target (pada tabung sinar-X yang ditumbuki elektron, mempengaruhi resolusi gambar radiografi).

G

Gantry adalah bagian yang bergerak dari komponen *scanner*.

Gray (Gy) adalah ukuran dosis yang diserap 1 J/kg.

K

Kolimator adalah bagian dari pesawat sinar-X yang berfungsi untuk luas lapangan radiasi.

Konsol adalah unit pengendali (*control unit*) untuk melakukan seluruh prosedur pemeriksaan dan juga digunakan untuk mengevaluasi hasil pemeriksaan, terdiri dari papan ketik, *mouse*, monitor dan interkom.

Kontras adalah perbedaan derajat kehitaman antara dua jaringan yang berdekatan.

Kilovoltage (kV) adalah tegangan tabung atau satuan beda potensial yang diberikan antara anoda dan katoda.

L

Low Contrast Resolution (LCR) adalah kemampuan untuk membedakan objek dengan densitas yang sedikit berbeda.

M

mAs (miliampere second) adalah arus tabung dalam miliamper dikalikan dengan waktu ekspos atau penyinaran dalam satuan detik.

MDCT (multidetector CT) adalah sistem CT *Scan* dengan detektor *array* terdiri dari beberapa detektor *row* tunggal.

N

Noise adalah perbedaan atau variasi dari nilai *city number* (HU) pada suatu material yang sama sehingga dapat untuk membedakan koefisien atenuasi pada jaringan normal dan patologi.

P

Paparan medik adalah paparan yang diterima oleh pasien sebagai bagian dari diagnosis atau pengobatan medik, dan orang lain sebagai sukarelawan yang membantu pasien.

Paparan radiasi adalah penyinaran radiasi yang diterima oleh manusia atau materi, baik disengaja atau tidak, yang berasal dari radiasi interna maupun eksterna.

Phantom adalah sebuah alat yang menyerap atau menghamburkan radiasi yang ekuivalen (setara) dengan pasien, digunakan untuk memperkirakan dosis

radiasi dan untuk menguji sistem pencitraan tanpa mengekspos pasien secara langsung.

Proteksi radiasi adalah tindakan yang dilakukan untuk mengurangi pengaruh radiasi yang merusak akibat paparan radiasi.

Protokol adalah pengaturan parameter *scan* yang meliputi tegangan tabung (kV), arus-waktu rotasi, ketebalan irisan (mm) dan *pitch*.

R

Radiasi pengion adalah gelombang elektromagnetik dan partikel bermuatan yang karena energi yang dimilikinya mampu mengionisasi media yang dilaluinya.

Radiasi hambur adalah radiasi yang mengalami deviasi (hamburan) dalam arahnya saat menembus bahan.

Radiasi primer adalah radiasi yang di emisikan oleh tabung sinar-X.

Radiografer adalah tenaga kesehatan yang memiliki kompetensi dengan diberikan tugas, wewenang dan tanggung jawab secara penuh untuk melakukan kegiatan radiologi diagnostik dan intervensional.

Radiologi adalah cabang ilmu atau spesialisasi kedokteran yang berhubungan dengan penerapan berbagai teknologi pencitraan untuk mendiagnosis dan mengobati penyakit.

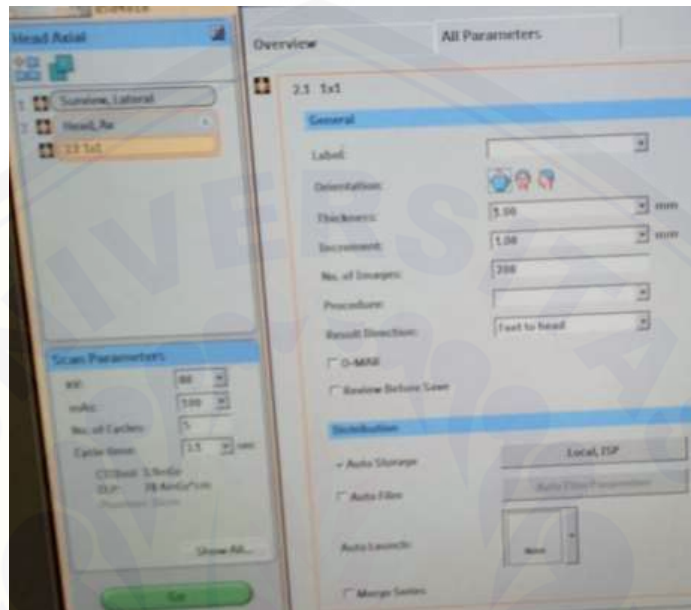
Radiodiagnostik adalah pemanfaatan radiasi pengion dengan pesawat sinar-X untuk tujuan diagnostik.

