



UNIVERSITAS INDONESIA

**ESTIMASI DOSIS RADIASI PADA PEMERIKSAAN CT SCAN
KEPALA**

SKRIPSI

**ELIA SOEDIATMOKO
0806364933**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
DEPOK
JUNI 2011**



UNIVERSITAS INDONESIA

**ESTIMASI DOSIS RADIASI PADA PEMERIKSAAN CT SCAN
KEPALA**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana sains

Oleh

ELIA SOEDIATMOKO

0806364933

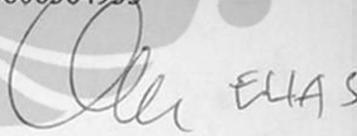
**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
DEPOK
JUNI 2011**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Elia Soediatmoko

NPM : 0806364933

Tanda Tangan :  ELIAS

Tanggal : Juni 2011

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh:

Nama : Elia Soediatmoko
NPM : 0806364933
Program Studi : S1 Ekstensi Fisika medis
Judul Skripsi : ESTIMASI DOSIS RADIASI PADA PEMERIKSAAN
CT SCAN KEPALA

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi S1 Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dwi Seno Kuncoro Sihono M.Si ()

Pembimbing : Heru Prasetio, M.Si ()

Penguji : Prof.DR. Djarwani SS. ()

Penguji : Kristina Tri Wigati, M.Si ()

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : Juni 2011

KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Tuhan semesta alam yang telah memberikan segala berkat dan anugrah atas penyertaanNya, sehingga penulis dapat menyelesaikan Penelitian Tugas Akhir sesuai rencana. Rasa syukur dan terimakasih penulis ucapkan karena walaupun banyak sekali kesulitan dan kendala yang penulis ditemui selama pengerjaan tugas akhir ini, namun atas jasa orang-orang di sekitar penulis maka tugas akhir ini dapat diselesaikan dengan baik. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis menyampaikan terima kasih yang setulus-tulusnya kepada:

1. Bapak **Dwi Seno Kuncoro Sihono, M.Si** selaku Dosen Pembimbing I dan **Heru Prasetio, M.Si** selaku Dosen Pembimbing II yang telah memberi saran dan juga masukan bagi penulis dalam melaksanakan penelitian dengan penuh kesabaran.
2. Ibu **Prof. DR. Djarwani SS.** dan Ibu **Kristina Tri Wigati, M.Si** selaku Dewan Penguji atas saran dan juga kritikan terhadap penulis sehingga penulis menjadi lebih berkembang.
3. Bapak **Syamsu Rosyid, Msi** yang telah membimbing dan memberikan solusi terbaik terhadap kesulitan yang dihadapi penulis dengan penuh kesabaran.
4. Bapak **dr. Andry, dr. Anastina Tahjoo, Bapak Hadi Prawoto, Ibu Theresia, Ibu Agustine** dan terlebih kepada **dr. Jeanne Leman, dr. Rusli** dan teman-teman **Radiologi Siloam Hospitals Lippo Village** yang telah memberi kesempatan, dorongan, dukungan selama penulis menempuh pendidikan Fisika Medis.
5. Istriku tercinta **F.C. Dian Graviyanti** dan anak – anakku **Wawa Gravelia Permana Prabawa** dan **Nema Gravelia Tama** atas doa, kasih sayang, perhatian, pengertian, serta dorongan semangat yang tak pernah padam, dan semua pengorbanan yang telah diberikan.

6. Sahabat-sahabatku Fisika Medis 2008 yang selalu memberi semangat dan motivasi tiada henti. Terima kasih atas kesediaan waktunya mendengarkan curhat dan juga keluh kesah selama pembuatan Tugas akhir ini.
7. Semua pihak yang ikut membantu dalam penyelesaian skripsi ini baik secara langsung maupun tidak langsung.

