



UNIVERSITAS INDONESIA

**DOSIS RADIASI DAN FAKTOR RESIKO
PADA PEMERIKSAAN *COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN*
*WHOLE ABDOMEN 3 FASE***

SKRIPSI

MISBAHUL MUNIR

0906602300

**FAKULTAS MATEMATIKA & ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
DEPOK
DESEMBER 2011**



UNIVERSITAS INDONESIA

**DOSIS RADIASI DAN FAKTOR RESIKO
PADA PEMERIKSAAN *COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN*
*WHOLE ABDOMEN 3 FASE***

SKRIPSI

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
sarjana sains**

MISBAHUL MUNIR

0906602300

**FAKULTAS MATEMATIKA & ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
DEPOK
DESEMBER 2011**

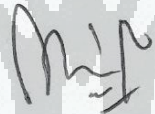
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

Skripsi ini adalah hasil karya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Misbahul Munir

NPM : 0906602300

Tanda Tangan :



Tanggal : 13 Desember 2011

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Misbahul Munir
NPM : 0906602300
Program Studi : Fisika Medis
Judul Skripsi : Dosis Radiasi dan Faktor Resiko pada
Pemeriksaan *Computed Tomography Scan*
Whole Abdomen 3 Fase.

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dwi Seno Kuncoro Sihono, M.Si. (.....)

Pembimbing : Heru Prasetyo, M.Si. (.....)

Penguji : Prof. DR. Djarwani S. Soejoko (.....)

Penguji : Kristina Tri Wigati, M.Si. (.....)

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 13 Desember 2011

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah rabbil 'alamin, segala puji hanyalah bagi Allah yang telah memberikan taufik serta hidayahNya kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Sains Jurusan Fisika Medis pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

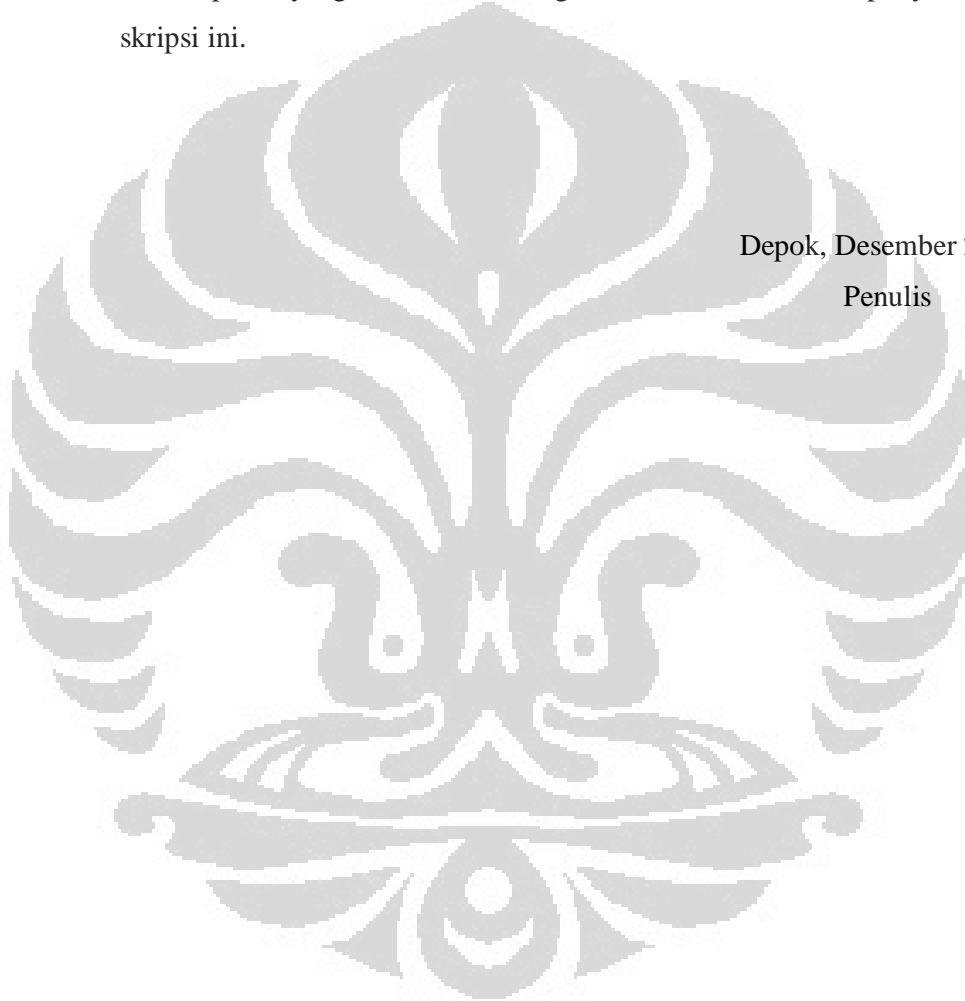
Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada masa penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada :

1. Dwi Seno Kuncoro Sihono, M.Si selaku dosen pembimbing I yang telah sabar membantu dalam penyusunan skripsi ini;
2. Heru Prasetio, M.Si selaku dosen pembimbing II yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan dan memotivasi saya dalam penyusunan skripsi ini;
3. Ibu Prof. DR Djarwani S Soejoko selaku penguji I yang telah memberikan ilmu baru dan masukan-masukan yang berharga untuk perbaikan skripsi ini;
4. Kristina Tri Wigati, M.Si sebagai penguji II yang telah memberikan waktu dan masukan untuk perbaikan skripsi ini;
5. Seluruh staf dan dosen Departemen Fisika UI atas segala informasi dan ilmunya yang diberikan selama penulis menjadi mahasiswa Fisika;
6. Almarhum Bapak, Ibu, Kakakku (Mas Ao & Mba Lia) serta adik-adikku terkasih (Lia & Aam) yang tak pernah lelah memberikan do'a, perhatian, kasih sayang dan semangatnya;
7. Isteriku tercinta Afi yang senantiasa mengiri langkah penulis dengan do'a serta memberikan semangat dan kasih sayang yang terus menggelora;

8. Sahabat-sahabatku ekstensi fisika 2009 khususnya fisika medis (Yahya, Pak Suharsono, Pak Zunu, Adi, Nike, Devi, Aden, Icha, Pipit, Nia) & rekan-rekan regular 2008 khususnya fisika medis;
9. Seluruh staf dosimetri di PTKMR BATAN Pasar Jum'at Jakarta;
10. Instalasi Diagnostic Imaging Eka Hospital BSD atas izin yang diberikan untuk melakukan penelitian ini.
11. Semua pihak yang telah mendukung dan mendoakan dalam penyelesaian skripsi ini.

Depok, Desember 2011

Penulis



**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Misbahul Munir
NPM : 0906602300
Program Studi : Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis karya : Skripsi

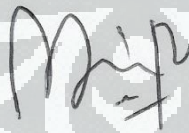
demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

Dosis Radiasi dan Faktor Resiko pada Pemeriksaan *Computed Tomography Scan Whole Abdomen* 3 Fase

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian saya buat pernyataan ini dengan sebenarnya.

Di buat di : Depok
Pada tanggal : 13 Desember 2011
Yang menyatakan :



(Misbahul Munir)

ABSTRAK

Nama : Misbahul Munir
Program Studi : S1 Fisika
Judul : Dosis Radiasi dan Faktor Resiko pada Pemeriksaan
Computed Tomography Scan Whole Abdomen 3 Fase.

Penyakit atau gangguan pada rongga perut merupakan salah satu penyakit yang sering diderita pasien dengan keluhan di daerah perut. Alat diagnostik untuk memeriksa gangguan atau penyakit pada rongga perut antara lain menggunakan *CT Scan*. Pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 fase* banyak dijumpai di beberapa rumah sakit yaitu untuk melihat jalannya obat kontras pada fase arteri, vena dan delay. Penelitian ini bertujuan untuk mengestimasi besarnya dosis radiasi, faktor resiko yang akan timbul setelah pemeriksaan serta menganalisa faktor yang menyebabkan besarnya nilai dosis yang diterima pasien. Pada penelitian ini, tahapan-tahapan yang dilakukan yaitu uji kesesuaian pesawat *CT Scan* untuk lingkup kualitas citra, akurasi *CTDIvol* antara konsol pesawat terhadap pengukuran. Dalam penelitian ini dilakukan juga estimasi dosis pada 25 pasien dengan menggunakan program *imPACT CT Dosimetry*. Pesawat *CT Scan* yang digunakan memenuhi syarat uji kesesuaian alat berdasarkan standar Australia Barat dan British Columbia CDC. *CTDIvol* pengukuran dibandingkan dengan *CTDIvol* pada pesawat *CT Scan* terdapat perbedaan sebesar 4,62 – 9,40%. Organ yang paling besar mendapatkan dosis ekuivalen adalah ginjal yaitu berkisar dari 32 mGy – 140 mGy, dan dosis efektif diseluruh tubuh berkisar dari 15 mSv - 64 mSv. Potensi resiko tertinggi yang diterima oleh pasien dengan dosis efektif diseluruh tubuh 64 mSv adalah sebesar 0,32%. Penggunaan mode AEC merupakan salah satu faktor yang dapat mengurangi dosis radiasi yang diterima oleh pasien pada saat pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 fase*.

Kata Kunci :
Faktor resiko, *CT Dosimetry, whole abdomen*, Dosis efektif, Dosis ekuivalen.

ABSTRACT

Name : Misbahul Munir
Program Study : Physics
Title : Radiation Dose and Risk Factor in 3 Phase Whole Abdominal Computed Tomography Scan Examination.

Abdominal disease or disorder is a common problem occurred in a patient with abdominal symptom. One of diagnostic equipment being used to diagnose the abdominal disorder is CT Scan. A whole abdomen CT scan 3 phase examination is often taken in many hospitals to see the passage of contrast agent in arterial, vein and delayed. The aim of this study is to calculate radiation dose, risk factor that will arise after the examination and also to analyze factors that effect the amount of dose received by patient. During the study several steps are taken which are compliance test of CT equipment on image quality and CTDIvol display accuracy against measurement. In this study we also estimate the dose on 25 patients using imPACT CT dosimetry software. The CT Scan equipment is passed the Western Australia and British Columbia CDC standard. Comparison between measured CTDIvol and console show 4,62% - 9,40% difference. The organ that received highest equivalent dose is kidney 32 mGy- 140 mGy with total body effective dose between 15 mSv - 64 mSv. The highest potential risk patient received with total body effective dose 64 mSv is 0,32%. Application of AEC is one of the factor to reduce radiation dose patient received in examination with CT Scan whole abdominal 3 phase.

Key words :

Risk factor, CT Dosimetry, Whole abdomen, Effective dose, Equivalent dose.

DAFTAR ISI

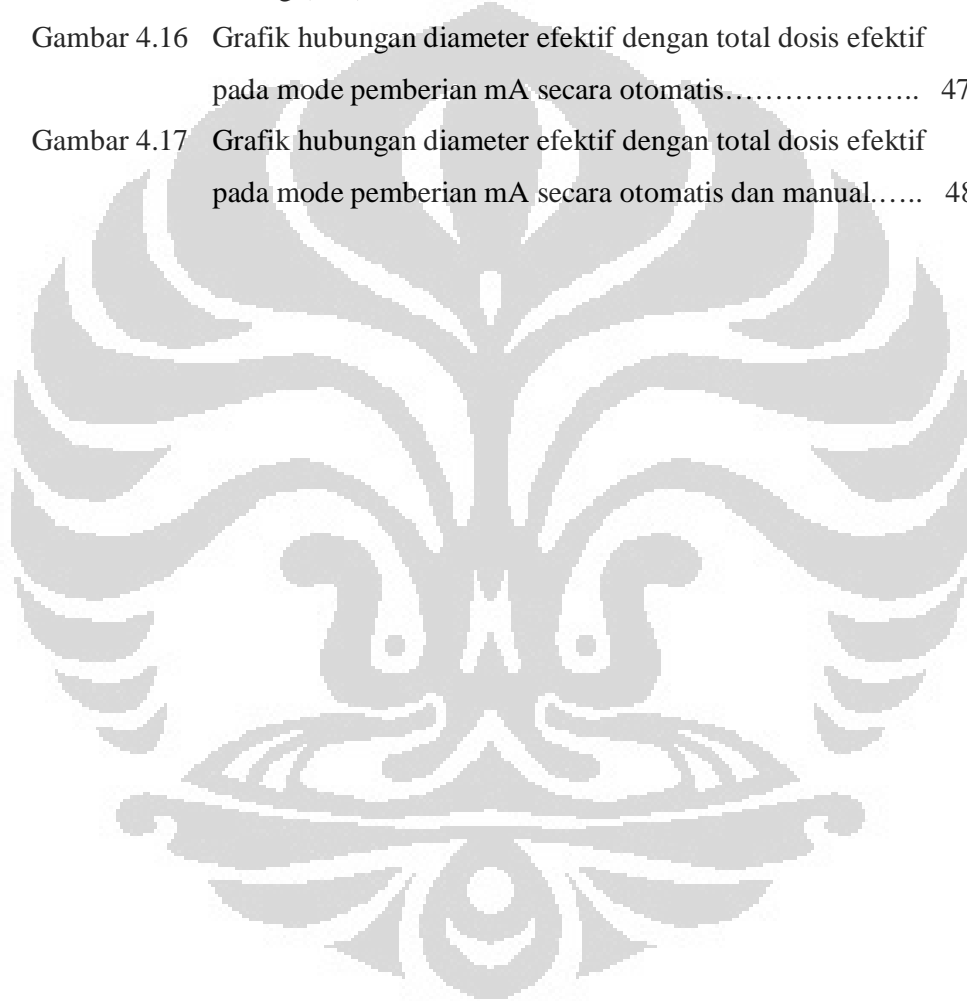
	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINILITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI	vi
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xiii
1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang Masalah.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	2
1.5 Metodologi Penelitian.....	3
1.6 Sistematika Penulisan.....	3
2. LANDASAN TEORI	5
2.1 <i>Computed Tomography (CT) Scan</i>	5
2.1.1 Gantry.....	5
2.1.2 Detektor.....	6
2.1.3 Produksi Gambar <i>CT Scan</i>	7
2.2 Dosis pada <i>CT Scan</i>	10
2.2.1 <i>Computed Tomography Dose Index (CTDI)</i>	10
2.2.2 $CTDI_{100}$	10
2.2.3 <i>Weighted CTDI_w</i>	11
2.2.4 $Volume\ CTDI_{VOL}$	11
2.2.5 <i>Dose Length Product (DLP)</i>	11
2.3 Dosis Radiasi.....	12
2.3.1 Dosis Serap (D).....	12
2.3.2 Dosis Ekuivalen (H).....	12

2.3.3	Dosis Efektif (E)	12
2.4	Efek Biologi Radiasi Pada Tubuh.....	13
2.5	DICOM <i>Viewer</i>	16
3.	METODE PENELITIAN.....	17
3.1	Uji Kesesuain Alat.....	18
3.1.1	Sistem <i>Alignment Check Patient</i>	19
3.1.2	Keluaran <i>Output</i> kV.....	19
3.1.3	Tebal Irisan.....	19
3.1.4	Linieritas <i>CT Number</i>	20
3.1.5	Resolusi Kontras Tinggi.....	21
3.1.6	<i>CT Number</i> Rata-rata dan Uniformitas.....	22
3.2	Evaluasi CTDI.....	23
3.3	Perhitungan Dosis pada Pemeriksaan <i>CT Scan</i> <i>Whole Abdomen</i> 3 Fase.....	24
4.	HASIL DAN PEMBAHASAN.....	25
4.1	Hasil Uji Kesesuain Alat.....	25
4.1.1	Sistem <i>Alignment Check Patient</i>	26
4.1.2	Keluaran <i>Output</i> kV.....	26
4.1.3	Tebal Irisan.....	27
4.1.4	Linieritas <i>CT Number</i>	29
4.1.5	Resolusi Kontras Tinggi.....	31
4.1.6	<i>CT Number</i> Rata-rata dan Uniformitas.....	33
4.2	Evaluasi CTDI.....	35
4.3	Hasil Perhitungan Dosis pada Pemeriksaan <i>CT Scan</i> <i>Whole Abdomen</i> 3 Fase.....	37
5.	KESIMPULAN DAN SARAN.....	50
	DAFTAR PUSTAKA	52