Radiologi diagnostik adalah kegiatan yang berhubungan dengan penggunaan fasilitas untuk keperluan diagnosis

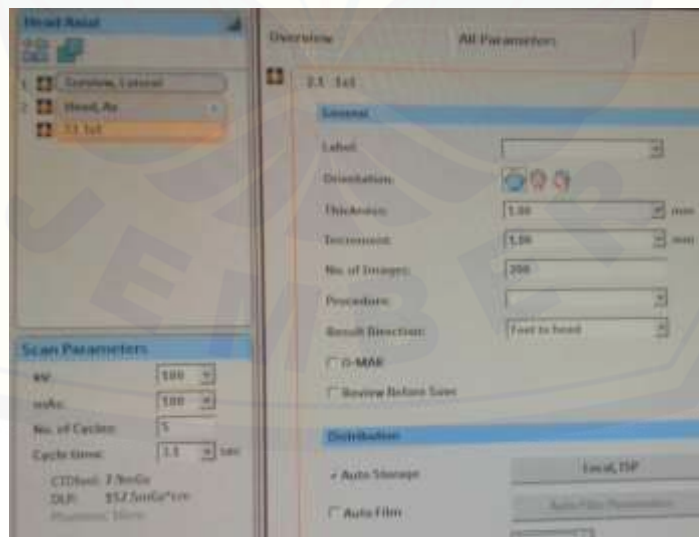
LAMPIRAN

4.1 Setting variasi tegangan tabung (kV) terhadap CTDIvol (mGy)

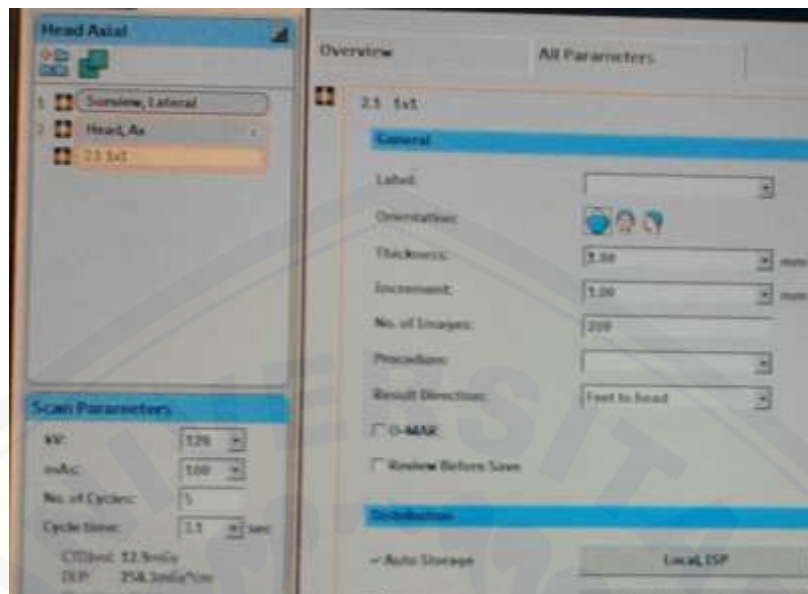
A. Setting 80 kV, 100 mAs, 1 mm



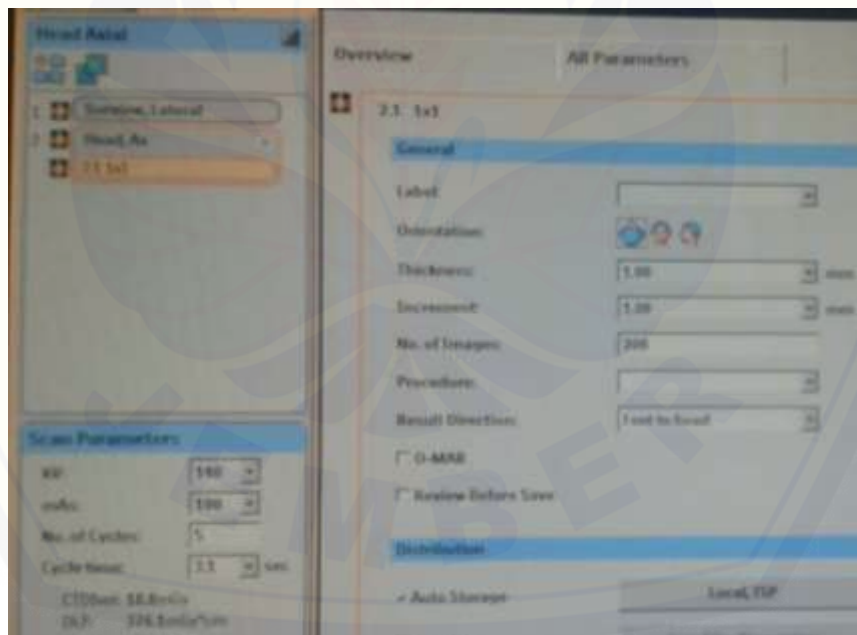