Penulis hanya dapat berdoa semoga Tuhan membalas semua kebaikan yang telah penulis terima selama ini . Penulis menyadari keterbatasan dan juga kemampuan yang dimiliki penulis dalam menyusun skripsi ini, maka dari itu penulis sangat mengharapkan saran dan juga kritik yang membangun untuk meningkatkan pengetahuan. Semoga skripsi ini bermanfaat dan dapat membantu perkembangan ilmu pengetahuan dalam bidang terapi. Amin

Depok, Juni 2011

Penulis

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

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

Nama : Elia Soediatmoko
NPM : 0806364933
Program Studi : S1 ekstensi Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis Karya : Skripsi

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

ESTIMASI DOSIS RADIASI PADA PEMERIKSAAN CT SCAN KEPALA

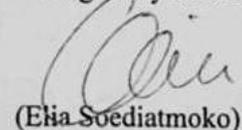
beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : Juni 2011

Yang menyatakan



(Elia Soediatmoko)

Nama : Elia Soediatmoko
Program Studi : S1 Fisika
Judul : ESTIMASI DOSIS RADIASI PADA PEMERIKSAAN
CT SCAN KEPALA

ABSTRAK

Pemeriksaan CT scan kepala sudah menjadi pemeriksaan rutin untuk kasus sakit kepala. Namun informasi dosis radiasi pemeriksaan CT scan kepala belum banyak diketahui. Informasi akan dosis ini sangatlah penting karena adanya organ yang sensitif terhadap radiasi seperti kelenjar thyroid, kelenjar air ludah, lensa mata dan otak kepala. Untuk mengetahui estimasi nilai dosis di organ kepala tersebut digunakan software ImPACT CT patient Dosimetry Calculator yang menggunakan nilai nCTDI_w yang diperoleh dari hasil pengukuran menggunakan detektor bilik ionisasi pensil berukuran 100 mm dengan obyek phantom CTDI berukuran 160 mm sebagai salah satu faktor penghitungan. Dari 15 pasien diestimasi dosis ekuivalen untuk dosis ekuivalen thyroid 0.072 mSv – 0.33 mSv, Kelenjar air ludah berkisar 0.66 mSv – 0.8 mSv, otak kepala 0.66 mSv - 0.8 mSv, Sedang untuk lensa mata dinyatakan dalam dosis organ karena alasan deterministik kemungkinan terjadinya katarak pada lensa mata karena radiasi, yakni sebesar 75 mGy – 91 mGy, serta total dosis efektif 3 mSv – 3.7 mSv, pada parameter uji 120 kV 300 mAs. Besar nilai dosis dipengaruhi oleh mAs, panjang scan dan pitch, sehingga proteksi radiasi terhadap organ thyroid harus dilakukan.

Kata kunci:
CT scan kepala, dosis, organ sensitif.

Name : Elia Soediatmoko
Program : Physic
Title : Radiation dose Estimation in head CT scan examination.

ABSTRACT

Head CT scan has become a rutin procedure to rule out headache symptoms, but dose radiation influences is yet to be known . Information dose of head CT scan is very important because there are organ at risk such thyroid, saliva glands, brain and eye lens. Using nCTDI_w values obtained from the measurement of 100 mm pencil ionization chamber on 16 cm CTDI phantom, combined with 15 patient data obtained from DICOM data patient, and estimated dose using imPACT CT patient dose calculator, estimated equivalent dose are, for thyroid 0.072 mSv – 0.33 mSv, saliva glands 0.66 mSv – 0.8 mSv, brain 0.66 mSv- 0.8 mSv and the eye lens are mention in organ dose because of deterministic reason of cataract formation rather than for effective dose calculation are 75 mGy – 91 mGy and estimated total dose effective are 3 mSv – 3.71 mSv at 120 kV 300mAs. The dose value is influenced by mAs, lenght of scan and pitch, for futher attention of radiation protection for thyroid gland area must be done.