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1	Detektor <i>CT Scan single</i> dan <i>CT Scan MultiSlice</i> 6
Gambar 2.2	Z-axis pada detector sesuai dengan pabrikan alat <i>CT Scan</i> ... 7
Gambar 2.3	Pencitraan pada <i>CT Scan</i> 8
Gambar 2.4	Nilai <i>Hounsfield Unit</i> 9
Gambar 2.5	Grafik efek deterministik dan efek stokastik..... 14
Gambar 3.1	Unfors detektor chamber..... 17
Gambar 3.2	Fantom Cathpan..... 18
Gambar 3.3	Ilustrasi potongan gambar catphan untuk ketepatan posisi pasien..... 19
Gambar 3.4	Ilustrasi potongan gambar catphan untuk penentuan tebal irisan..... 20
Gambar 3.5	Ilustrasi potongan gambar catphan untuk penentuan linieritas <i>CT Number</i> 20
Gambar 3.6	Ilustrasi potongan gambar catphan untuk penentuan resolusi kontras tinggi..... 21
Gambar 3.7	Ilustrasi potongan gambar catphan untuk penentuan <i>CT Number</i> dan uniformitas..... 22
Gambar 3.8	Fantom CTDI..... 23
Gambar 4.1	Hasil uji sistem <i>alignment check patient</i> 26
Gambar 4.2	Hasil gambaran uji tebal irisan..... 27
Gambar 4.3	Grafik FWHM pada masing-masing garis yang ada fantom catphan..... 28
Gambar 4.4	Hasil gambaran uji linieritas <i>CT Number</i> 29
Gambar 4.5	Grafik hubungan <i>CT Number</i> dengan densitas elektron.... 30
Gambar 4.6	Hasil gambaran resolusi kontras tinggi..... 31
Gambar 4.7	Grafik pasangan garis yang terlihat pada 0.5 lp/mm..... 31
Gambar 4.8	Grafik pasangan garis yang terlihat pada 0.6 lp/mm..... 32
Gambar 4.9	Grafik pasangan garis yang terlihat pada 0.7 lp/mm..... 32
Gambar 4.10	Hasil gambaran uji <i>CT Number</i> rata-rata dan uniformitas... 33

Gambar 4.11	Hasil gambaran potongan fantom CTDI.....	35
Gambar 4.12	Tampilan program estimasi dosis imPACT per fase.....	41
Gambar 4.13	Contoh estimasi total dosis efektif menggunakan imPACT	43
Gambar 4.14	Contoh organ dalam pasien yang terkena dosis radiasi pada pemeriksaan <i>CT Scan whole abdomen</i> 3 fase.....	44
Gambar 4.15	Grafik hubungan diameter efektif (cm) dengan arus tabung (mA).....	46
Gambar 4.16	Grafik hubungan diameter efektif dengan total dosis efektif pada mode pemberian mA secara otomatis.....	47
Gambar 4.17	Grafik hubungan diameter efektif dengan total dosis efektif pada mode pemberian mA secara otomatis dan manual.....	48



DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1	<i>Lifetime mortality</i> pada populasi dari semua umur..... 15
Tabel 3.1	Nilai standar uji kesesuaian alat dari standart Australia Barat dan British Columbia CDC..... 18
Tabel 3.2	Nilai densitas elektron dan <i>CT Number</i> 21
Table 4.1	Hasil pengukuran <i>output kV</i> 26
Tabel 4.2	Panjang FWHM..... 27
Tabel 4.3	Nilai <i>CT Number</i> pengukuran pada masing-masing material dibandingkan dengan <i>CT Number</i> referensi..... 30
Tabel 4.4	Hasil pengukuran nilai <i>CT Number</i> pada air dan standar deviasi..... 33
Tabel 4.5	Hasil perhitungan nilai noise..... 34
Tabel 4.6	Hasil perhitungan CTDI _{vol} pengukuran dengan CTDI _{vol} pada pesawat CT Scan..... 36
Tabel 4.7	Uji kesesuaian pesawat CT Scan..... 36
Tabel 4.8	Data hasil DICOM pemeriksaan <i>CT Scan whole abdomen</i> 3 fase pada tegangan 120 kV..... 37
Tabel 4.9	Tabel perhitungan dosis menggunakan program imPACT pada tegangan 120 kV..... 42
Tabel 4.10	Dosis organ dan dosis efektif per pasien..... 45

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang Masalah

Abdomen adalah rongga terbesar dalam tubuh. Bentuknya lonjong dan meluas dari atas dari diafragma sampai pelvis di bawah. Batas-batas rongga abdomen adalah di bagian atas diafragma, di bagian bawah pintu masuk panggul dari panggul besar, di depan dan di kedua sisi otot-otot abdominal, tulang-tulang illiaka dan iga-iga sebelah bawah, di bagian belakang tulang punggung dan otot psoas dan quadratus lumborum. Isi dari rongga abdomen adalah sebagian besar dari saluran pencernaan, yaitu lambung, usus halus dan usus besar. Selain saluran pencernaan, rongga abdomen juga berisi saluran perkencingan yaitu ginjal, ureter dan saluran kemih^[1].

Penyakit atau gangguan pada rongga abdomen merupakan salah satu penyakit yang sering diderita oleh manusia. Hal ini disebabkan karena didalam abdomen terdapat banyak organ yang saling berkaitan, seperti hepar, ginjal, maag duodenum, kandung empedu, pankreas, usus besar dan lain sebagainya. Beberapa indikasi yang menyebabkan diperlukannya pemeriksaan abdomen antara lain; dyspepsia, dugaan adanya tumor intra abdomen, trauma abdomen, kolik abdomen dan lain-lain.

Alat diagnostik untuk memeriksa gangguan atau penyakit pada rongga abdomen antara lain adalah menggunakan alat *CT Scan*. Dengan menggunakan alat *CT Scan* generasi terbaru yaitu generasi ketujuh atau yang sering dikenal dengan alat *CT Scan Multi Slice*, hasil gambaran yang diperoleh dapat diolah sesuai dengan kebutuhan dokter sehingga didapatkan gambaran yang optimal agar tercapai diagnosa secara akurat dan menyeluruh. Selain keunggulan dan manfaat yang didapatkan dengan menggunakan modalitas alat *CT Scan*, faktor resiko serta dosis radiasi yang besar yang didapatkan oleh organ-organ sensitife yang berada pada rongga abdomen.

Dalam praktek sehari-hari, pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 phase* banyak dijumpai di beberapa rumah sakit yaitu untuk melihat jalannya obat kontras pada phase arteri, vena dan delay. Dengan banyaknya pengambilan scanning pada beberapa phase itulah, perlu dilakukan perhitungan besarnya dosis yang diterima oleh pasien setiap selesai melakukan pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 phase* tersebut. Disini faktor manfaat harus sangat diperhatikan, jangan sampai resiko yang diterima oleh pasien lebih besar dibandingkan manfaat yang diterima.

Penelitian ini bertujuan untuk menghitung besarnya dosis radiasi yang diterima oleh pasien setiap melakukan pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 phase*. Selain menghitung dosis radiasi penelitian ini juga bertujuan untuk menghitung faktor resiko yang diterima oleh pasien setiap melakukan pemeriksaan abdomen menggunakan modalitas *CT Scan*.

1.2. Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang, penelitian ini dilakukan untuk mengetahui berapa besar dosis yang diterima oleh organ-organ dalam dan dosis efektif pasien serta faktor resiko yang diterima pada pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 phase*.

1.3. Batasan Masalah

Dalam penelitian ini, masalah yang akan diteliti dibatasi sesuai dengan judul yang diajukan yaitu “Dosis Radiasi dan Faktor Resiko pada Pemeriksaan *CT Scan Whole Abdomen 3 Phase*”. Penelitian ini difokuskan pada faktor apa saja yang mempengaruhi besarnya nilai dosis yang diterima oleh pasien serta factor resiko yang diterima oleh pasien.

1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan dari dilakukannya penelitian ini adalah menghitung besarnya dosis radiasi yang diterima oleh pasien, faktor resiko yang akan timbul serta menganalisa faktor yang menyebabkan besarnya nilai dosis yang diterima organ-organ yang terpapar radiasi selama melakukan pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 phase*.

1.5. Metodologi Penelitian

Metode penelitian terdiri dari beberapa tahap yaitu :

1.5.1. Studi Kepustakaan

Pada tahap ini, penulis mencari dan juga mempelajari tentang *CT Scan*, Radiobiologi dan teori tentang penghitungan dosis. Informasi ini diperoleh dari berbagai sumber baik itu berupa sumber tercetak (buku), internet (jurnal *online*), penjelasan dari dosen pembimbing dan juga diskusi dengan mahasiswa lain.

1.5.2. Uji Kesesuaian Alat

Sebelum melakukan penelitian lebih lanjut, uji kesesuaian alat harus dilakukan terlebih dahulu yang bertujuan untuk memastikan bahwa alat tersebut masih sesuai dengan standar atau tidak. Uji kesesuaian yang diukur adalah uji CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) dan kualitas gambaran dengan menggunakan fantom Cathpan.

1.5.3. Pengambilan Data

Pengambilan data sample dilakukan pada Rumah Sakit Eka Hospital BSD dengan mengumpulkan data DICOM pasien sebanyak 25 data untuk melihat nilai *mAs*, *Picth*, *rotation time*, *CTDIvol* dan *Dose Length Product (DLP)*. Kemudian

dengan data tersebut akan di dapatkan nilai dosis efektif organ-organ yang terpapar radiasi menggunakan program impACT CT Dosimetry.

Faktor resiko kanker pada pemeriksaan CT Scan akan dihitung berdasarkan besarnya dosis yang diterima oleh pasien dengan acuan literature ICRP Publication 60.

1.6. Sistematika Penulisan

Sistematika pada penulisan ini dibagi menjadi 5 bab, yang masing-masing terdiri dari beberapa sub-bab untuk mempermudah penjelasan. Penulisan bab-bab dilakukan sebagai berikut :

BAB I Pendahuluan, berisi tentang penjelasan secara umum latar belakang permasalahan, perumusan masalah, pembatasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika.

BAB II Landasan teori, berisi teori-teori dasar yang digunakan pada penulisan dan analisa dalam skripsi ini.

BAB III Metode penelitian, berisi mengenai langkah-langkah, alat dan bahan, dan proses selama penelitian dilaksanakan.

BAB IV Hasil dan pembahasan menjelaskan tentang hasil pengukuran data dan analisis dari data tersebut.

BAB V Penutup, berisi tentang kesimpulan dan saran-saran dari pembahasan yang telah dijabarkan.

BAB II

LANDASAN TEORI

2.1. *Computed Tomography (CT) Scan*

Penggunaan peralatan *CT Scan* saat ini sangat membantu dalam mendiagnosa penyakit secara komprehensif, karena dapat melihat dalam beberapa proyeksi gambaran, seperti potongan axial, coronal maupun sagital. Selain itu, penggunaan *CT Scan* salah satu untuk melihat gambaran 3D suatu organ serta dapat melihat pembuluh darah tanpa tindakan invasive. *CT Scan* pertama kali ditemukan oleh Godfrey N. Hounsfield ilmuwan asal Inggris pada tahun 1972^[2].

Komponen-komponen pada *CT Scan* dapat dikelompokkan menjadi 4 bagian :

1. Unit Scanning yaitu Gantry dengan tabung x-ray dan sistem detektor.
2. Meja pasien.
3. Image processor untuk rekonstruksi gambar.
4. Konsol.

Konsol mempresentasikan *interface* antara manusia dengan mesin dan dirancang untuk multifungsi. Konsol menjadi unit kontrol semua prosedur pemeriksaan dan juga digunakan untuk mengevaluasi hasil pemeriksaan.

2.1.1. *Gantry*

Sebuah sistem *CT Scan* terdiri dari unit sinar-x yang berfungsi sebagai pemancar dan unit data akuisisi yang berfungsi sebagai penerima. Dalam sistem *CT Scan*, 2 komponen ini ditempatkan dalam unit *ring shaped* yang disebut gantry.

2.1.1.1. *Tabung Sinar-x*

Produsen sistem *CT Scan* menggunakan tabung sinar-x dengan ukuran focal spot yang bervariasi. Hal ini karena volume dengan resolusi kontras rendah yang baik adalah penting untuk dianalisis dengan daya yang tinggi dan focal spot yang besar, sementara gambar resolusi tinggi dengan irisan tipis membutuhkan focal spot yang kecil.

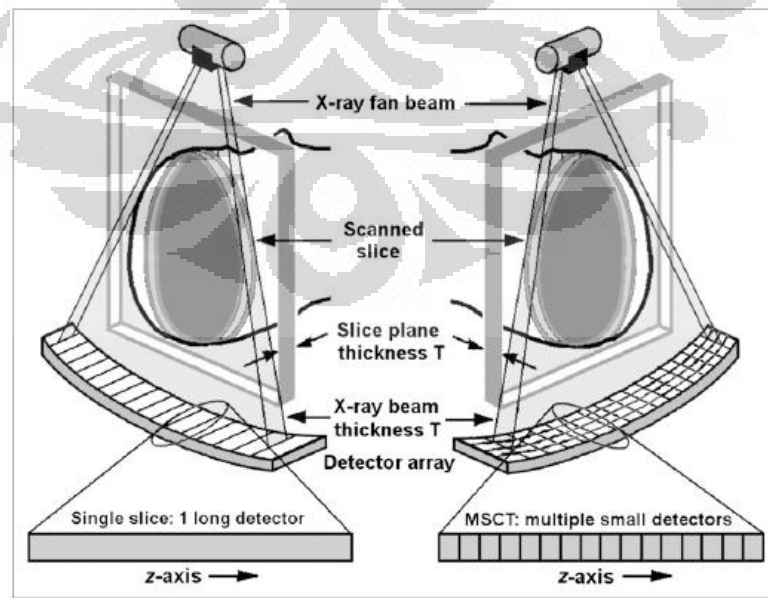
Tabung sinar-x yang digunakan dalam *CT Scan* modern memiliki rentang daya dari 20-60 kW pada tegangan 80-140 kV. Sistem ini dapat dioperasikan pada daya maksimum untuk waktu yang terbatas. Batasan ini ditentukan oleh sifat-sifat anoda dan generator. Untuk mencegah *overloading* dari tabung sinar-x, tegangan harus dikurangi untuk *scanning* yang lama. Pengembangan sistem *multi-row* detektor praktis telah menghapus keterbatasan ini, karena sistem ini menggunakan detektor yang lebih efisien dari pada daya tabung sinar-x yang tersedia.

2.1.1.2. *Shielding* (penahan)

Setiap *CT Scan* dilengkapi dengan grid, kolimator dan filter untuk memberikan penahan terhadap radiasi hambur, untuk menentukan potongan scan dan untuk menyerap sebagian energi rendah dari spektrum sinar-x. Dengan penahan yang tersedia pasien dan petugas akan terlindungi.

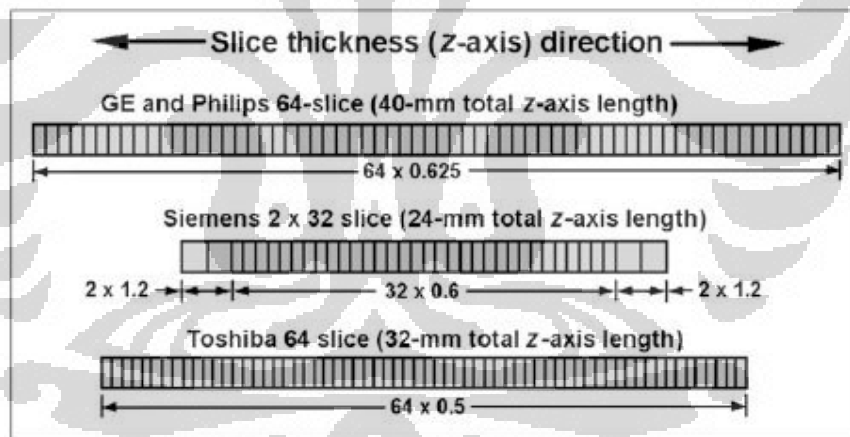
2.1.2. Detektor.

Sistem detektor memainkan peranan yang khusus dalam interaksi komponen *CT Scan*. Detektor mengkonversi insiden sinar-x dari berbagai intensitas menjadi sinyal listrik. Sinyal analog diperkuat oleh komponen elektronik dan dikonversi menjadi pulsa digital.