B. Setting 100 kV, 100 mAs, 1 mm



C. Setting 120 kV, 100 mAs, 1 mm

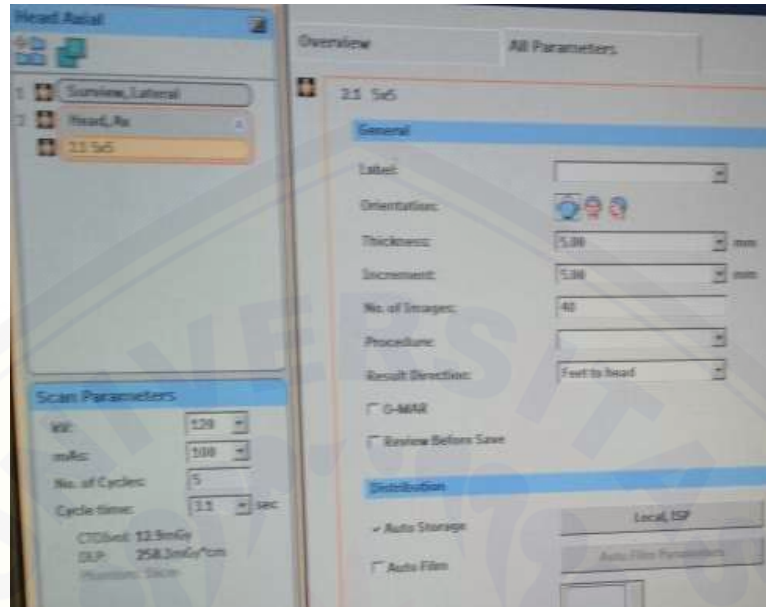


D. Setting 140 kV, 100 mAs, 1 mm

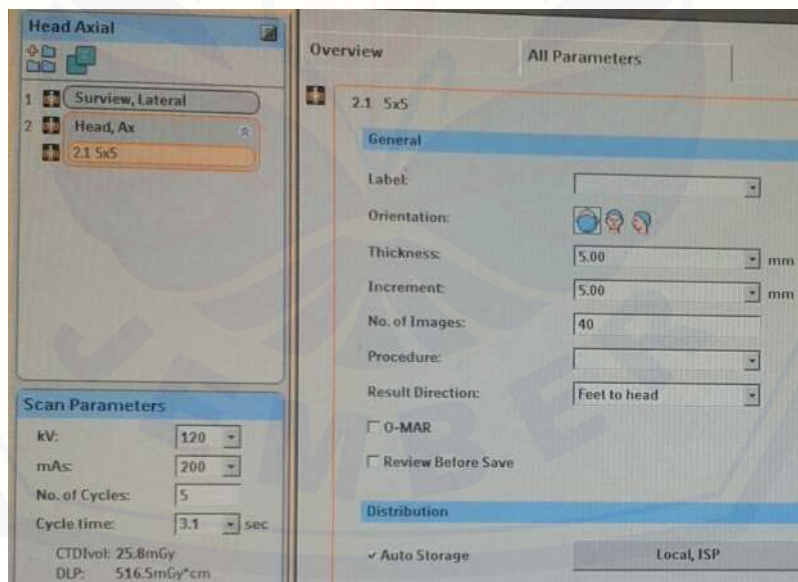


4.2 Setting variasi arus-waktu rotasi terhadap CTDIvol (mGy)

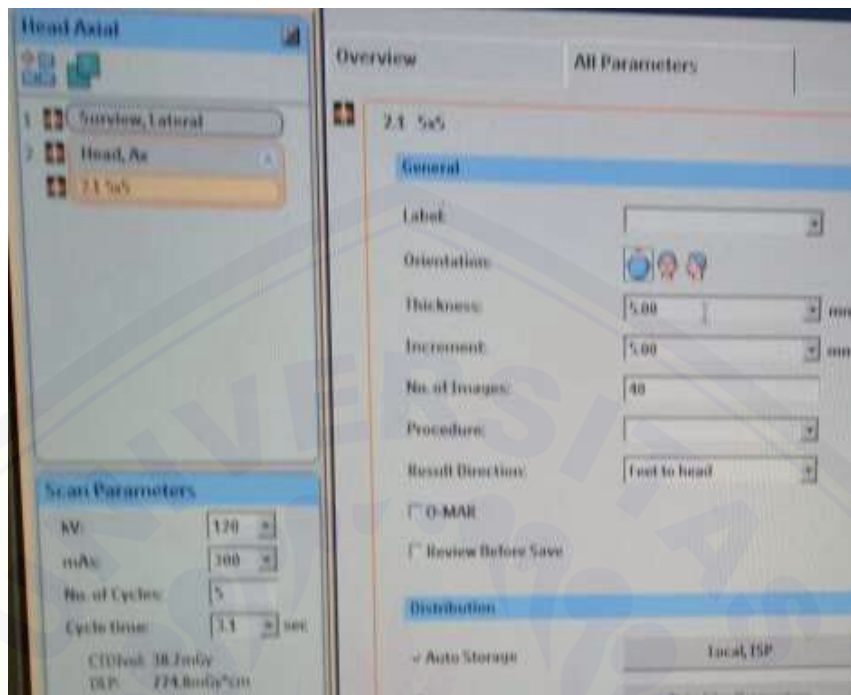
A. 100 mAs, 120 kV, 5 mm



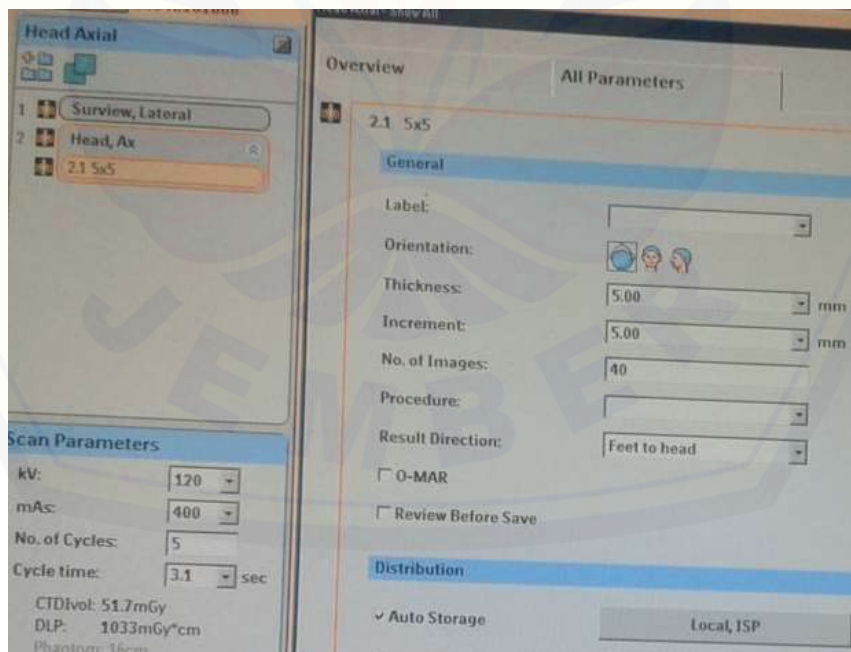