*Key word:
Head CT Scan, dose, sensitive organ*

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iv
KATA PENGANTAR	v
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	vii
ABSTRAK	viii
DAFTAR ISI	x
1. PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Perumusan Masalah.....	2
1.3. Tujuan Penelitian.....	2
1.4. Batasan Masalah.....	2
1.5. Metodologi Penelitian.....	2
1.6. Sistematika Penelitian.....	3
2. LANDASAN TEORI	4
2.1. Computer Tomografi (CT) scan.....	6
2.1.1. Sejarah CT scan	6
2.1.2. Cara Kerja CT Scan	10
2.1.3. Dosis Radiasi	12
2.1.3.1. Dosis.....	12
2.1.3.2. Dosis Radiasi Computer Tomography CT Scan.....	14
2.2. DICOM reader	17
2.3. ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator Version 1.0.3 24/8/2010.....	18
3. METODE PENELITIAN	19
3.1. Uji Kualitas Radiasi.....	19
3.1.1. Pengukuran <i>Computer Tomography Dose Index (CTDI)</i>	20
3.2. Uji Kualitas Citra.....	22
3.2.1. Mean CT Number dan Uniformitas Citra.....	23
3.2.2. Linearitas CT Number.....	24
3.2.3. High Contrast dan line-pair.....	26
3.2.4. Slice thickness.....	27
3.3. Estimasi Dosis Pada Pemeriksaan CT Scan Kepala.....	28
4. HASIL DAN PEMBAHASAN	29
4.1. Uji Kualitas Radiasi.....	29
4.1.1. Evaluasi CTDI.....	29
4.2. Uji Kualitas Citra.....	30
4.2.1. Mean CT Number dan Uniformitas Citra.....	30
4.2.2. Linearitas CT Number.....	32
4.2.3. High Contrast	33
4.2.4. Slice thickness.....	36
4.3. Estimasi dosis dengan software Impact Dosimetry	38

5. PENUTUP	44
5.1. Kesimpulan	44
5.2. Saran	45
Daftar Pustaka	46



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	CT Scan Pertama	7
Gambar 2.2.	CT Scan SIEMENS SIRETOM	7
Gambar 2.3.	Hasil Gambaran CT Scan Dengan Matrik 80 x 80..	8
Gambar 2.4.	Empat Generasi CT Scan.....	9
Gambar 2.5.	Prinsip Dasar Cara Kerja CT Scan.....	11
Gambar 2.6.	Proyeksi Fan Beam.....	12
Gambar 2.7.	Profil Dosis Radiasi Sepanjang Garis Yang Tegak Lurus pada Bidang z.	15
Gambar 2.8.	Peralatan Untuk Mengukur CTDI.....	15
Gambar 3.1.	Pencil Ionisasi Chamber Exradin A101.....	19
Gambar 3.2.	PC Elektrometer Produksi Sun Nuclear.....	20
Gambar 3.3.	Pengukuran CTDI dengan phantom CTDI kepala..	20
Gambar 3.4.	Phantom CathPan Customized yang dipergunakan.	22
Gambar 3.5.	Gambar Ilustrasi Irisan Untuk Uniformitas Test.....	24
Gambar 3.6.	Gambar Irisan Untuk Llinearitas Test dan Tebal Irisan.....	25
Gambar 3.7.	Gambar Bead Untuk Pengukuran MTF.....	27
Gambar 3.8.	Gambar Line-Pair Test.....	27
Gambar 4.1.	Grafik CTDIvol Hasil Pengukuran dan CTDIvol Konsol	29
Gambar 4.2.	Gambar Uniformitas Mean CT Number.....	30
Gambar 4.3.	Gambar Linearitas CT Number.....	32
Gambar 4.4.	Hubungan CT Number Dengan Elektron Density..	33
Gambar 4.5.	Irisan Bead yang Dipergunakan untuk pengukuran MTF.....	34
Gambar 4.6.	Gambar <i>Crop</i> dengan pixel 128 x 128.....	34
Gambar 4.7.	Hubungan MTF dengan Spatial Frekuensi.....	35
Gambar 4.8.	Irisan Ramp untuk Slice Thickness.....	36
Gambar 4.9.	Grafik FWHM ramp untuk slice thickness.....	37
Gambar 4.10.	Grafik Hubungan Total mAs dengan DLP pada Konsol	40
Gambar 4.11.	Grafik Hubungan Total mAs dengan DLP pada ImPACT.....	40
Gambar 4.12.	Grafik Hubungan Panjang Scan dengan DLP pada Konsol.....	41
Gambar 4.13.	Grafik Hubungan Panjang Scan dengan DLP pada ImPACT.....	41
Gambar 4.14.	Grafik Rata-rata Panjang Scan Vs DLP	42
Gambar 4.15.	Hubungan Panjang Scan Rata-rata dengan Dosis Thyroid.....	43