Gambar 2.1. Detektor *CT Scan* single dan *CT Scan Multislice*^[3]

Multi-row detektor memanfaatkan radiasi yang dikirim dari tabung sinar-x lebih efisien dibandingkan *single-row* detektor. Secara bersamaan dapat men-scan beberapa irisan dengan potongan yang tipis sehingga dapat mengurrangi waktu scan secara signifikan. Sejak *MSCT 64-slice* mulai diproduksi, desain *detector array* digunakan oleh beberapa produsen yang di ilustrasikan pada gambar 4 dibawah ini. Pendekatan yang digunakan oleh produsen pada disain *detector array* pada *MSCT 64 Slice* adalah memperpanjang array dalam arah z dan menyediakan semua elemen detektor submillimeter: 64 x 0.625 mm (total panjang sumbu z adalah 40 mm) untuk pabrikan GE dan Philips, 64 x 0.5 mm (total panjang sumbu z yaitu 32 mm) untuk pabrikan Toshiba. Desain siemens sangat berbeda yaitu *detector array* berisi 32 scanner (berisi 32 element yang masing-masing panjangnya 0.6 untuk total panjang sumbu z yaitu 19.2 mm) yang dikombinasikan dengan tabung sinar-x “*dynamic focus*” untuk akuisisi simultan 64 *slice*.



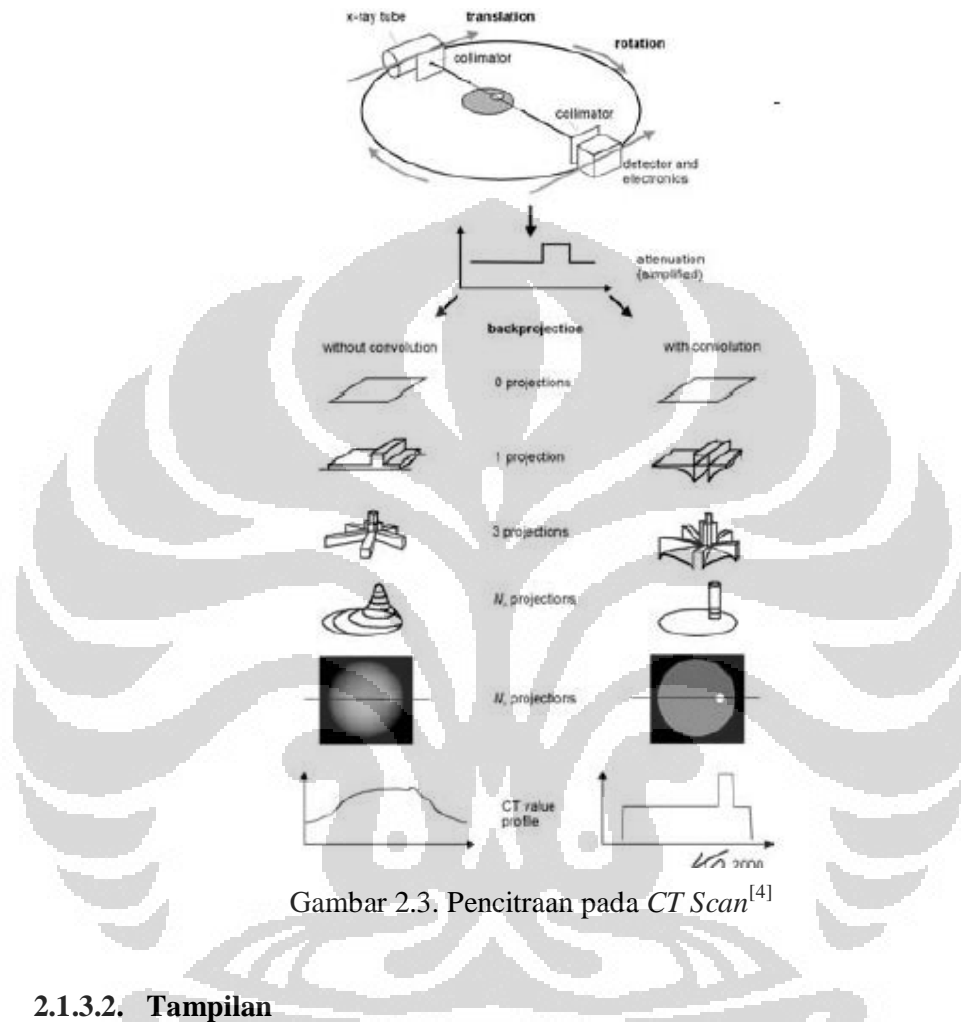
Gambar 2.2. Z-axis pada detektor sesuai dengan pabrikan alat *CT Scan*^[3]

2.1.3. Produksi Gambar *CT Scan*

2.1.3.1. Akuisisi Data

Dalam kasus yang paling sederhana, objek (dalam hal ini silinder bulat) adalah linier di scan dengan scan yang tipis, seperti berkas jarum. Prosedur ini menghasilkan gambar bayangan (disebut sebagai “profil atenuasi” atau “proyeksi”) yang disimpan oleh detector dan image processor. Setelah rotasi lebih lanjut dari tabung dan detektor dengan sudut yang kecil, objek sekali lagi di scan

linear dari arah lain, sehingga menghasilkan gambar bayangan yang kedua. Prosedur ini diulang sampai beberapa kali sampai obyek telah discan untuk rotasi 180° .



Gambar 2.3. Pencitraan pada CT Scan^[4]

2.1.3.2. Tampilan

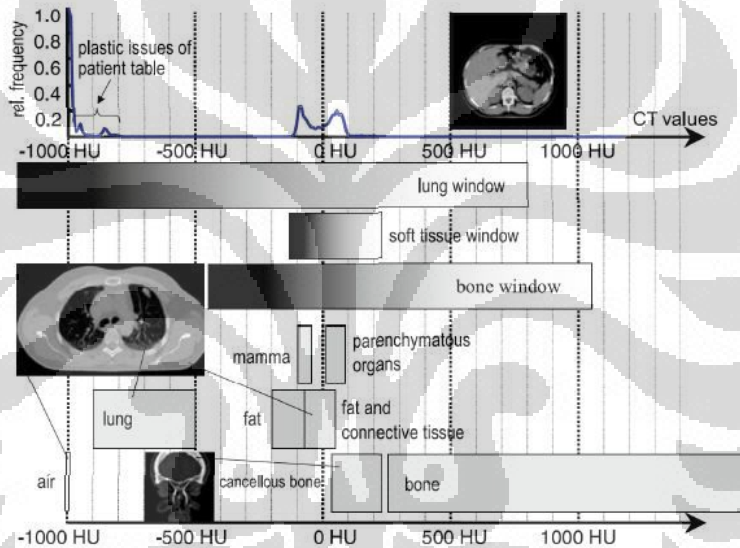
Profil atenuasi yang berbeda lebih lanjut diproses dalam *image processor*. Dalam kasus *backprojection* yang sederhana, setiap profil atenuasi dalam arah scan ditambahkan ke memori gambar. Hasilnya adalah gambar kabur akibat kelemahan pada *backprojection* yang, artinya setiap objek tidak hanya memberikan kontribusi untuk menampilkannya, tetapi juga mempengaruhi keseluruhan gambar. Hal ini sudah terlihat setelah 3 proyeksi. Untuk menghindari masalah ini, setiap profil atenuasi diberikan filter high-pass matematika (juga disebut sebagai "kernel") sebelum *backprojection* tersebut. Ini menghasilkan *overshoot* dan *undershoot* di tepi objek. Operasi matematika disebut

"convolution". Profil atenuasi *convolution* ditambahkan dalam memori gambar untuk menghasilkan gambar yang tajam.

Gambar CT Scan tidak memperlihatkan nilai μ secara langsung tetapi jumlah CT Number yang sesuai dengan nilai Hounsfield unit.

$$CT\ Number = \frac{1000 (\mu - \mu_{water})}{\mu_{water}}$$

CT number diukur pada HU (Hounsfield Unit). CT number air didefinisikan 0 HU dan CT number udara yaitu -1000 HU. Skala ini tidak memiliki batas dalam kisaran nilai positif. Pada CT Scan biasanya bekerja pada range -1024 HU sampai dengan 3071 HU.



Gambar 2.4. Nilai Hounsfield Unit^[5]

Pada gambar CT, nilai kerapatan direpresentasikan sebagai skala nilai abu-abu (*gray scale*). Namun karena mata manusia hanya dapat membedakan sekitar 80 skala nilai abu-abu, tidak semua nilai kerapatan dapat ditampilkan dalam skala abu-abu. Karena alasan ini, rentang kerapatan yang relevan pada diagnostik diberikan pada seluruh nilai abu-abu yang terlihat. Proses ini disebut *windowing*.

Untuk mengatur *window*, pertama-tama didefinisikan bahwa nilai *CT Number* skala abu-abu pusat akan ditetapkan. Dengan menetapkan *window width* yang kemudian didefinisikan *CT Number* diatas dan dibawah dari pusat nilai abu-abu masih dapat dibedakan oleh berbagai skala abu-abu dengan gambaran

jaringan hitam mewakili kepadatan yang rendah dan gambaran putih mewakili kepadatan yang lebih tinggi.

2.2. Dosis pada CT Scan^[6]

2.2.1. Computed Tomography Dose Index (CTDI)

CTDI merupakan konsep utama pengukuran dosis pada CT Scan

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

Dimana :

$D(z)$ = Radiasi profil dosis sepanjang sumbu Z (z-axis)

N = Jumlah gambaran tomografi pada satu gambaran *scan axial*. Hal ini sesuai dengan data channel yang digunakan pada scan khusus. Nilai N mungkin akan hilang atau sama dengan jumlah maksimum yang ada pada sistem.

T = Lebar dari scan tomografi sepanjang gambaran sumbu z dengan satu data channel. Pada MSCT, beberapa elemen detector menjadi satu group bersama pada satu data channel. Pada *single slice*, kolimasi sumbu z (T) adalah lebar scan.

CTDI mempresentasikan dosis serap rata-rata sepanjang sumbu z dari series yang diradiasi yang berdekatan. CTDI yaitu mengukur dari satu *scan axial* (satu kali putaran dari tabung sinar-x) dihitung dengan pembagian dari integral dosis serap dengan jumlah total kolimasi. CTDI selalu diukur pada mode *scan axial* untuk satu putaran dari tabung sinar-x. secara teoritis mengestimasi rata-rata dosis pada bagian dalam tengah-tengah dari volume scan yang terdiri atas beberapa bagian.

2.2.2. CTDI₁₀₀

CTDI₁₀₀ mempresentasikan akumulasi dosis dari beberapa scan pada pertengahan dari panjang scan 100 mm scan dan tidak menghitung akumulasi dosis dari panjang scan yang melebihi panjang scan 100 mm. CTDI₁₀₀ lebih kecil dibanding dosis kesetimbangan atau MSAD.

CTDI₁₀₀ membutuhkan integral dari radiasi profil dosis dari satu potongan *axial* atau *limit integral* yang lebih spesifik. Pada kasus CTDI₁₀₀, *integral limit* ± 50 mm yang cocok pada panjang 100 mm pensil ionisasi chamber .

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz$$

CTDI₁₀₀ menggunakan panjang 100 mm, 3 cc aktif volume CT pensil ionisasi chamber dan 2 phantom acrylic CTDI, yaitu 16 cm untuk kepala dan 32 untuk tubuh. Pengukuran harus dilakukan pada meja pasien stationary.

2.2.3. Weighted CTDI_w

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,edge}$$

Nilai dari 1/3 dan 2/3 kira-kira berjumlah dari relative area yang diperlihatkan oleh nilai tengah dan tepi.

2.2.4. Volume CTDI_{vol}

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_w$$

I = pergerakan meja peraxial scan (mm).

Sejak pitch didefinisikan sebagai rasio dari pergerakan meja per rotasi (I) ketotal jumlah lebar kolimasi (N×T).

$$Pitch = \frac{I}{N \times T}$$

Sehingga volume CTDI menjadi

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w$$

2.2.5. Dose Length Product (DLP)

$$DLP (mGy - cm) = CTDI_{vol} (mGy) \times Scan Length (cm)$$

DLP menggambarkan total energi yang diserap (dan efek biologi) yang diakibatkan oleh pengambilan scan.

2.3. Dosis Radiasi ^[7]

2.3.1. Dosis Serap (D)

Dosis serap adalah energi rata-rata yang diberikan oleh radiasi pengion sebesar dE kepada bahan yang dilaluinya dengan massa dm . satuan dosis serap adalah joule/kg atau sama dengan Gray (Gy). Satu Gray adalah dosis radiasi yang diserap dalam satu joule per kilogram.

$$1 \text{ gray (Gy)} = 1 \text{ joule/kg}$$

2.3.2. Dosis Ekuivalen (H)

Dosis ekuivalen dapat didefinisikan sebagai dosis serap yang diterima oleh tubuh manusia secara keseluruhan dengan memperhatikan kualitas radiasi dalam merusak jaringan tubuh. Dosis serap yang sama tetapi berasal dari jenis radiasi yang berbeda akan memberikan efek biologi yang berbeda pada sistem tubuh makhluk hidup. Dosis ekuivalen merupakan hasil kali antara dosis serap (D), dan faktor kualitas (Q).

$$H = D \times Q$$

Besaran yang merupakan kuantisasi radiasi untuk menimbulkan kerusakan pada jaringan/organ dinamakan faktor bobot radiasi (W_r) sehingga rumus dosis ekuivalen adalah sebagai berikut

$$H = D \times W_r$$

Satuan dosis ekuivalen adalah Sievert (Sv).

2.3.3. Dosis Efektif (E)

Sangat penting untuk mengetahui bahwa efek biologi dari radiasi tidak hanya tergantung dari dosis radiasi yang mengenai jaringan atau organ, tetapi juga tergantung dari sensitivitas biologi dari jaringan atau organ yang terpapar radiasi. 100 mGy dosis yang pada ekstrimitas tidak sama efeknya dengan 100 mGy pada daerah pelvis. Dosis efektif (E) adalah gambaran dosis yang direfleksikan dari sensitivitas biologi yang berbeda-beda. Satuan dari dosis efektif adalah Sievert (biasanya mSv yang digunakan pada radiologi diagnostik).

$$E = H \times \omega_t$$

Di mana :

E = dosis efektif

H = dosis ekivalen

ω_t = factor bobot jaringan

2.4. Efek Biologi Radiasi Pada Tubuh^[8]

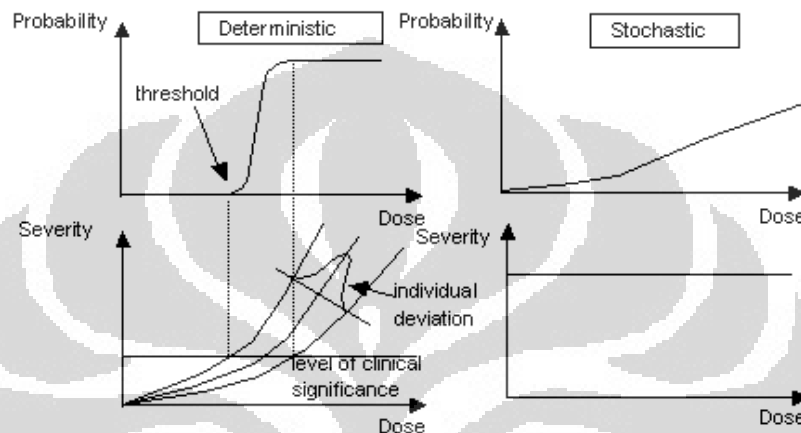
Kerusakan sel akan mempengaruhi fungsi jaringan atau organ bila jumlah sel yang mati/rusak dalam jaringan/organ tersebut cukup banyak. Semakin banyak sel yang rusak/mati, semakin parah perubahan fungsi yang terjadi sampai akhirnya organ tersebut akan kehilangan kemampuannya untuk menjalankan fungsinya dengan baik. Perubahan fungsi sel atau kematian sejumlah sel menghasilkan suatu efek biologis yang bergantung pada jenis radiasi, dosis dan laju dosis, radiasi tunggal dan terbagi, jenis sel dan lainnya.

Sel dalam tubuh manusia terdiri dari sel genetik dan sel somatik. Sel genetik adalah sel telur pada perempuan dan sel sperma pada laki-laki, sedangkan sel somatik adalah sel lainnya yang ada di dalam tubuh. Berdasarkan jenis sel, maka efek radiasi dapat dibedakan atas efek genetik dan efek somatik. Efek genetik atau efek pewarisan adalah efek radiasi yang terjadi pada sel genetik dan dirasakan oleh keturunan dari individu yang terkena paparan radiasi. Bila efek radiasi terjadi pada sel somatik dan dirasakan oleh individu yang terpapar radiasi maka disebut efek somatik.