B. Setting 200 mAs, 120 kV, 5 mm



C. Setting 300 mAs, 120 kV, 5 mm

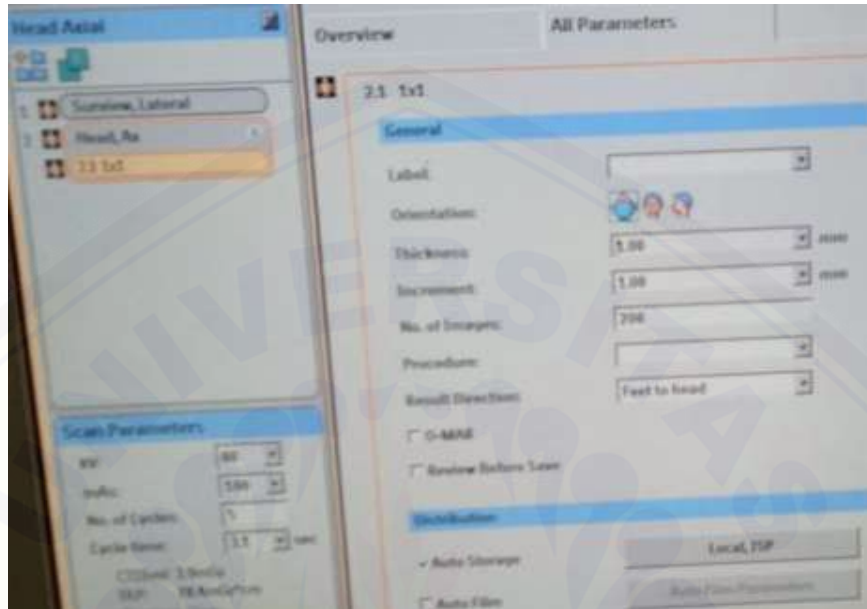


D. Setting 400 mAs, 120 kV, 5 mm

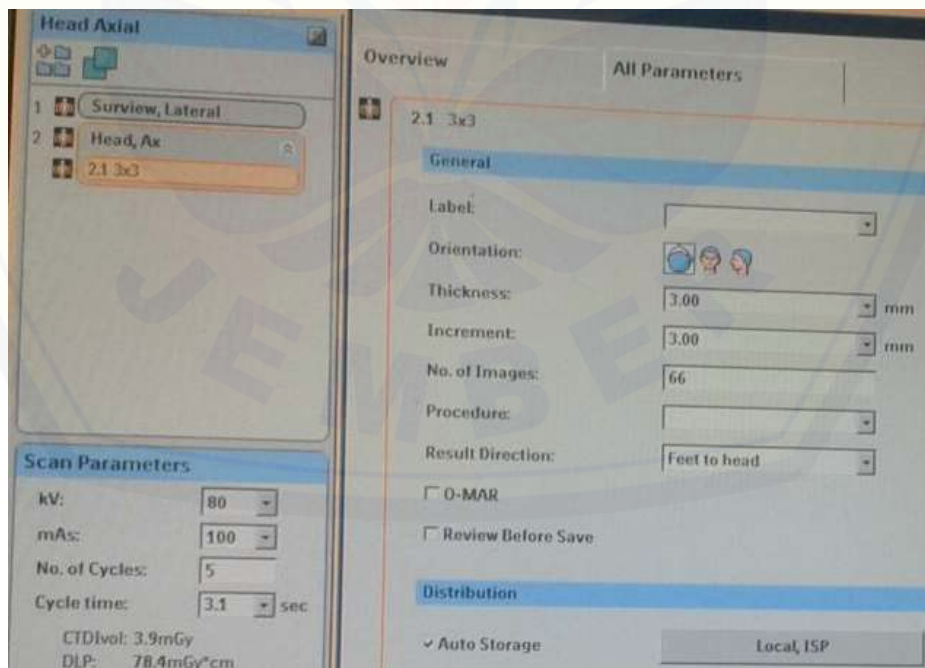


4.3 Setting variasi ketebalan irisan (mm) terhadap CTDIvol (mGy)

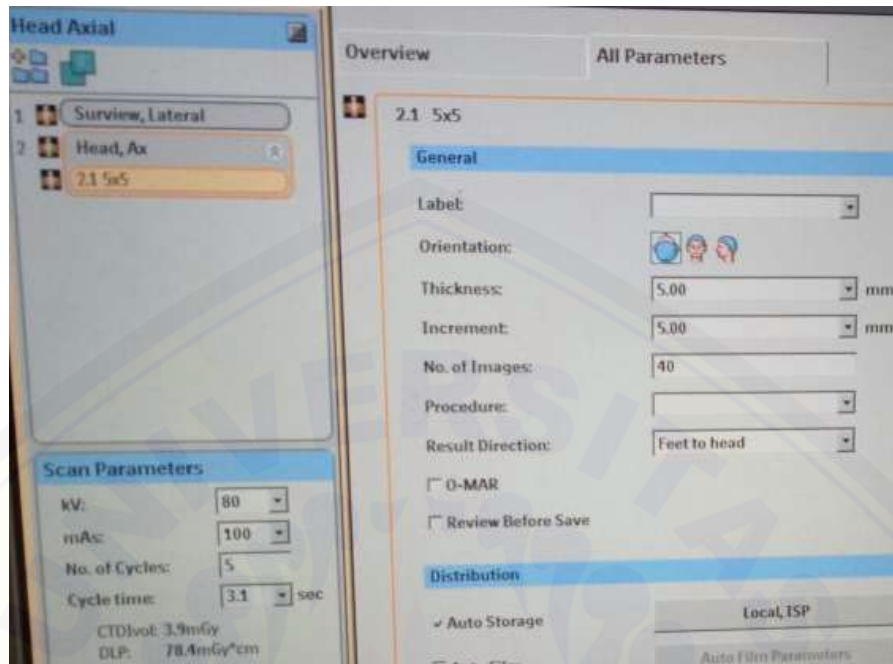
A. *Setting* 1 mm, 80 kV, 100 mAs



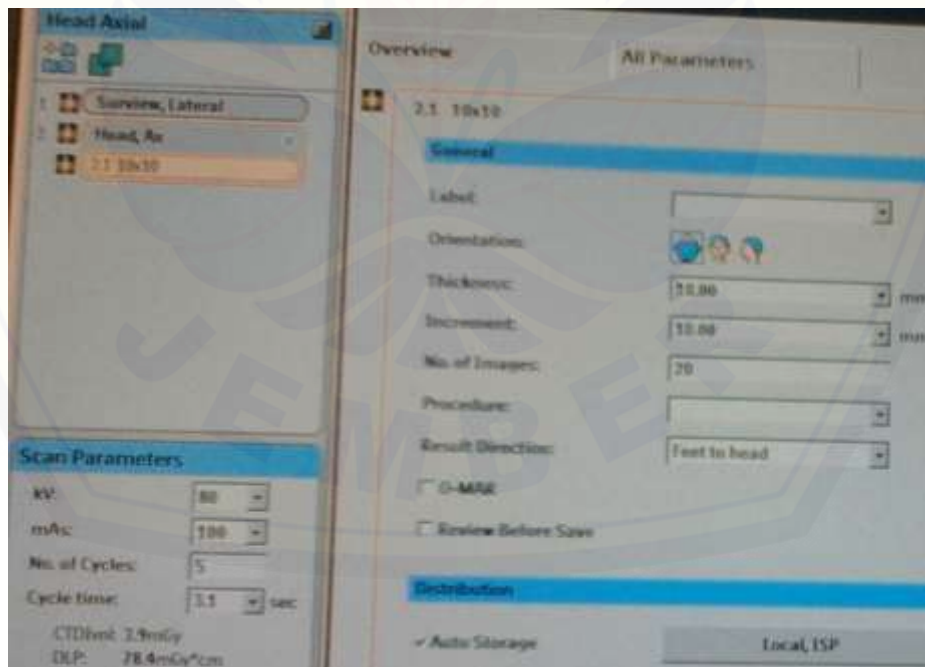
B. *Setting* 3 mm, 80 kV, 100 mAs



C. Setting 5 mm, 80 kV, 100 mAs



D. Setting 10 mm, 80 kV, 100 mAs



4.4 Perhitungan variasi tegangan tabung (kV) terhadap CNR

Tegangan Tabung (kV)	Arus-Waktu (mAs)	Ketebalan Irisan (mm)	Area ROI (cm ²)	Objek				Background				CNR	Standart Error CNR
				Mean (HU)	n pixel (px)	Standart Deviasi	Standart Error	Mean (HU)	n pixel (px)	Standart Deviasi	Standart Error		
80	100	1	0.1686	79.01	108	29.73	2.874	73.15	107	33.62	3.265	0.17	0.18
100	100	1	0.1686	100.26	105	19.66	1.928	88.64	104	16.43	1.619	0.71	0.21
120	100	1	0.1686	103.81	104	7.241	0.713	94.05	105	6.949	0.681	1.40	0.20
140	100	1	0.1686	109.45	107	12.3	1.195	107.29	106	13.39	1.307	0.16	0.18