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1.	Nilai Standar Kualitas Citra Dari Standar Australia Barat..	23
Tabel 3.2.	Densitas Elektron dari Material yang Dipergunakan Untuk Test Linearitas.....	25
Tabel 3.3.	Nilai High Contrast Resolution Untuk Matirks tertentu....	26
Tabel 4.1.	Perolehan CTDIvol Pengukuran dengan CTDIvol Konsol	29
Tabel 4.2.	Tabel Hasil Perhitungan Mean CT Number.....	31
Tabel 4.3.	Tabel Hasil Perhitungan Mean CT Number dari Standar Deviasi.....	31
Tabel 4.4.	Tabel Hasil Perhitungan Linearitas.....	32
Tabel 4.5.	Tabel Hasil Perhitungan Linearitas dari Phantom.....	32
Tabel 4.6.	Standar MTF Cutt-off.....	34
Tabel 4.7.	Tabel Panjang Rata-rata Ramp berdasar dari FWHM.....	37
Tabel 4.8.	Tabel Data DICOM yang Diperoleh dari Konsol CT Scan	38
Tabel 4.9.	Tabel Data DICOM yang Diperoleh dari ImPACT CT Patient Dosimetry.....	38
Tabel 4.10	Tabel Rata-rata Dosis Thyroid Dibanding Dengan Panjang Scan.....	42

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Saat ini teknologi makin berkembang mempengaruhi secara langsung bidang kedokteran. Jenis – jenis peralatan kedokteran, baik yang dipergunakan untuk mendeteksi suatu penyakit maupun yang dipergunakan untuk melakukan terapi suatu penyakit semakin beragam. Peralatan diagnostik canggih yang dipergunakan untuk mendeteksi suatu kelainan tubuh seperti CT scan, MRI, Ultrasonografi dan lain sebagainya semakin efisien dan mempunyai akurasi yang semakin baik ditunjang dengan meningkatnya peralatan komputer yang dipergunakan.

Salah satu alat tersebut adalah *CT Scan (Computer Tomografi Scanning)* yaitu suatu peralatan diagnostik yang mempergunakan Sinar-x dengan mempergunakan prinsip tomografi untuk mendapatkan gambaran irisan melintang tubuh. Sampai saat ini CT Scan telah berevolusi melalui serangkaian perubahan yang cukup signifikan, terutama pada penggambaran anatomi tubuh yang dihasilkan, perubahan kecepatan akuisisi data, perubahan struktur mekanikal peralatan dan pemberian efisiensi dosis yang lebih baik yang diberikan kepada pasien. Jenis pemeriksaan yang dilakukanpun semakin beragam tidak hanya melakukan evaluasi terhadap anatomi namun juga evaluasi terhadap fungsi fisiology .

Dengan makin meningkatnya teknologi yang diterapkan pada alat CT Scan ini memberikan keuntungan yang sangat besar, namun demikian keuntungan yang makin besar ini membawa serta beberapa konsekuensi, makin lebar detektor akuisisi data yang digunakan secara otomatis akan berpengaruh terhadap bukaan kolimator atau alat pembatas keluaran berkas sinar-x. Perubahan berkas yang keluar ini secara signifikan akan mempengaruhi jumlah dosis sinar-x yang mengenai pasien.