Waktu yang dibutuhkan sampai terlihatnya gejala efek somatik sangat bervariasi sehingga dapat dibedakan atas efek segera dan efek tertunda. Efek segera adalah kerusakan yang secara klinik sudah dapat teramati pada individu terpapar dalam waktu singkat setelah pemaparan, seperti epilasi (rontoknya rambut), eritema (memerahnya kulit), luka bakar dan penurunan jumlah sel darah.

Kerusakan tersebut terlihat dalam waktu hari sampai mingguan pasca iradiasi. Sedangkan efek tertunda merupakan efek radiasi yang baru timbul setelah waktu yang lama (bulanan-tahunan) setelah terkena paparan radiasi, seperti katarak dan kanker.

Bila ditinjau dari dosis radiasi (untuk kepentingan proteksi radiasi), efek radiasi dibedakan atas efek stokastik dan efek deterministik. Efek stokastik adalah efek yang terjadi akibat paparan radiasi dengan dosis yang menyebabkan terjadinya perubahan pada sel. Pada paparan radiasi dengan dosis yang bisa menyebabkan kematian sel akan timbul efek deterministik.



Gambar 2.5 Grafik efek deterministik dan efek stokastik^[8].

Dosis radiasi serendah apapun selalu terdapat kemungkinan untuk menimbulkan perubahan pada sistem biologik, baik pada tingkat molekul maupun sel. Dengan demikian radiasi dapat pula tidak membunuh sel tetapi mengubah sel. Sel yang mengalami modifikasi atau sel berubah ini mempunyai peluang untuk lolos dari sistem pertahanan tubuh yang berusaha untuk menghilangkan sel seperti ini.

Efek Deterministik terjadi karena adanya proses kematian sel akibat paparan radiasi yang mengubah fungsi jaringan yang terkena radiasi. Efek ini dapat terjadi sebagai akibat dari paparan radiasi pada seluruh tubuh maupun lokal. Efek deterministik timbul bila dosis yang diterima di atas dosis ambang (*Threshold dose*) dan umumnya timbul beberapa saat setelah terpapar radiasi. Tingkat keparahan efek deterministik akan meningkat bila dosis yang diterima lebih besar dari dosis ambang yang bervariasi bergantung pada jenis efek. Pada dosis lebih rendah dan mendekati dosis ambang, kemungkinan terjadinya efek deterministik dengan demikian adalah nol. Sedangkan di atas dosis ambang, peluang terjadinya efek ini menjadi 100%.

Efek stokastik terjadi tanpa ada dosis ambang dan baru akan muncul setelah masa laten yang lama, tidak ada penyembuhan spontan. Semakin besar dosis, semakin besar peluang terjadinya efek stokastik, sedangkan keparahannya tidak bergantung kepada dosis.

Bila sel yang mengalami perubahan adalah sel genetik, maka sifat-sifat sel yang baru tersebut akan diwariskan kepada turunannya sehingga timbul efek genetik. Apabila sel berubah ini adalah sel somatik maka sel sel tersebut dalam jangka waktu yang relatif lama, ditambah dengan pengaruh dari bahan-bahan yang bersifat toksik lainnya, akan tumbuh dan berkembang menjadi jaringan ganas atau kanker.

Paparan radiasi dosis rendah dapat meningkatkan resiko kanker dan efek pewarisan yang secara statistik dapat di deteksi pada suatu populasi, namun tidak secara serta merta terkait dengan paparan individu.

Tabel 2.1. *Lifetime mortality* pada populasi dari semua umur dari spesifik *fatal cancer* setelah paparan dosis rendah^[8]

	<i>Fatal Probability coefficient</i> (10^{-4} Sv^{-1})	
	ICRP (1977)	ICRP 60
<i>Bladder</i>	-	30
<i>Bone marrow</i>	20	50
<i>Bone surface</i>	5	5
<i>Breast</i>	25	20
<i>Colon</i>	-	85
<i>Liver</i>	-	15
<i>Lung</i>	20	85
<i>Oesophagus</i>	-	30
<i>Ovary</i>	-	10
<i>Skin</i>	-	2
<i>Stomach</i>	-	110
<i>Thyroid</i>	5	8
<i>Remainder</i> ¹	50	50
Total	125 ²	500 ³

Keterangan tabel :

¹ = Komposisi dari penguji pada dua kasus yang berbeda

² = Total yang digunakan untuk pekerja radiasi dan masyarakat umum.

³ = Hanya untuk masyarakat umum. Total resiko *fatal cancer* untuk populasi pekerja diambil menjadi $400 \times 10^{-4} \text{ Sv}^{-1}$.

2.5. DICOM Viewer

Pengolahan image data untuk complaint test menggunakan DICOM Viewer yaitu imageJ^[9] yang merupakan singkatan image Java karena dikembangkan dalam bahasa pemrograman Java. imageJ dapat diunduh secara bebas (free software) yang dapat dijalankan pada sistem operasi berbasis Windows, Linux ataupun Macintosh.

Pengoperasian software ImageJ sangat mudah dan terus berkembang karena bersifat open source. Dukungan pengembangan disupport oleh komunitas pengguna Image Java yang banyak mengembangkan untuk kepentingan analisis dalam bahasa pemrograman Java di berbagai lembaga riset atau peneliti dunia. imageJ dapat menampilkan, mengedit, menganalisa, memproses, dan menyimpan gambar 8-bit, 16-bit dan 32-bit. Selain membaca format DICOM ImageJ juga dapat membaca format gambar TIFF, GIF, JPEG, BMP, FITS dan "RAW". Pengoperasian yang ada pada *software* imageJ antara lain menghitung luas dan statistik nilai pixel dari pilihan yang ditetapkan pengguna, dapat mengukur jarak dan diameter, serta dapat menentukan kepadatan histogram dan garis plot profil.

BAB III

METODE PENELITIAN

Pada penelitian ini tahapan yang digunakan yaitu pertama uji kesesuaian alat untuk evaluasi kualitas citra dengan menggunakan standar Australia Barat dan British Columbia CDC. Tahap berikutnya adalah pengukuran dosis CTDI pada pesawat dengan menggunakan fantom CTDI 32 untuk *Body* dan tahap terakhir yaitu pengukuran dosis radiasi pada pemeriksaan pasien *CT Scan Whole abdomen* 3 fase sebanyak 25 pasien dengan menggunakan program *imPACT* sesuai dengan data DICOM.

Peralatan yang digunakan pada penelitian ini yaitu pesawat MSCT Scan merk GE tipe *Lightspeed VCT 64 Slice*. Untuk uji kesesuaian alat digunakan *Catphan* tipe 400 dan 500, *phantom CTDI 32* digunakan untuk pengukuran dosis CTDI karena sesuai dengan penelitiannya yaitu pemeriksaan *CT Scan whole abdomen*. Detektor yang digunakan yaitu *Unfors*, dengan tipe detektor yaitu CT detektor platinum (untuk mengukur dosis CTDI) dan detektor kV (untuk mengukur *output kV*) yang ditampilkan pada *Unfors display*.



Gambar 3.1. Unfors detektor chamber

3.1. Uji Kesesuaian Alat

Kualitas citra pada hasil gambaran merupakan salah satu uji kesesuaian alat yang harus dilakukan. Hal ini sangat diperlukan karena berpengaruh terhadap hasil gambaran yang akan dievaluasi oleh dokter yang dapat menyebabkan terjadi kesalahan dalam menegakkan diagnosa terhadap pasiennya. Selain uji kualitas citra, cek keluaran *Output* kV dan evaluasi nilai CTDI merupakan yang harus dilakukan dalam uji kesesuaian alat sehingga dapat mengetahui kondisi alat pada saat sebelum dilakukan penelitian apakah masih sesuai dengan standar atau tidak.



Gambar 3.2. Fantom Cathpan

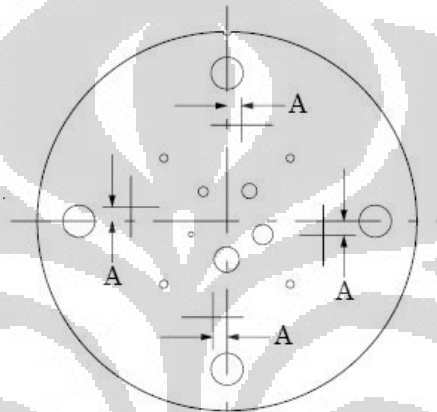
Tabel 3.1. Nilai standar uji kesesuaian alat dari standart Australia Barat dan British Columbia CDC^[10]

No	Parameter	Standar/batas toleransi
1	Sistem <i>Alignment Check Patient</i>	2 mm
2	Keluaran <i>output</i> kV	5%
3	Tebal irisan	± 0.5 mm
4	Linearitas <i>CT Number</i>	Koefisien korelasi > 0.990
5	Resolusi kontras tinggi	Dijadikan base line
6	<i>CT Number</i> rata-rata dan uniformitas	Maksimal noise-minimal noise ≤ 2 CT
7	CTDI	20 %

3.1.1. Sistem *Alignment Check Patient*

Dengan mengevaluasi hasil gambar *scanning* pertama posisi fantom dan keselarasan garis dapat diverifikasi. Hasil gambaran ini berisi empat baris kawat sampai pada sudut 23° dari bawah ke atas modul test.

Laser, optik, dan system keselarasan mekanik pasien dapat diperiksa keakurasiannya. Sejajarkan titik putih pada phantom dengan sinar keselarasan seperti yang dibahas pada posisi pertama fantom.



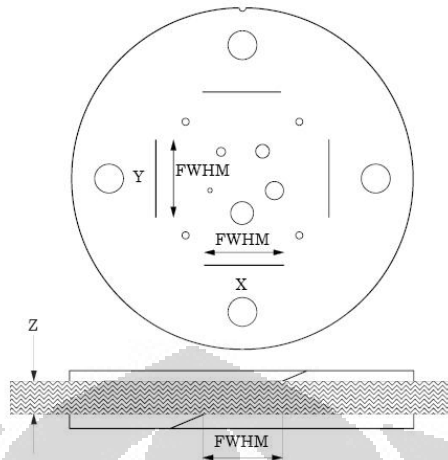
Gambar 3.3. Ilustrasi potongan gambar catphan untuk ketepatan posisi pasien^[11].

3.1.2. Keluaran *Output kV*

Uji kesesuaian ini bertujuan untuk melihat *output* kV yang digunakan pada pemeriksaan apakah sesuai atau tidak dengan yang besarnya kV yang dipilih. Pengambilan data dilakukan dengan variasi kV mulai dari 80 kV sampai dengan 140 kV dengan interval 20 kV. Alat pencatat keluaran kV yang digunakan pada tahap ini adalah menggunakan detektor unfors kV *output*. Toleransi pada cek keluaran *output* yaitu sebesar 5 %.

3.1.3. Tebal Irisan

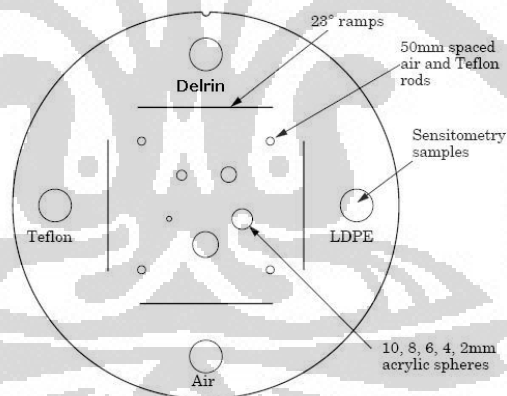
Tahap ini bertujuan untuk mengevaluasi tebal irisan (Z mm), dengan cara mengukur panjang *Full Widht at Half Maximum* (FWHM) dengan menggunakan imageJ dari keempat garis yang pada gambar dan dirata-ratakan hasilnya kemudian dikalikan dengan 0.42.



Gambar 3.4. Ilustrasi potongan gambar catphan untuk penentuan uji tebal irisan^[11]

3.1.4. Linearitas *CT Number*

Uji kesesuaian ini bertujuan untuk melihat linearitas dari *CT Number* dengan membandingkan dengan densitas elektron dari material-material yang ada didalam catphan yaitu udara, teflon, delrin dan low density polyetyline (LDPE).



Gambar 3.5. Ilustrasi potongan gambar catphan untuk penentuan linearitas *CT Number*^[11]

Nilai *CT Number* dari setiap material akan dibandingkan dengan nilai *CT Number* referensi dengan cara membuat *region of interest* (ROI) disetiap gambaran material yang ada dengan diameter ± 20 mm. Selain itu, nilai *CT Number* harus memiliki hubungan yang linear dengan nilai densitas elektron-nya.

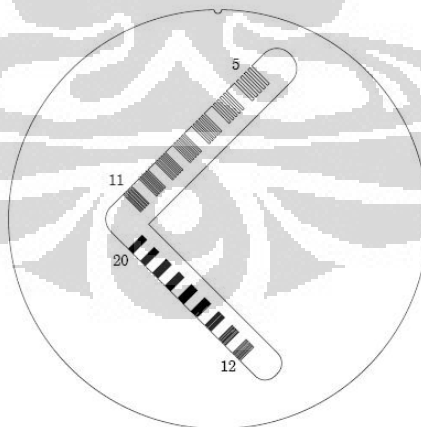
Perhitungan dilakukan dengan cara membuat grafik antara *CT Number* pada sumbu y dan densitas electron pada sumbu x, lalu buat garis linear dan persamaannya. Batas nilai koefisien korelasi (R^2) ≥ 0.99 .

Tabel 3.2. Nilai densitas elektron dan *CT Number*^[11]

Material	Densitas elektron ($e.m^{-3} \times 10^{23}$)	<i>CT Number</i>
Udara	3007	-1000
LDPE	3429	-100
Delrin	4560	340
Teflon	2889	990

3.1.5. Resolusi Kontras Tinggi

Uji kesesuaian ini bertujuan untuk melihat kemampuan resolusi kontras pada pesawat *CT Scan*. Pasangan garis yang terlihat pada hasil gambaran uji resolusi kontras tinggi yaitu terdiri dari 5 pasangan garis sampai 20 pasangan garis per cm. Garis-garis yang masih terlihat menentukan kemampuan resolusi pesawat *CT Scan*.



Gambar 3.6. Ilustrasi potongan gambar catphan untuk penentuan resolusi kontras tinggi^[11].

3.1.6. *CT Number* Rata-rata dan Uniformitas

Uji kesesuaian ini bertujuan untuk mengetahui *CT Number* rata-rata pada air dan uniformitasnya dan menghitung *noise* pada hasil gambaran. Pada hasil gambaran yang didapatkan dianalisa menggunakan imageJ dengan memilih ROI untuk kelima titik, yaitu satu titik pada posisi tengah, dan 4 titik lainnya yaitu pada posisi jam 12, 3, 6, dan 9.

Standar nilai *CT Number* pada tengah fantom penyimpangannya ± 4 *CT Number* dari nilai 0 dan untuk nilai *CT Number* pada posisi jam 12, 3, 6 dan 9 penyimpangannya ± 2 *CT Number* dari nilai *CT Number* di tengah fantom. Untuk mengetahui nilai *noise* rumus yang menggunakan rumus :

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{kV_m}{120} \sqrt{\frac{mAs_m \times Slice\ Width_m}{300 \times 8}}$$

Dimana :

σ_s = *noise*

σ_m = standar deviasi

kV_m = nilai kV pada saat melakukan scan pada fantom

mAs_m = nilai mAs pada saat melakukan scan pada fantom

$Slice\ Width_m$ = *slice width* pada saat melakukan scan pada fantom

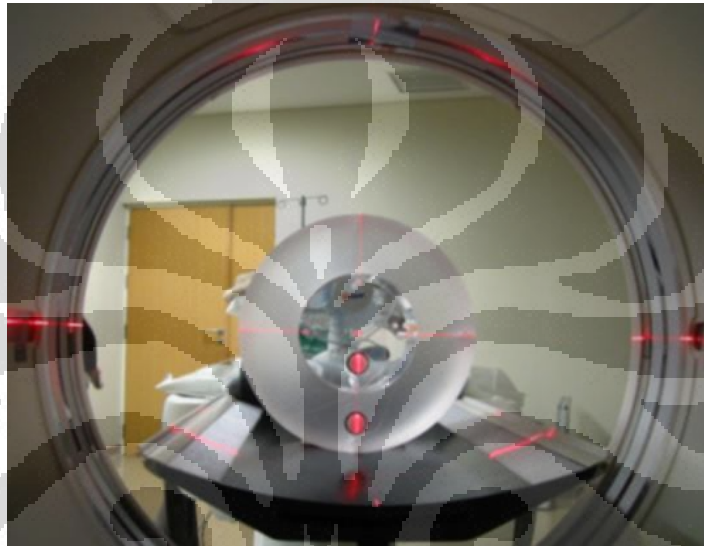


ROI

Gambar 3.7. Ilustrasi potongan gambar catphan untuk penentuan *CT Number* rata-rata dan uniformitas^[11]

3.2. Evaluasi CTDI

Setiap pesawat MSCT sekarang sudah dilengkapi dengan *software* penghitungan dosis yang telah diberikan untuk setiap pemeriksaan yang dilakukan. Pada tahap ini akan diuji keakuratan dari data yang diberikan oleh pesawat MSCT dengan cara melakukan pengukuran CTDI. Pengukuran CTDI dilakukan dengan menggunakan phantom CTDI 32 karena pemeriksaan yang akan dihitung dosisnya adalah pemeriksaan *CT Scan whole abdomen*.