Keterangan:

$$CNR = \frac{|Mean\ objek\ (HU) - Mean\ background\ (HU)|}{Standart\ Deviasi\ background}$$

$$SE\ CNR = \frac{|Standart\ error\ objek\ (HU) + Standart\ error\ background\ (HU)|}{Standart\ Deviasi\ background}$$

Persamaan grafik hasil SPSS

Model Summary and Parameter Estimates

Dependent Variable: CNR

Equation	R Square	F	Model Summary			Sig.	Parameter Estimates			
			df1	df2	Constant		b1	b2	b3	
Cubic	,817	2,237	2	1	,427	-8,626	,131	,000	-3,431E-6	

The independent variable is Tegangan tabung (kV).

4.5 Perhitungan variasi arus-waktu rotasi terhadap CNR

Arus-Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (KV)	Ketebalan Irisan (mm)	Area ROI (cm ²)	Objek				Background				CNR	Standart Error CNR
				Mean (HU)	n pixel (px)	Standart Deviasi	Standart Error	Mean (HU)	n pixel (px)	Standart Deviasi	Standart Error		
100	120	5	0.1686	106.77	105	5.646	0.554	96.56	103	5.584	0.553	1.83	0.19
200	120	5	0.1686	108.57	106	3.074	0.300	96.71	106	3.383	0.330	3.51	0.18
300	120	5	0.1686	106.00	107	2.415	0.235	95.48	106	3.012	0.294	3.49	0.17
400	120	5	0.1686	107.64	106	3.065	0.299	97.69	106	2.971	0.290	3.35	0.19

Keterangan:

$$CNR = \frac{|Mean\ objek\ (HU) - Mean\ background\ (HU)|}{Standart\ Deviasi\ background}$$

$$SE\ CNR = \frac{|Standart\ error\ objek\ (HU) + Standart\ error\ background\ (HU)|}{Standart\ Deviasi\ background}$$

Persamaan grafik hasil SPSS

Model Summary and Parameter Estimates

Dependent Variable: CNR

Equation	R Square	F	Model Summary			Parameter Estimates			
			df1	df2	Sig.	Constant	b1	b2	b3
Cubic	1,000	.	3	0	.	-2,993	,069	,000	2,511E-7

The independent variable is Arus-waktu rotasi.

4.6 Perhitungan variasi ketebalan irisan (mm) terhadap CNR

Ketebalan Irisan (mm)	Tegangan Tabung (KV)	Arus-Waktu (mAs)	Area ROI (cm ²)	Objek				Background				CNR	Standart Error CNR
				Mean (HU)	n pixel (px)	Standart Deviasi	Standart Error	Mean (HU)	n pixel (px)	Standart Deviasi	Standart Error		
1	80	100	0.1686	79.01	108	29.73	2.874	73.15	107	33.62	3.265	0.17	0.18
3	80	100	0.1686	85.99	104	18.52	1.825	74.57	104	16.86	1.661	0.68	0.20
5	80	100	0.1686	86.79	106	9.174	0.895	75.83	106	13.86	1.353	0.79	0.16
10	80	100	0.1686	87.49	106	10.13	0.989	76.25	105	7.381	0.724	1.52	0.23

Keterangan:

$$CNR = \frac{|Mean\ objek\ (HU) - Mean\ background(HU)|}{Standart\ Deviasi\ background}$$

$$SE\ CNR = \frac{|Standart\ error\ objek\ (HU) + Standart\ error\ background(HU)|}{Standart\ Deviasi\ background}$$

Persamaan grafik hasil SPSS

Model Summary and Parameter Estimates

Dependent Variable: CNR

Equation	R Square	Model Summary				Sig.	Parameter Estimates			
		F	df1	df2	Constant		b1	b2	b3	
Cubic	1,000	.	3	0	.	-.370	,661	-.124	,008	

The independent variable is Ketebalan Irisan (mm)