Pemeriksaan CT Scan kepala sendiri sudah menjadi hal yang rutin dewasa ini. Pemeriksaan didaerah kepala ini dilakukan untuk mengetahui kelainan karena

penyebab sakit kepala biasa, sakit kepala karena trauma atau terbentur, sakit kepala karena tumor, sakit kepala karena infeksi atau sakit kepala karena kelainan anatomi. Walaupun nilai dosis yang diberikan kepada pasien dapat diketahui melalui data yang otomatis ditampilkan pada monitor CT scan melalui *Computed Tomografi Dose Index (CTDI)* yang cukup mempermudah untuk melakukan evaluasi, namun untuk konfirmasi akurasi dosis dilakukan pengukuran dengan menggunakan detektor *pencil ion chamber* yang menggunakan obyek pengukuran phantom *Computed Tomografi Dose Index (CTDI)* untuk mendapatkan nilai CTDI, yang kemudian nilainya di bandingkan dengan nilai yang ada pada konsol CT scan serta untuk melakukan estimasi dosis yang diterima organ lain yang terkena radiasi yang termasuk *organ at risk* dengan menggunakan *software ImPACT CT patient dosimetry calculator version 1.0.3 24/8/2010*. Dengan menggunakan software ini dapat dievaluasi pengaruh mAs terhadap jumlah dosis yang diberikan.

1.2. Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang masalah di atas bagaimana pengaruh perubahan mAs terhadap dosis pada pemeriksaan CT scan kepala

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah untuk melakukan estimasi jumlah dosis radiasi pada pemeriksaan CT scan kepala dan menganalisa apa saja faktor yang berpengaruh terhadap jumlah dosis yang diterima pada *organ at risk* pada pemeriksaan kepala.

1.4. Batasan Masalah

Pada penelitian ini masalah yang akan diteliti dibatasi sesuai dengan judul yang diajukan yaitu : “Estimasi Dosis Radiasi Pada Pemeriksaan CT Scan Kepala”. Penelitian ini difokuskan pada besar dosis yang diterima pasien CT scan kepala serta factor-faktor yang mempengaruhinya.

1.5. Metodologi Penelitian

Yang dilakukan dalam penelitian pertama kali adalah memastikan pesawat CT scan dalam kondisi baik yaitu dengan melakukan uji kesesuaian dalam kualitas radiasi maupun dalam kualitas citra. Untuk kualitas radiasi menggunakan

phantom CTDI (berbahan akrilik dengan diameter 16 cm untuk pengukuran kepala) dengan detector *pencil ion chamber* dengan panjang aktif 100 mm. Uji kesesuaian dilakukan berdasarkan kombinasi standar Australia barat dengan menggunakan nilai standar dari British Columbia CDC.

Selanjutnya adalah dengan menggunakan data nCTDIvol dari hasil pengukuran dan data DICOM pasien sebanyak 15 data diperoleh *total mAs, panjang scan, Rotation time, CTDIvol* dan *Dose Length Product (DLP)*. Dari data tersebut akan diestimasi nilai dosis efektif pada organ at risk yang terpapar radiasi dengan menggunakan software ImPACT yang kemudian akan dianalisa pengaruh mAs terhadap dosis yang diberikan

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 Pada bab ini berisi tentang penjelasan secara umum latar belakang permasalahan, perumusan masalah, pembatasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika penulisan.
- BAB II. Teori dasar berisi landasan teori dari study literatur yang berhubungan dengan dosis CT kepala.
- BAB III. Metodologi penelitian menjelaskan langkah dan prosedur dari penelitian ini.
- BAB IV. Hasil dan Pembahasan menjelaskan tentang hasil pengukuran data dan analisa yang dapat diperoleh.
- BAB V. Penutup yang berisi kesimpulan dan saran- saran

BAB 2

LANDASAN TEORI

Computed Tomography Scanning adalah prosedur diagnostik atau tindakan pemeriksaan non invasif yang menggunakan sinar-x yang membantu seorang dokter untuk menegakkan diagnosa dan untuk menentukan tindakan lebih lanjut dari suatu kondisi pasien. Alat ini mampu memberikan gambaran diagnostik yang jauh lebih baik dibandingkan penggunaan alat pemeriksaan sinar-x konvensional.