Gambar 3.8. Fantom CTDI

Pengukuran dilakukan dengan variasi kolimator pada 1.25 mm, 2.5 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm dan 40 mm pada posisi tengah fantom dan arah jam 12, 3 dan 9. Pada posisi arah jam 6 tidak dilakukan pengukuran karena sangat sulit dalam peletakan detektor yang dikhawatirkan dapat merusak detektor tersebut.

Nilai pembobotan CTDI ($CTDI_w$) didapat menggunakan persamaan

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,edge}$$

Dimana :

$CTDI_{100,center}$ = hasil pengukuran ditengah fantom

$CTDI_{100,edge}$ = hasil rata-rata pengukuran di posisi jam 12,3 dan 9.

Persamaan diatas hanya digunakan untuk menghitung dosis pada mode pengambilan *slice* yaitu *single slice*. Untuk mode *helical slice* persamaan yang digunakan yaitu :

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_w$$

Dimana :

$N \times T$ = besar kolimator

I = pergerakan meja per rotasi

Evalusi CTDI yang didapatkan dari perhitungan selanjutnya dibandingkan dengan data yang ada pada pesawat CT Scan sehingga dapat dianalisa seberapa besar perbedaan yang didapatkan, apakah masih sesuai dengan nilai toleransi yang diperbolehkan atau tidak.

3.3. Estimasi Dosis Pada Pemeriksaan *CT Scan Whole Abdomen 3 Fase*.

Perhitungan dosis ini menggunakan program imPACT^[12] dengan menghitung besarnya dosis efektif yang diterima pasien secara keseluruhan dan organ-organ yang berada didalamnya.

Proses yang dilakukan sebelum melakukan penghitungan dengan program imPACT adalah membandingkan nilai dosis yang terdapat pada pesawat *CT Scan* dibandingkan dengan hasil pengukuran, apakah masih sesuai dengan standar atau tidak. Jika hasilnya tidak melebihi batasan yang telah ditentukan, maka perhitungan dilakukan untuk data pasien sebanyak 25 pasien. Parameter yang diperlukan untuk penghitungan menggunakan program imPACT adalah kV, mA, *rotating time*, *pitch* dan *detector coverage*.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini peneliti akan membahas mengenai uji kesesuaian yang telah dilakukan, meliputi sistem *alignment check patient*, keluaran *output kV*, tebal irisan, linearitas *CT Number*, Resolusi kontras tinggi, *CT Number* rata-rata dan uniformitas serta evaluasi CTDI. Hasil gambaran uji kesesuaian ini diolah menggunakan software imageJ dengan acuan yang digunakan yaitu standar Australia Barat dan British Columbia CDC.

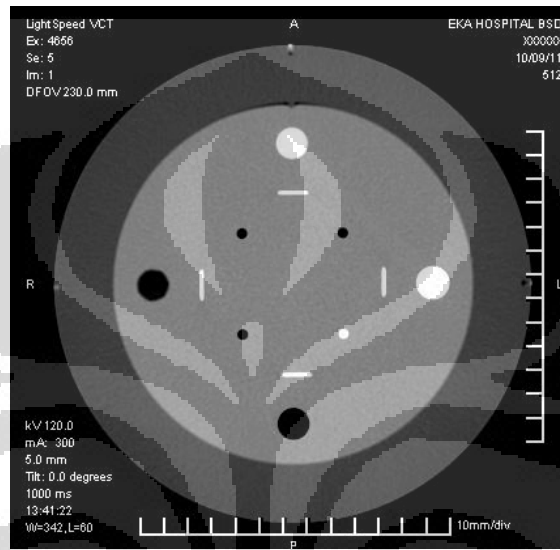
Selain pembahasan terhadap uji kesesuaian yang telah dilakukan, pada bab ini juga akan dianalisa data pasien sebanyak 25 pasien untuk mengetahui dosis yang diterima oleh pasien pada pemeriksaan *CT Scan whole abdomen* 3 fase menggunakan program imPACT. Hasil analisis ini pada akhirnya dapat digunakan untuk menghitung faktor resiko yang diterima oleh pasien setelah melakukan pemeriksaan *CT Scan whole abdomen* 3 fase tersebut.

4.1. Hasil Uji Kesesuaian

Hasil gambaran pada uji kesesuaian akan dianalisa dengan menggunakan software imageJ dengan acuan Australia Barat dan British Columbia CDC. Hal ini sangat penting dilakukan untuk mengetahui performa dari pesawat CT Scan yang digunakan pada penelitian ini apakah masih sesuai dengan standar atau tidak.

4.1.1. Sistem *Alignment Check Patient*

Dari hasil gambaran yang didapatkan pada uji kesesuaian sistem *Alignment Check Patient* terjadi pergeseran sebesar 1 mm arah sumbu Z. Hal ini masih dapat ditolerir karena maksimal dari ketidaktepatan adalah 2 mm arah sumbu Z.



Gambar 4.1. Hasil uji sistem *Alignment Check Patient*

4.1.2. Keluaran *Output kV*

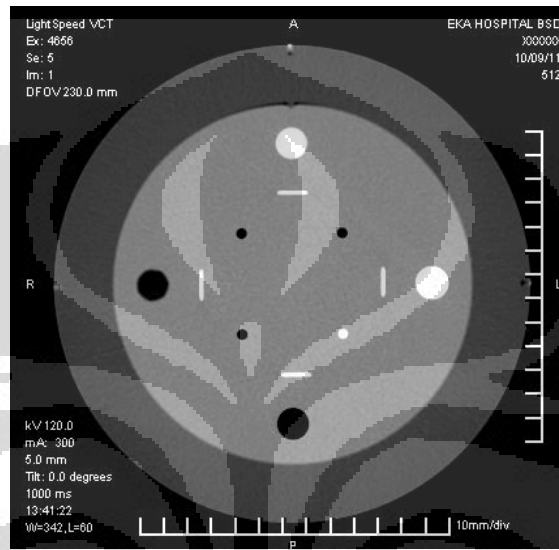
Dari hasil pengukuran menggunakan dosimeter unfors kV *output* didapatkan penyimpangan paling besar senilai 1,5 %. Hasil tersebut menunjukkan bahwa alat ini masih sesuai standar untuk *output kV* yang diberikan, sesuai dengan standar Australia Barat yaitu maksimal penyimpangan sebesar 5%.

Table 4.1. Hasil pengukuran *output kV*

kV pada panel kontrol (kV)	kV hasil pengukuran (kV)	Kesalahan relatif (%)
80,00	79,81	0,24
100,00	100,40	0,40
120,00	120,80	0,67
140,00	142,10	1,50

4.1.3. Tebal Irisan

Uji ini bertujuan untuk menghitung tebal irisan hasil pengukuran dibandingkan dengan tebal irisan yang dipilih pada penelitian. Pada tahap ini, tebal irisan yang digunakan adalah 5 mm dengan faktor eksposi 120 kV, *rotating time* 1 s , arus tabung 300 mA.

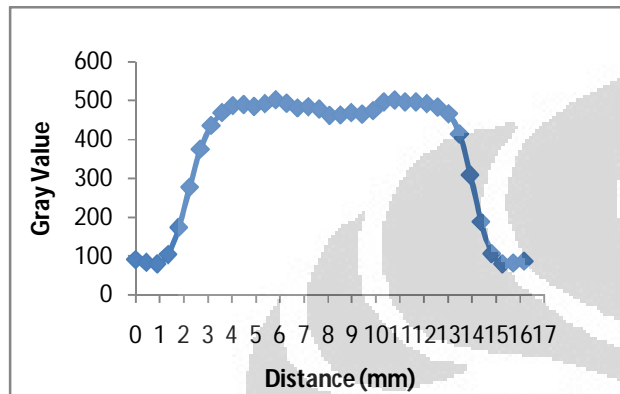


Gambar 4.2. Hasil gambaran uji tebal irisan

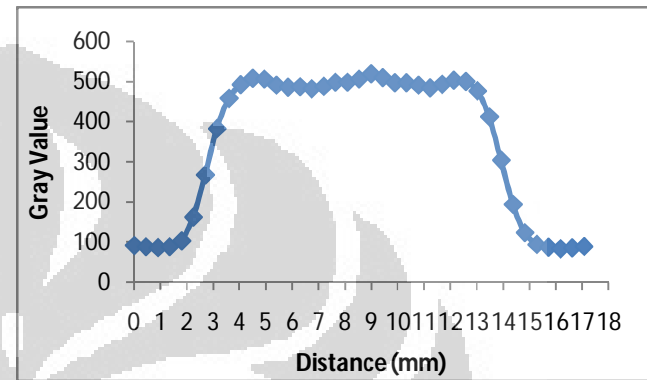
Untuk pengolahan data pada tahap ini menggunakan *software* imageJ, yaitu untuk mendapatkan nilai FWHM dari masing-masing garis yang terdapat pada hasil gambaran potongan catphan.

Tabel 4.2. Panjang FWHM

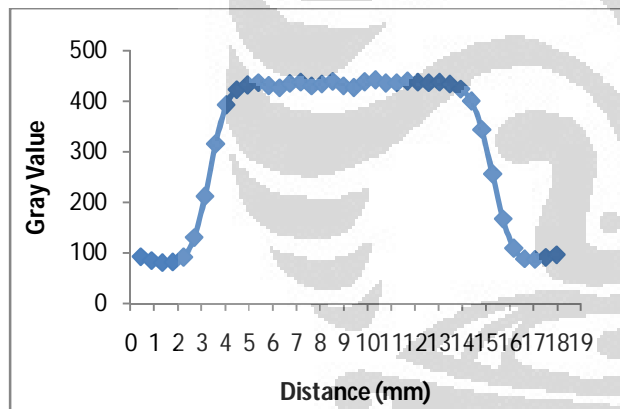
FWHM	Panjang (mm)
Posisi jam 12	11,7
Posisi jam 3	11,2
Posisi jam 6	11,0
Posisi jam 9	11,7
Rata-rata	11,4



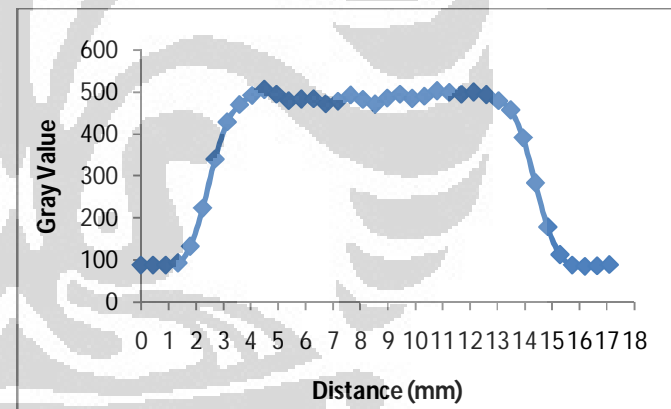
Grafik FWHM pada posisi jam 12



Grafik FWHM pada posisi jam 3



Grafik FWHM pada posisi jam 6



Grafik FWHM pada posisi jam 9

Gambar 4.3. Grafik FWHM pada masing-masing garis yang ada phantom catphan

Nilai tebal irisan akan didapatkan dengan menggunakan rumus :

$$Z \text{ (mm)} = \text{FWHM} \times 0,42$$

Sehingga didapatkan nilai tebal irisan sebagai berikut

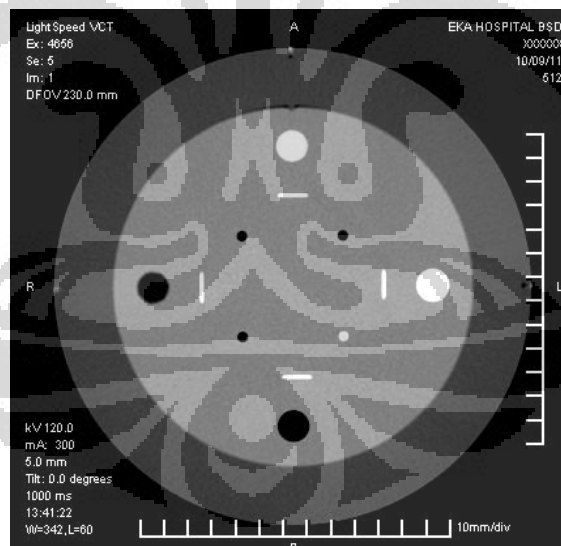
$$Z \text{ (mm)} = 11,4 \times 0,42$$

$$Z \text{ (mm)} = 4,79 \text{ mm.}$$

Hasil penghitungan ini menunjukkan bahwa pesawat CT Scan yang digunakan masih baik karena masih sesuai dengan standar Australia Barat yaitu penyimpangan maksimal tebal irisan adalah sebesar 0,5 mm, dimana tebal irisan yang dipilih yaitu 5 mm sedangkan nilai pengukuran menunjukkan nilai 4,79 mm.

4.1.4. Linearitas CT Number

Uji ini bertujuan untuk melihat hubungan antara nilai CT number dari beberapa material yang ada pada fantom (udara, teflon, delrin dan LDPE) dengan nilai densitas elektron dari masing-masing material tersebut.



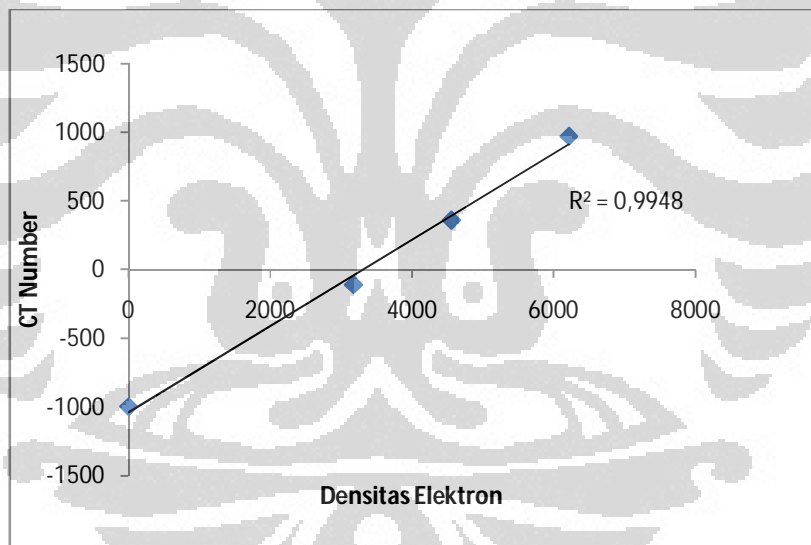
Gambar 4.4. Hasil gambaran uji linearitas CT Number

Dari hasil gambaran uji linearitas *CT Number* diatas, didapatkan nilai *CT Number* dari setiap material dengan cara membuat *region of interest (ROI)* disetiap gambaran material yang ada dengan diameter ± 20 mm.

Tabel 4.3. Nilai *CT Number* pengukuran pada masing-masing material dibandingkan dengan *CT Number* referensi^[10]

No	Posisi	ROI (mm)	<i>CT Number</i> Standar	<i>CT Number</i> Pengukuran	Densitas elektron ($e.m^{-3} \times 10^{23}$)
1	Udara	20,987	-1000	-997,317	4
2	LDPE	20,987	-100	-107,913	3180
3	Delrin	20,987	340	361,125	4560
4	Teflon	20,987	990	974,221	6220

Dari tabel diatas didapatkan kesalahan relatif untuk masing-masing material tersebut yaitu udara 0,27 %, teflon 1,6 %, delrin 6,2 % dan LDPE 7,9 %. Nilai tersebut masih sesuai dengan standar yang diperbolehkan, yaitu maksimal 20 % kesalahan relatifnya.