Alat yang lain yang dapat dipergunakan untuk melakukan pemeriksaan kepala adalah *MRI (Magnetik Resonance Imaging)*. Namun hal yang menjadi dasar mengapa *CT scan* dipilih sebagai alat pemeriksaan dibandingkan dengan *MRI* adalah *CT Scan* dapat lebih cepat dan lebih nyaman dalam memberikan gambaran awal dibandingkan *MRI* yang relatif lebih lama dalam pemeriksaan serta kurang nyaman karena suara yang ditimbulkan, walaupun demikian untuk mendapatkan detil dan resolusi gambar jaringan lunak *MRI* akan dipergunakan untuk penentuan terapi lebih lanjut disesuaikan dengan kondisi pasien.

Prinsip dasar *CT scan* kepala bekerja berdasar atenuasi sinar-x yang menembus obyek yang diperiksa, digabung dengan metode tomografi, dengan peralatan komputer dapat direkonstruksi ulang irisan melintang obyek yang dilalui berkas sinar-x tadi. Lain halnya dengan *MRI*, alat ini bekerja dengan prinsip pembangkitan sinyal *MRI* yang diperoleh dari atom hidrogen yang diputar sumbu kutub atomnya menggunakan suatu frekuensi radio dan pada saat frekuensi radio dihilangkan atom akan kembali sejajar dengan sumbu atomnya (*equilibrium*) dan melepaskan energi yang dipergunakan untuk pembangkitan gambar. Masing-masing dari alat ini mempunyai kelebihan dan kekurangan yang tergantung dari kebutuhan informasi apa yang diperlukan dokter dalam memberikan terapi.

Secara umum seseorang dilakukan pemeriksaan menggunakan *CT scan* didaerah kepala dengan sebab antara lain :

- a. Cidera kepala.
- b. Curiga stroke iskemia atau stroke dengan pendarahan.
- c. Curiga tumor.

- d. Curiga kelainan pembuluh darah *Artery Vena Malformation (AVM)*.
- e. Curiga adanya Infeksi otak.
- f. Curiga pembengkakan cairan otak (*Hydrocephalus*).
- g. Curiga kelainan anatomy lainnya.

Dengan cepat diketahui penyebab kondisi pasien menggunakan alat ini, pasien dapat dengan segera diberikan terapi sehingga kemungkinan mengalami akibat yang fatal dapat dihindarkan.

Pemeriksaan dengan menggunakan CT scan ini bukannya tidak memerlukan suatu perhatian khusus. CT scan menggunakan sumber radiasi pengion (sinar-x) perhatian khusus harus dilakukan dengan menggunakan prinsip keselamatan dan kesehatan yaitu Justifikasi, limitasi dan optimasi. Ketiga prinsip ini harus selalu diperhatikan dalam melakukan pemeriksaan menggunakan sinar radiasi pengion dibidang medis.

Prinsip yang pertama Justifikasi adalah setiap pemanfaatan tenaga nuklir harus berlandaskan azas manfaat dimana resiko yang ditimbulkan oleh pemanfaatan tenaga nuklir harus jauh lebih kecil dibandingkan dengan manfaat yang diterima.

Prinsip kedua yaitu limitasi adalah nilai batas dosis yang ditetapkan oleh peraturan tidak boleh dilampaui. Dosis ekuivalen lensa mata dalam 1 tahun adalah 150 mSv (ICRU RS-6-11, *Occupational Radiation Protection*)

Prinsip yang ketiga adalah Optimasi adalah bahwa dalam pemanfaatan tenaga nuklir penyinaran harus diupayakan serendah mungkin dengan mempertimbangkan faktor sosial dan ekonomi.

Selain dari ketiga prinsip tadi pelaksanaan pemeriksaan menggunakan radiasi pengion harus sesuai dengan prinsip proteksi radiasi ALARA (*As Low As Reasonable Achieavable*) yaitu menggunakan radiasi pengion sesedikit mungkin yang tetap dapat memberikan gambaran yang bernilai diagnostik tinggi. Dengan memperhatikan prinsip ini pasien diharapkan tidak perlu mendapatkan dosis radiasi yang berlebihan yang tidak menguntungkan.