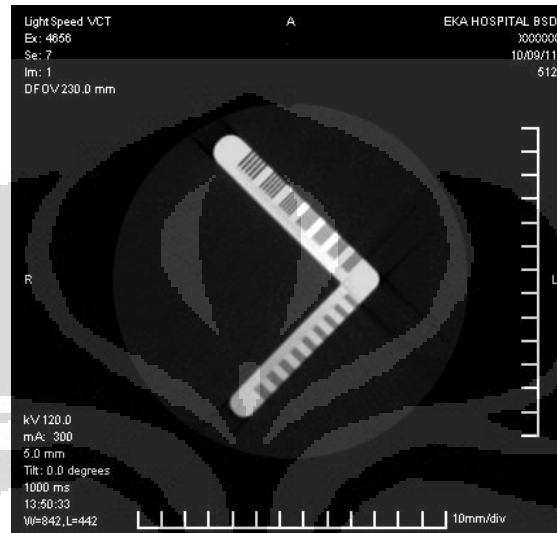


Gambar 4.5. Grafik hubungan *CT Number* dengan densitas elektron.

Nilai koefisien korelasi didapatkan dari grafik diatas yaitu sebesar 0,9948, dimana standar nilai koefisien korelasi yang diperbolehkan yaitu diatas 0,990. Hal ini menunjukkan bahwa nilai linearitas *CT Number* masih sesuai dengan standar.

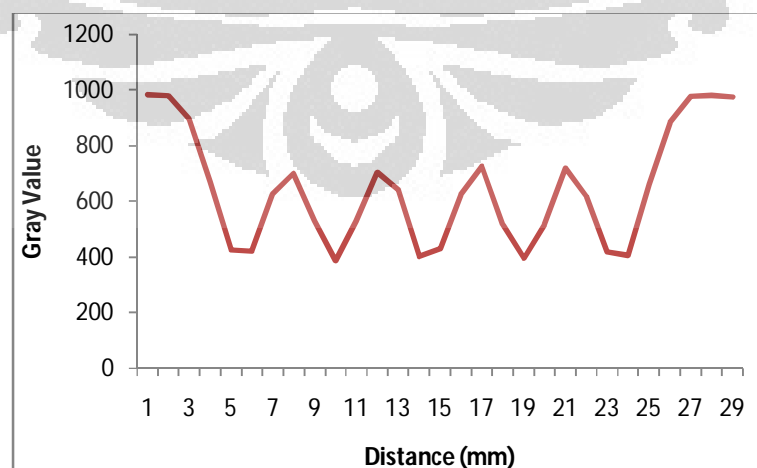
4.1.5. Resolusi Kontras Tinggi.

Uji ini bertujuan untuk melihat kemampuan resolusi kontras pada pesawat *CT Scan* dengan hasil gambarannya berupa pasangan garis yang terdiri dari 5 sampai 20 pasangan garis per cm.

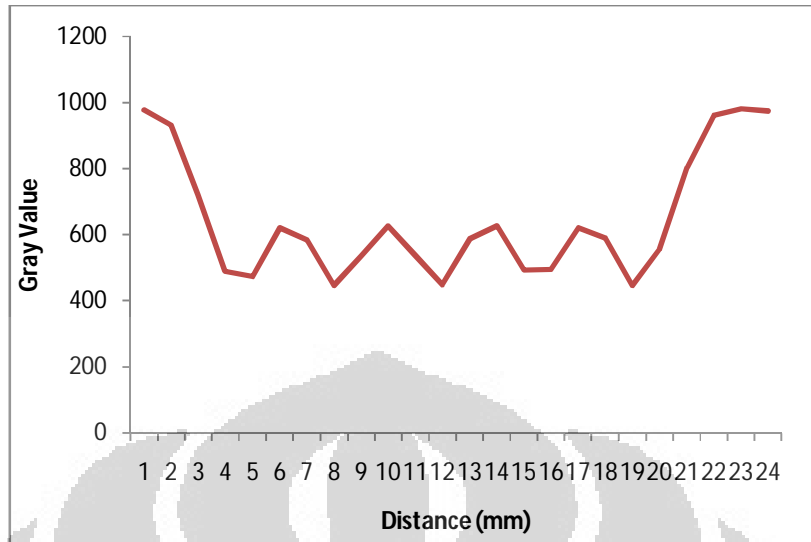


Gambar 4.6. Hasil gambaran resolusi kontras tinggi

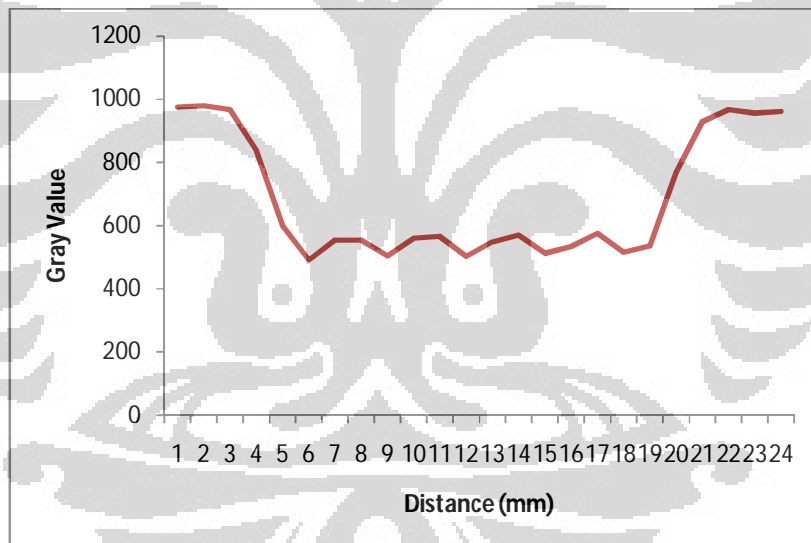
Pengolahan hasil gambaran pada uji ini menggunakan imageJ, dimana pada gambaran line-pair dibuat garis sesuai dengan panjang pasangan garisnya, kemudian pilih menu plot profile pada imageJ. Didapatkan hasil gambaran berupa grafik sesuai dengan pasangan garis yang terbaca oleh *software* sehingga data yang terlihat bersifat objektif.



Gambar 4.7. Grafik pasangan garis yang terlihat pada 0,5 lp/mm



Gambar 4.8. Grafik pasangan garis yang terlihat pada 0,6 lp/mm

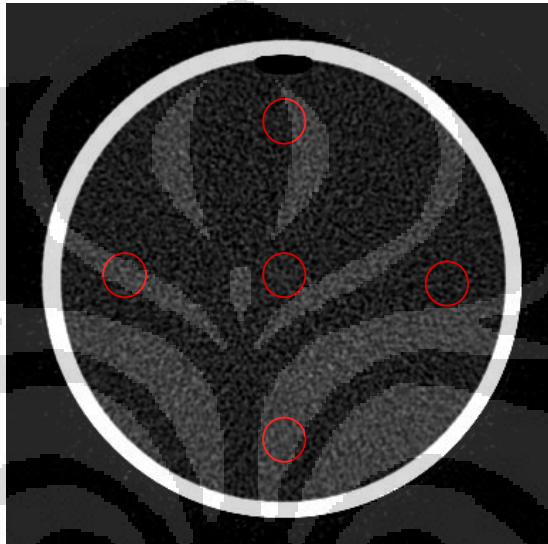


Gambar 4.9. Grafik pasangan garis yang terlihat pada 0,7 lp/mm

Dari pengolahan gambar menggunakan program imageJ didapatkan gambaran grafik seperti diatas, dimana pasangan garis yang masih dapat dibedakan adalah pada 0,7 lp/mm. Hal tersebut memperlihatkan kemampuan maksimal CT Scan dalam membedakan pasangan garis yaitu pada 0,7 lp/mm.

4.1.6. *CT Number* Rata-rata dan Uniformitas

Uji kesesuaian ini bertujuan untuk mengetahui *CT Number* rata-rata pada air dan uniformitasnya serta menghitung noise pada hasil gambaran. Pengolahan hasil gambaran menggunakan program imageJ dengan cara memilih *region of interest (ROI)* untuk kelima titik, yaitu satu titik pada posisi tengah, dan 4 titik lainnya yaitu pada posisi jam 12, 3, 6, dan 9.



4.1.7. Gambar 4.10. Hasil gambaran uji *CT Number* Rata-rata dan Uniformitas

Tabel 4.4. Hasil pengukuran nilai *CT Number* pada air dan standar deviasi

No	Posisi ROI	Nilai <i>CT Number</i> pengukuran	Nilai <i>CT Number</i> referensi	Standar Deviasi
1	Tengah	0,538	0	3,936
2	Jam 12	-1,09	0	3,685
3	Jam 3	-0,923	0	3,635
4	Jam 6	-0,849	0	3,566
5	Jam 9	-0,837	0	4,055

Nilai *CT Number* pada posisi tengah dikatakan masih sesuai dengan standar jika tidak melebihi nilai 4 *CT Number* dari angka awal 0 dan juga nilai *CT*

Number pada posisi tepi phantom yaitu pada posisi jam 12, 3, 6, 9 tidak boleh melebihi nilai 2 *CT Number* dari nilai *CT Number* posisi tengah.

Dari hasil pengukuran diatas, dapat dianalisa bahwa nilai *CT Number* rata-rata dan uniformitasnya masih sesuai dengan standar karena pengukuran pada posisi tengah tidak melebihi nilai 4 *CT Number* dari 0 yaitu hanya 1.5 dan selisih antara nilai *CT Number* posisi tengah dan posisi jam 12, 3, 6, 9 tidak lebih dari 2 *CT Number*.

Faktor eksposi yang digunakan pada pengambilan gambaran uji kesesuaian *CT Number* rata-rata dan linieritas yaitu 120 kV, 300 mA dan *rotating time* 1 s sehingga perhitungan noise dihitung dengan menggunakan rumus :

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{kV_m}{120} \sqrt{\frac{mAs_m \times Slice\ Width_m}{300 \times 8}}$$

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{120}{120} \sqrt{\frac{300 \times 5}{300 \times 8}}$$

$$\sigma_s = \sigma_m \times 0,79$$

Noise pada posisi tengah fantom yaitu ;

$$\sigma_s = 3,936 \times 0,79$$

$$\sigma_s = 3,1$$

Perhitungan noise yaitu dengan cara noise pada tengah (sebagai noise maximal) dikurangi noise pada tepi fantom (sebagai noise minimal) ≤ 2 .

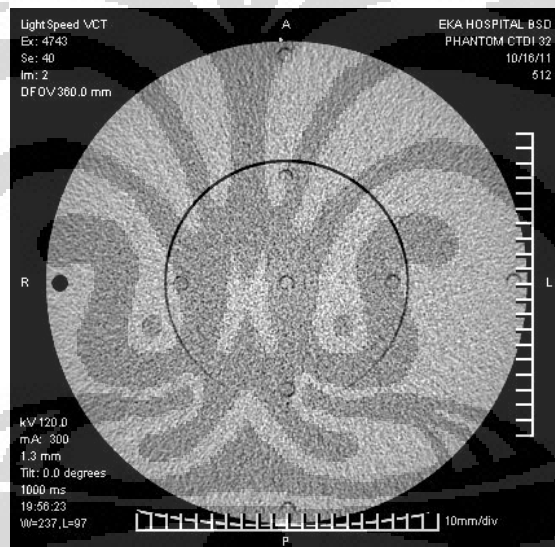
Tabel 4.5. Hasil perhitungan nilai noise

No	Posisi ROI	Nilai Noise	Noise max - Noise min
1	Jam 12	2,9	0,2
2	Jam 3	2,9	0,2
3	Jam 6	2,8	0,3
4	Jam 9	3,2	0,1

Dari hasil perhitungan pada tabel diatas didapatkan nilai noise pada pada pesawat CT Scan masih sesuai standar karena hasil selisih antar noise maximal dikurangi noise minimal kurang dari 2.

4.2. Evaluasi CTDI

Uji ini bertujuan untuk melihat keakuratan data dosis yang di berikan oleh pesawat CT Scan pada setiap pemeriksaan dengan cara menghitung perbedaan antara nilai CTDI pengukuran dengan data yang ada di pesawat CT scan. Pengukuran menggunakan fantom CTDI 32 cm karena sesuai dengan penelitian yang akan diteliti yaitu pemeriksaan pada bagian abdomen. Maksimal nilai toleransi penyimpangan sesuai dengan standar British Columbia CDC adalah 20%^[13].



Gambar 4.11. Hasil gambaran potongan fantom CTDI

Pengukuran dilakukan dengan variasi kolimator pada 1,25 mm, 2,5 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm dan 40 mm pada posisi tengah fantom dan arah jam 12, 3 dan 9. Pada posisi arah jam 6 tidak dilakukan pengukuran karena sangat sulit dalam peletakkan detektor yang dikhawatirkan dapat merusak detektor tersebut.

Tabel 4.6. Hasil perhitungan CTDI_{vol} pengukuran dengan CTDI_{vol} pada pesawat *CT Scan*

No	Kolimator (mm)	CTDI _{vol} pengukuran (mGy)	CTDI _{vol} pada pesawat <i>CT Scan</i> (mGy)	Kesalahan relatif (%)
1	1,25	40,94	45,19	9,40
2	2,50	32,50	33,63	3,36
3	5,00	35,98	36,71	2,00
4	10,00	29,31	30,81	4,87
5	20,00	25,75	27,21	5,38
6	40,00	24,48	25,67	4,62

Tabel 4.7. Uji kesesuaian pesawat *CT Scan*

No	Parameter	Hasil	Toleransi	Status
1	Sistem <i>Alignment Check Patient</i>	Terdapat pergeseran sebesar 1 mm	2 mm	Lolos
2	Keluaran <i>output kV</i>	Terdapat penyimpangan sebesar 1,5%	5 %	Lolos
3	Tebal irisan	Terdapat penyimpangan sebesar 0,22 mm	0,5	Lolos
4	Linearitas <i>CT Number</i>	Nilai koefisien korelasi sebesar 0,9948	> 0,990	Lolos
5	Resolusi kontras tinggi	Pasangan garis yang dapat dibedakan 0,7 lp/mm	Tidak ada	dijadikan base line
6	<i>CT Number</i> rata-rata dan uniformitas	Nilai noise terbesar yaitu 0,9	≤ 2	Lolos
7	CTDI	Kesalahan relatif terbesar yang didapat yaitu 9,4 %	20 %	Lolos

4.3. Hasil Perhitungan Dosis Pada Pemeriksaan CT Scan Whole Abdomen 3 Fase.

Perhitungan dosis ini menggunakan program imPACT dengan menghitung besarnya dosis yang diterima pasien secara keseluruhan dan organ-organ yang berada didalamnya. Parameter yang diperlukan untuk penghitungan menggunakan program imPACT adalah kV, mA, *rotating time*, *pitch* dan *detector coverage*.

Tabel 4.8. Data hasil DICOM pemeriksaan CT Scan whole abdomen 3 fase pada tegangan 120 kV

No	Sex	Fase	Arus tabung (mA)	Rotating time (s)	Pitch	Length (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
1	F	Pre kontras	219	0,5	1,375	44,0	6,45	325,41
		Arteri	219	0,5	1,375	44,0	6,45	325,41
		Vena	219	0,5	1,375	44,0	6,44	325,26
		Delay	219	0,5	1,375	44,0	6,44	325,26
2	F	Pre kontras	220	0,5	1,375	40,0	6,63	308,13
		Arteri	220	0,5	1,375	40,0	6,63	308,27
		Vena	220	0,5	1,375	40,0	6,62	307,85
		Delay	220	0,5	1,375	40,0	6,62	307,85
3	M	Pre kontras	145	0,5	1,375	45,0	4,32	222,27
		Arteri	145	0,5	1,375	45,0	4,32	222,11
		Vena	145	0,5	1,375	45,0	4,32	222,11
		Delay	145	0,5	1,375	45,0	4,32	222,27
4	M	Pre kontras	617	0,5	1,375	45,5	18,02	936,41
		Arteri	617	0,5	1,375	45,5	18,00	935,32
		Vena	617	0,5	1,375	45,5	18,00	935,32
		Delay	617	0,5	1,375	45,5	17,97	935,32
5	M	Pre kontras	447	0,5	1,375	51,5	13,40	776,95
		Arteri	447	0,5	1,375	51,5	13,38	775,90
		Vena	447	0,5	1,375	51,5	13,40	776,95
		Delay	447	0,5	1,375	51,5	13,39	776,43
6	M	Pre kontras	533	0,5	1,375	52,0	17,05	996,99
		Arteri	533	0,5	1,375	52,0	17,05	996,81

No	Sex	Fase	Arus tabung (mA)	Rotating time (s)	Pitch	Length (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
		Vena	533	0,5	1,375	52,0	17,05	996,99
		Delay	533	0,5	1,375	52,0	17,05	996,99
7	M	Pre kontras	245	0,5	1,375	46,5	7,27	385,09
		Arteri	245	0,5	1,375	46,5	7,27	385,09
		Vena	245	0,5	1,375	46,5	7,27	385,09
		Delay	245	0,5	1,375	46,5	7,27	385,09
8	M	Pre kontras	286	0,5	1,375	46,5	8,53	452,08
		Arteri	286	0,5	1,375	46,5	8,53	452,08
		Vena	286	0,5	1,375	46,5	8,53	452,08
		Delay	286	0,5	1,375	46,5	8,53	451,76
9	M	Pre kontras	274	0,5	1,375	45,0	8,31	427,53
		Arteri	274	0,5	1,375	45,0	8,31	427,53
		Vena	274	0,5	1,375	45,0	8,30	427,22
		Delay	274	0,5	1,375	45,0	8,31	427,53
10	M	Pre kontras	330	0,5	1,375	45,5	9,79	508,63
		Arteri	330	0,5	1,375	45,5	9,77	508,00
		Vena	330	0,5	1,375	45,5	9,76	507,07
		Delay	330	0,5	1,375	45,5	9,77	507,85
11	M	Pre kontras	180	0,5	1,375	43,0	5,41	267,85
		Arteri	180	0,5	1,375	43,0	5,41	267,41
		Vena	180	0,5	1,375	43,0	5,42	268,00
		Delay	180	0,5	1,375	43,0	5,41	267,71
12	F	Pre kontras	180	0,5	1,375	40,5	5,52	259,26
		Arteri	180	0,5	1,375	40,5	5,51	258,83
		Vena	180	0,5	1,375	40,5	5,52	259,26
		Delay	180	0,5	1,375	40,5	5,51	258,83
13	F	Pre kontras	500	0,5	1,375	45,5	15,02	780,34
		Arteri	500	0,5	1,375	45,5	15,02	780,34
		Vena	500	0,5	1,375	45,5	15,02	780,34
		Delay	500	0,5	1,375	45,5	15,02	780,34
14	F	Pre kontras	303	0,5	1,375	40,0	9,10	422,70
		Arteri	303	0,5	1,375	40,0	9,10	422,70

No	Sex	Fase	Arus tabung (mA)	Rotating time (s)	Pitch	Length (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
		Vena	303	0,5	1,375	40,0	9,09	422,56
		Delay	303	0,5	1,375	40,0	9,10	422,70
15	F	Pre kontras	500	0,5	1,375	45,5	15,02	780,34
		Arteri	500	0,5	1,375	45,5	15,02	780,34
		Vena	500	0,5	1,375	45,5	15,02	780,34
		Delay	500	0,5	1,375	45,5	15,02	780,34
16	F	Pre kontras	415	0,5	1,375	48,5	12,43	683,09
		Arteri	415	0,5	1,375	48,5	12,43	683,09
		Vena	415	0,5	1,375	48,5	12,44	683,75
		Delay	415	0,5	1,375	48,5	12,43	683,09
17	F	Pre kontras	500	0,5	1,375	44,5	15,02	765,32
		Arteri	500	0,5	1,375	44,5	15,02	765,32
		Vena	500	0,5	1,375	44,5	15,02	765,32
		Delay	500	0,5	1,375	44,5	15,02	765,32
18	F	Pre kontras	280	0,5	1,375	43,0	8,39	414,93
		Arteri	280	0,5	1,375	43,0	8,38	414,63
		Vena	280	0,5	1,375	43,0	8,38	414,48
		Delay	280	0,5	1,375	43,0	8,40	415,52
19	F	Pre kontras	344	0,5	1,375	39,5	9,88	454,32
		Arteri	344	0,5	1,375	39,5	9,88	454,32
		Vena	344	0,5	1,375	39,5	9,89	454,60
		Delay	344	0,5	1,375	39,5	9,88	454,32
20	M	Pre kontras	282	0,5	1,375	48,0	8,65	466,70
		Arteri	282	0,5	1,375	48,0	7,62	411,18
		Vena	282	0,5	1,375	48,0	7,62	411,18
		Delay	282	0,5	1,375	48,0	7,62	411,18
21	F	Pre kontras	500	0,5	1,375	38,0	15,02	667,73
		Arteri	500	0,5	1,375	38,0	15,02	667,73
		Vena	500	0,5	1,375	38,0	15,02	667,73
		Delay	500	0,5	1,375	38,0	15,02	667,73
22	M	Pre kontras	500	0,5	1,375	45,0	15,02	765,32
		Arteri	500	0,5	1,375	45,0	15,02	765,32

No	Sex	Fase	Arus tabung (mA)	Rotating time (s)	Pitch	Length (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
		Vena	500	0,5	1,375	45,0	15,02	765,32
		Delay	500	0,5	1,375	45,0	15,02	765,32
23	M	Pre kontras	500	0,5	1,375	46,0	15,02	780,34
		Arteri	500	0,5	1,375	46,0	15,02	780,34
		Vena	500	0,5	1,375	46,0	15,02	780,34
		Delay	500	0,5	1,375	46,0	15,02	780,34
24	F	Pre kontras	251	0,5	1,375	43,5	7,40	366,05
		Arteri	251	0,5	1,375	43,5	7,41	366,35
		Vena	251	0,5	1,375	43,5	7,40	366,20
		Delay	251	0,5	1,375	43,5	4,40	366,05
25	F	Pre kontras	360	0,5	1,375	43,0	10,61	519,41
		Arteri	360	0,5	1,375	43,0	10,61	519,56
		Vena	360	0,5	1,375	43,0	10,62	519,85
		Delay	360	0,5	1,375	43,0	10,61	519,56

ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 1.0.3 24/08/2010

Scanner Model:		Acquisition Parameters:	
Manufacturer:	GE	Tube current	330 mA
Scanner:	GE LightSpeed VCT	Rotation time	0.5 s
kV:	120	Spiral pitch	1.375
Scan Region:	Body	mAs / Rotation	165 mAs
Data Set:	MCSET20 Update Data Set	Effective mAs	120 mAs
Current Data:	MCSET20	Collimation	40 mm
Scan range		Rel. CTDI	Look up 0.86 at selected collimation
Start Position:	1 cm Get From Phantom Diagram	CTDI (air)	Look up 30.0 mGy/100mAs
End Position:	47 cm	CTDI (soft tissue)	32.1 mGy/100mAs
Organ weighting scheme ICRP 103		$mCTDI_w$	Look up 9.5 mGy/100mAs
		$CTDI_w$	15.7 mGy
		$CTDI_{vol}$	11.4 mGy
		DLP	525 mGy.cm

Organ	w_T	H_T (mGy)	$w_T H_T$	Remainder Organs	H_T (mGy)
Gonads	0.08	8.4	0.67	Adrenals	15
Bone Marrow	0.12	6.9	0.83	Small Intestine	16
Colon	0.12	15	1.8	Kidney	18
Lung	0.12	5	0.6	Pancreas	14
Stomach	0.12	17	2	Spleen	15
Bladder	0.04	17	0.69	Thymus	0.72
Breast	0.12	0.91	0.11	Uterus / Prostate (Bladder)	17
Liver	0.04	15	0.62	Muscle	7.1
Oesophagus (Thymus)	0.04	0.72	0.029	Gall Bladder	17
Thyroid	0.04	0.064	0.0026	Heart	7.2
Skin	0.01	5.3	0.053	ET region (Thyroid)	0.064
Bone Surface	0.01	9.7	0.097	Lymph nodes (Muscle)	7.1
Brain	0.01	0.0024	0.000024	Oral mucosa (Brain)	0.0024
Salivary Glands (Brain)	0.01	0.0024	0.000024	Other organs of interest	H_T (mGy)
Remainder	0.12	10	1.2	Eye lenses	0.00057
Not Applicable	0	0	0	Testes	2.4
Total Effective Dose (mSv)			8.7	Ovaries	14
				Uterus	16
				Prostate	17

Scan Description / Comments	
-----------------------------	--

© Nicholas Keat for ImpACT, 2000-2009
Imaging Performance Assessment of CT Scanners, an MHRA Evaluation centre
<http://www.impactscan.org>

Gambar 4.12. Tampilan program estimasi dosis impACT per fase

Tabel 4.9. Tabel estimasi dosis menggunakan program imPACT pada tegangan 120 kV

No	Sex	Diameter efektif (cm)	Arus tabung (mA)	Length (cm)	Dosis efektif per fase (mSv)	Dosis efektif pada ke empat fase (mSv)
1	F	34,90	219	44,0	5,7	23
2	F	35,72	220	40,0	5,3	21
3	M	32,31	145	45,0	3,8	15
4	M	45,06	617	45,5	16	64
5	M	39,80	447	51,5	13	54
6	M	41,23	533	52,0	16	64
7	M	34,06	245	46,5	6,5	26
8	M	36,66	286	46,5	7,7	30
9	M	34,64	274	45,0	7,3	28
10	M	36,08	330	45,5	8,7	35
11	M	33,20	180	43,0	4,5	18
12	F	30,30	180	40,5	4,3	17
13	F	35,10	500	45,5	13	53
14	F	31,43	303	40,0	7,2	29
15	F	40,99	500	45,5	13	53
16	F	40,12	415	48,5	12	45
17	F	40,79	500	44,5	13	52
18	F	34,90	280	43,0	7	28
19	F	37,31	344	39,5	8	32
20	M	35,50	282	48,0	7,6	31
21	F	28,28	500	38,0	11	45
22	M	38,37	500	45,0	13	51
23	M	33,76	500	46,0	13	52
24	F	34,90	251	43,5	6,3	25
25	F	32,62	360	43,0	9	36

Keterangan :

Setiap pasien mengikuti pemeriksaan fase pre kontras, arteri, vena dan delay, pada setiap fase diperoleh dosis efektif yang sama.

ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 1.0.3 24/08/2010

Scanner Model:		Acquisition Parameters:	
Manufacturer:	GE	Tube current	330 mA
Scanner:	GE LightSpeed VCT	Rotation time	2 s
kV:	120	Spiral pitch	1.375
Scan Region:	Body	mAs / Rotation	660 mAs
Data Set:	MCSET20 Update Data Set	Effective mAs	480 mAs
Current Data:	MCSET20	Collimation	40 mm
Scan range		Rel. CTDI	Look up 0.86 at selected collimation
Start Position:	1 cm Get From Phantom Diagram	CTDI (air)	Look up 30.0 mGy/100mAs
End Position:	47 cm	CTDI (soft tissue)	32.1 mGy/100mAs
Organ weighting scheme ICRP 103		n CTDI _w	Look up 9.5 mGy/100mAs
		CTDI _w	62.8 mGy
		CTDI _{vol}	45.7 mGy
		DLP	2100 mGy.cm

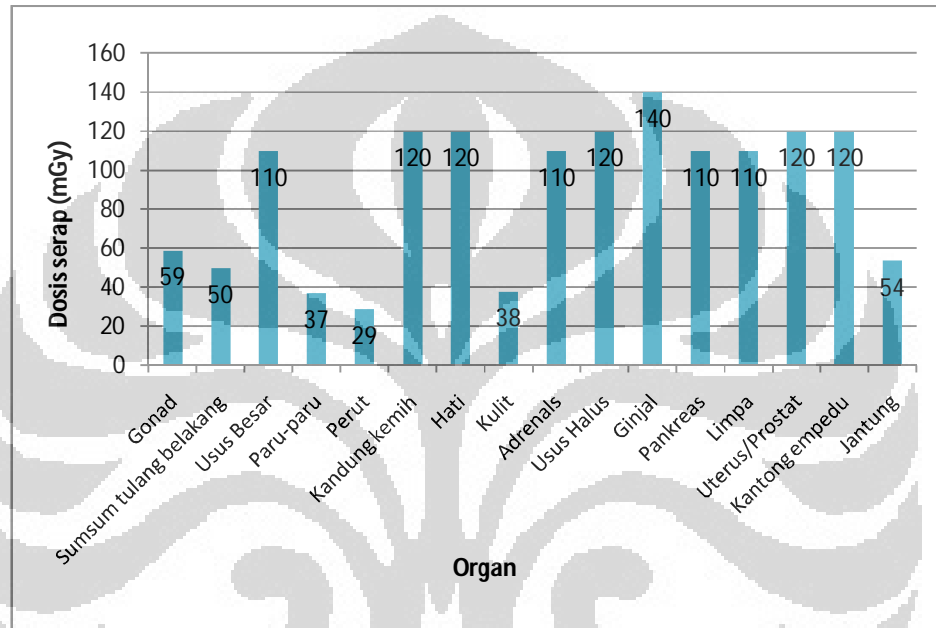
Organ	w _T	H _T (mGy)	w _T H _T	Remainder Organs	H _T (mGy)
Gonads	0.08	34	2.7	Adrenals	59
Bone Marrow	0.12	28	3.3	Small Intestine	63
Colon	0.12	60	7.2	Kidney	74
Lung	0.12	20	2.4	Pancreas	56
Stomach	0.12	67	8	Spleen	60
Bladder	0.04	69	2.8	Thymus	2.9
Breast	0.12	3.7	0.44	Uterus / Prostate (Bladder)	66
Liver	0.04	62	2.5	Muscle	28
Oesophagus (Thymus)	0.04	2.9	0.11	Gall Bladder	67
Thyroid	0.04	0.26	0.01	Heart	29
Skin	0.01	21	0.21	ET region (Thyroid)	0.26
Bone Surface	0.01	39	0.39	Lymph nodes (Muscle)	28
Brain	0.01	0.0094	0.000094	Oral mucosa (Brain)	0.0094
Salivary Glands (Brain)	0.01	0.0094	0.000094	Other organs of interest	H_T (mGy)
Remainder	0.12	41	4.9	Eye lenses	0.0023
Not Applicable	0	0	0	Testes	9.5
Total Effective Dose (mSv)			35	Ovaries	58
				Uterus	64
				Prostate	69

Scan Description / Comments	
-----------------------------	--

© Nicholas Keat for ImpACT, 2000-2009
 Imaging Performance Assessment of CT Scanners, an MHRA Evaluation centre
<http://www.impactscan.org>

Gambar 4.13. Contoh Estimasi total dosis efektif menggunakan impACT

Dari hasil perhitungan dosis menggunakan *software* imPACT, didapatkan organ-organ yang mendapatkan dosis radiasi yang cukup besar pada pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 fase* sehingga faktor resiko yang diterima oleh organ tersebut semakin tinggi. Hal ini sesuai dengan prinsip radiasi yaitu semakin besar radiasi yang didapatkan organ maka semakin besar faktor resiko yang akan diterima oleh organ tersebut.



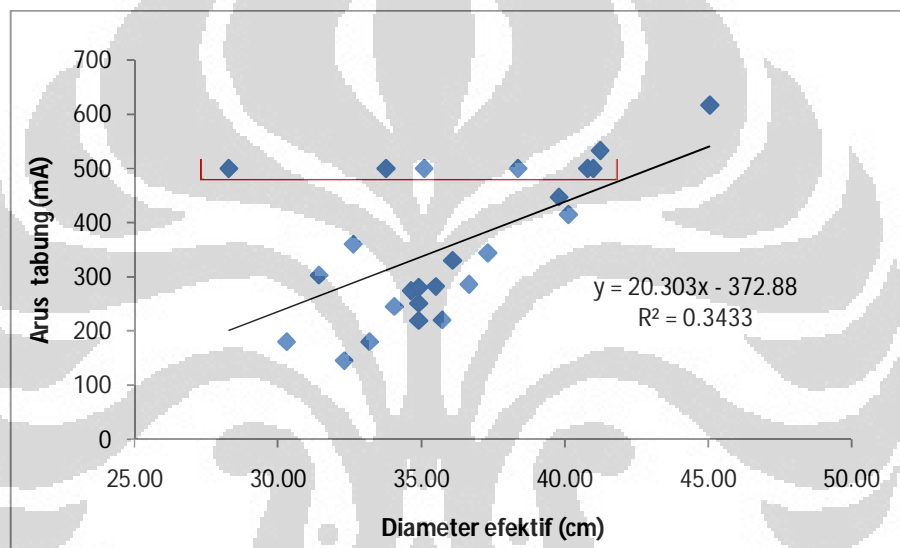
Gambar 4.14. Contoh organ dalam pasien yang terkena dosis radiasi pada pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 fase*.

Tabel 4.10. Dosis organ dan dosis efektif per pasien

No	Organ	Dosis organ per pasien (mGy)																								
		pasien 1	pasien 2	pasien 3	pasien 4	pasien 5	pasien 6	pasien 7	pasien 8	pasien 9	pasien 10	pasien 11	pasien 12	pasien 13	pasien 14	pasien 15	pasien 16	pasien 17	pasien 18	pasien 19	pasien 20	pasien 21	pasien 22	pasien 23	pasien 24	pasien 25
1	Gonad	21	20	14	59	54	77	30	34	29	34	17	17	50	27	50	60	49	27	31	34	45	53	53	25	35
2	Sunsum tulang belakang	18	16	12	50	41	49	20	24	22	28	14	14	41	23	41	35	41	22	25	24	35	41	41	20	28
3	Usus Besar	38	37	26	110	83	99	45	53	50	60	31	31	90	50	90	77	89	49	58	52	83	91	91	45	64
4	Paru-paru	13	6.1	8.7	37	44	50	11	12	10	20	8.9	5.9	30	11	30	23	27	14	9.5	17	10	19	25	11	14
5	Perut	44	43	29	29	92	110	49	57	54	67	36	35	100	60	100	84	100	56	67	57	96	99	100	50	71
6	Kandung kemih	44	42	30	120	96	120	53	62	58	69	36	35	100	54	100	90	100	56	64	61	90	110	110	51	74
7	Hati	41	39	27	120	86	100	45	52	50	62	33	32	93	55	93	77	93	52	61	53	86	91	92	46	65
8	Kulit	13	12	9.1	38	33	39	16	19	17	21	11	10	32	17	32	29	31	17	19	19	26	31	32	15	22
9	Adrenals	39	37	26	110	84	99	43	50	47	59	32	31	90	52	90	74	89	49	57	51	80	86	88	44	62
10	Usus Halus	41	41	28	120	85	100	47	54	52	63	34	34	95	57	95	79	95	53	65	54	94	95	95	48	68
11	Ginjal	49	49	32	140	100	120	54	64	61	74	40	40	110	67	110	92	110	62	76	63	110	110	110	56	80
12	Pankreas	37	35	25	110	79	94	41	48	45	56	30	29	85	50	85	70	84	47	55	48	78	82	84	42	59
13	Limpa	40	39	26	110	83	99	44	51	49	60	32	32	91	54	91	75	91	50	60	51	86	89	90	45	64
14	Uterus/Prostat	43	42	29	120	92	110	50	59	56	66	35	34	100	55	100	86	99	54	64	58	91	100	100	50	71
15	Kantong empedu	44	44	29	120	91	110	49	57	55	67	36	36	100	61	100	84	100	56	68	57	99	100	100	50	72
16	Jantung	19	7.5	13	54	68	77	14	16	13	29	12	7.2	44	15	44	32	39	19	12	25	13	24	34	14	17
	Total dosis efektif (mSv)	23	21	15	64	54	64	26	30	28	35	18	17	53	29	53	45	52	28	32	31	45	51	52	25	36

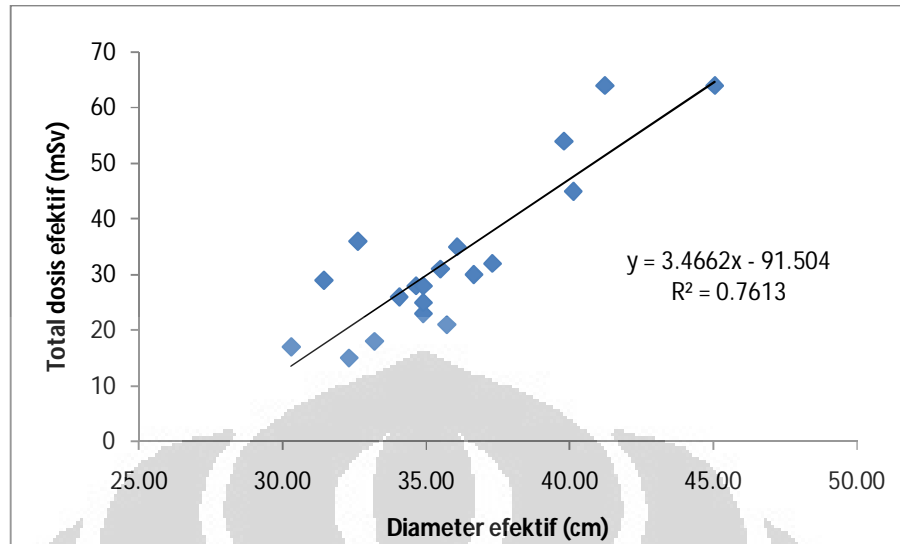
Dari Tabel 4.10 didapatkan hasil, organ yang paling besar mendapatkan dosis serap pada pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 fase* adalah ginjal yaitu berkisar dari 32 mGy sampai dengan 140 mGy. Dosis efektif yang diterima oleh pasien pada penelitian ini yaitu berkisar dari 15.2 mSv sampai dengan 64 mSv.

Dari data yang didapatkan pada penelitian ini pemberian arus tabung (mA) diberikan secara manual dan otomatis dengan penggunaan *Automatic Exposure Control* (AEC). Berikut ini adalah grafik hubungan antara pemberian arus tabung (mA) dengan diameter efektif.



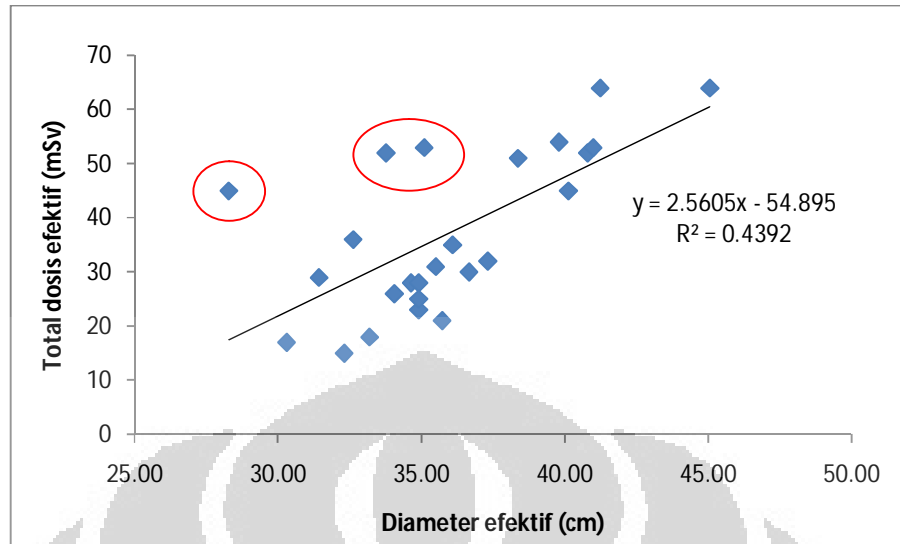
Gambar 4.15. Grafik hubungan diameter efektif (cm) dengan arus tabung (mA)

Pada grafik diatas terdapat 6 titik yang ditandai dengan warna merah mempunyai arus tabung (mA) konstan yaitu pada 500 mA yang merupakan pemberian arus tabung (mA) dengan cara manual yang diberikan kepada pasien. Dari grafik tersebut terlihat bahwa diameter pasien tidak berpengaruh terhadap arus tabung (mA) yang diberikan kepada pasien jika menggunakan mode pemberian arus tabung (mA) secara manual. Sedangkan pada mode pemberian arus tabung (mA) secara otomatis hubungan besarnya mA yang di berikan berbanding lurus dengan besarnya diameter efektif tubuh pasien.



Gambar 4.16. Grafik hubungan diameter efektif dengan total dosis efektif pada mode pemberian mA secara otomatis.

Dari Gambar 4.16. didapatkan grafik hubungan diameter efektif dengan total dosis efektif yaitu mempunyai pola yang berbanding lurus (nilai $R^2 = 0.7613$), semakin besar diameter tubuh pasien maka semakin besar dosis efektif yang akan di didapatkan oleh pasien tersebut. Hal ini disebabkan karena penggunaan mode pemberian arus tabung (mA) secara otomatis atau *Automatic Exposure Control* (AEC) pada pelaksanaan prosedur pemeriksaan terhadap pasien, dimana fungsi AEC adalah memberikan besarnya mA secara otomatis sesuai dengan atenuasi organ-organ pada hasil topogram yang diproses oleh komputer untuk mendapatkan hasil gambaran yang optimal.



Gambar 4.17. Grafik hubungan diameter efektif dengan total dosis efektif pada mode pemberian mA secara otomatis dan manual.

Pada gambar 4.17 yaitu grafik hubungan diameter efektif dengan total dosis efektif pada mode pemberian mA secara otomatis dan manual terdapat nilai dosis efektif yang naik drastis pada diameter 28 cm, 33 cm dan 35 cm dengan mendapatkan dosis efektif masing masing sebesar 45 mSv, 52 mSv dan 53 mSv. Hal ini dikarenakan pada pasien tersebut menggunakan mode pengaturan pemberian arus tabung (mA) secara manual dengan besarnya arus tabung (mA) sebesar 500 mA sedangkan untuk pasien-pasien yang lain menggunakan mode pemberian mA secara otomatis atau *Automatic Exposure Control* (AEC). Dari grafik diatas dapat dianalisa bahwa penggunaan mode pemberian mA secara AEC sangat berperan penting dalam mengurangi dosis yang didapatkan oleh pasien, hal ini terlihat juga pada nilai koefisien korelasi yang didapatkan dari persamaan grafik diatas yaitu $R^2 = 0.4392$.

Salah satu tujuan penelitian ini adalah menghitung potensi resiko terkena kanker yang didapatkan oleh pasien setelah melakukan pemeriksaan *CT Scan abdomen* 3 fase. Kanker merupakan salah satu efek stokastik yang ditimbulkan pada pemberian radiasi. Efek stokastik yaitu efek yang terjadi akibat paparan radiasi dengan dosis yang menyebabkan terjadinya perubahan pada sel. Dosis radiasi serendah apapun selalu terdapat kemungkinan untuk menimbulkan perubahan pada sistem biologik, baik pada tingkat molekul maupun sel. Radiasi dapat pula tidak membunuh sel tetapi mengubah sel. Sel yang mengalami modifikasi atau sel berubah ini mempunyai peluang untuk lolos dari sistem pertahanan tubuh yang berusaha untuk menghilangkan sel seperti ini.

Efek stokastik terjadi tanpa ada dosis ambang dan baru akan muncul setelah masa laten yang lama, tidak ada penyembuhan spontan. Semakin besar dosis, semakin besar peluang terjadinya efek stokastik, sedangkan keparahannya tidak bergantung kepada dosis.

Menurut literatur pada buku ICRP 60^[8], potensi resiko terkena pasien dapat diperkirakan dengan mengasumsikan hubungan respon dosis. ICRP mengestimasi bahwa resiko yang menyebabkan kanker radiogenic yaitu 5%/Sv atau 0,005%/mSv. dari data yang didapatkan pada penelitian ini, pasien yang berpotensi paling tinggi terkena kanker yaitu sebesar 0,32%.

Dari perkiraan potensi terkena kanker yang diterima oleh pasien pada penelitian ini yaitu pemeriksaan *CT Scan whole abdomen* 3 fase, faktor justifikasi harus sangat diperhatikan pada setiap pasien yang akan melakukan pemeriksaan *CT Scan* tersebut. Faktor justifikasi ini yaitu manfaat yang diterima oleh pasien harus lebih besar dibandingkan resiko yang akan diterima jika melakukan pemeriksaan *CT Scan whole abdomen* 3 fase. Selain itu, salah satu faktor yang dapat mengurangi dosis radiasi yang diterima oleh pasien secara efektif adalah pemberian besarnya tegangan tabung (mA) dengan menggunakan mode pemberian mA secara otomatis atau *Automatic Exposure Control* (AEC).

BAB V

PENUTUP

5.1. Kesimpulan

Melalui penelitian ini, dosis radiasi dan faktor resiko pada pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 fase* dapat disimpulkan bahwa :

1. Pesawat *CT Scan* yang digunakan dalam penelitian ini memenuhi syarat uji kesesuaian alat berdasarkan standar Australia Barat dan British Columbia CDC.
2. Hasil perhitungan CTDI_{vol} pengukuran dibandingkan dengan CTDI_{vol} pada pesawat *CT Scan* terdapat perbedaan sebesar 4.62 – 9.40 %, hal ini menunjukkan hasil tersebut masih bisa digunakan sebagai acuan dosis yang diterima pasien karena standar yang ditetapkan oleh British Columbia CDC adalah maksimal 20%.
3. Dari perhitungan menggunakan imPACT organ yang paling besar mendapatkan dosis equivalent pada pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 fase* adalah ginjal yaitu berkisar dari 32 mGy – 140 mGy. dosis efektif yang diterima pasien yaitu berkisar dari 15 mSv sampai dengan 64 mSv.
4. Resiko kanker berhubungan dengan diameter tubuh pasien, karena semakin besar diameter tubuh pasien maka semakin besar pula dosis yang diterima oleh pasien tersebut pada pemeriksaan *CT Scan whole abdomen 3 fase* tersebut sehingga resiko kanker yang diterima oleh pasien akan semakin meningkat. Pada penelitian ini, potensi resiko tertinggi yang diterima oleh pasien adalah sebesar 0.32 % dengan dosis efektif yang diterima oleh pasien tersebut adalah 64 mSv.
5. Berdasarkan gambar 4.15, 4.16 dan 4.17 terlihat bahwa pemberian mA secara manual memberikan dosis efektif yang cukup tinggi pada pasien dengan diameter efektif tubuh pasien yang kecil sehingga penggunaan AEC sangat dianjurkan.

6. Dari analisa gambaran grafik antara diameter efektif dengan dosis efektif, salah satu faktor yang dapat mengurangi dosis yang diterima oleh pasien pada saat pemeriksaan *CT Scan whole abdomen* 3 fase adalah penggunaan mode pemberian mA secara otomatis.

5.2. Saran

1. Faktor justifikasi harus sangat diperhatikan sebelum melakukan pemeriksaan *CT Scan whole abdomen* 3 fase mengingat dosis yang diterima oleh pasien cukup besar yaitu sampai dengan 64 mSv sehingga manfaat yang didapatkan harus lebih besar dari pada resiko yang akan diterima oleh pasien.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Evelyn C. Pearce (1999), Anatomi Fisiologi untuk paramedic.
- [2] Siemens Medical. Computed Tomography, Its History and Technology.
- [3] Goldwan L. Wee (2008). Principles of CT : Multislice CT. Journal Of Nuclear Medicine Technology.
- [4] Bushberg, Jerrold (2002). The Essential of Medical Imaging Second Edition. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.
- [5] Materi Kuliah Pencitraan Diagnostik I, semester III. Computer Tomography : Principles and Applications.
- [6] American Association of Physicists in Medicine (2008), The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. AAPM report no. 96.
- [7] Badan Tenaga Nuklir Nasional Kawasan Serpong Tangerang selatan (2009). Pedoman Keselamatan dan Proteksi Radiasi Kawasan Nuklir Serpong. Badan Tenaga Nuklir Nasional.
- [8] International Commission On Radiological Protection, Recommendations Of The International Commission On Radiological Protection, Publication 60, Annals Of The ICRP, Elsevier Publications, Oxford, Uk (1991).
- [9] <http://rsbweb.nih.gov/ij/docs/intro.html>
- [10] Radiological Council of Western Australia (2006). Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing, Government of Western Australia.

[11] Catphan[®] Manual (2005). The Phantom Laboratory

[12] <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>

[13] British Columbia Centre for Disease Control(2000), Diagnostic X-Ray Unit QC Standards In BC.