Faktor lain yang perlu mendapatkan perhatian dalam melakukan pemeriksaan CT scan kepala adalah adanya organ at risk di daerah kepala. *Organ at risk* di kepala antara lain : Lensa mata, Kelenjar air ludah dan kelenjar thyroïd

di daerah leher. Organ at risk ini harus mendapat dosis radiasi seminimal mungkin.

2.1. *Computed Tomografi (CT) Scan.*

2.1.1. Sejarah CT scan

Sejarah ditemukannya CT scan bermula pada tahun 1917 ketika seorang ilmuwan matematika J.H. Radon mengemukakan suatu cara perhitungan matematis untuk merekonstruksi suatu obyek dengan menggunakan suatu perhitungan integral. Kemudian tahun 1963, A.M. Cormack seorang *physicist* di *Groote schuur Hospitals* di Kapstadt yang tidak mempunyai pengetahuan tentang apa yang dikerjakan oleh J.H. Radon, Dalam penelitiannya A.M. Cormack mengembangkan suatu metode untuk merekonstruksi koefisien absorpsi benda dengan pengukuran transmisi. Tahun 1970, beliau mempelajari teori yang dikemukakan oleh J.H. Radon dan kemudian berhasil mengaplikasikannya namun pada radioastronomy (Claussen, 2004).

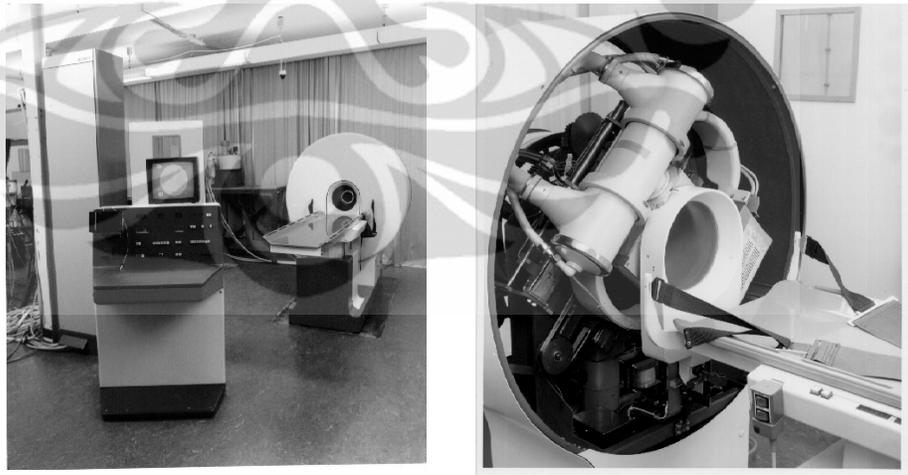
Tahun 1972, Sir Godfrey Newbold Hounsfield seorang ilmuwan dari Inggris, yang sekarang dikenal secara luas sebagai seorang penemu CT scan, beliau pertama kali menemukan metode aplikasi computed Tomography, penelitian CT scan yang beliau lakukan pada pertama kali adalah menggunakan radioisotop sebagai sumber pengukuran transmisi dan lama waktu pengukuran yang dilakukan adalah 9 hari. Penelitian beliau berlanjut dengan menggunakan tube sinar-x, sumber radiasi yang lebih kuat daya transmisinya, walau demikian dengan tube sinar-x ini beliau masih memerlukan waktu 9 jam untuk melakukan pengukuran (Claussen, 2004).

Sampai akhirnya beliau dapat membuat *prototipe* CT scan yang pertama, yang dipasang di Atkinson Morley's Hospitals di London. Beliau bekerja sama dengan seorang *neuroradiologist* J. Ambrose dalam penelitiannya kali ini dan berhasil melakukan scan terhadap pasien pertama pada tahun 1972. Penemuan ini yang memicu antusias di komunitas medis. (Gambar 2.1.)

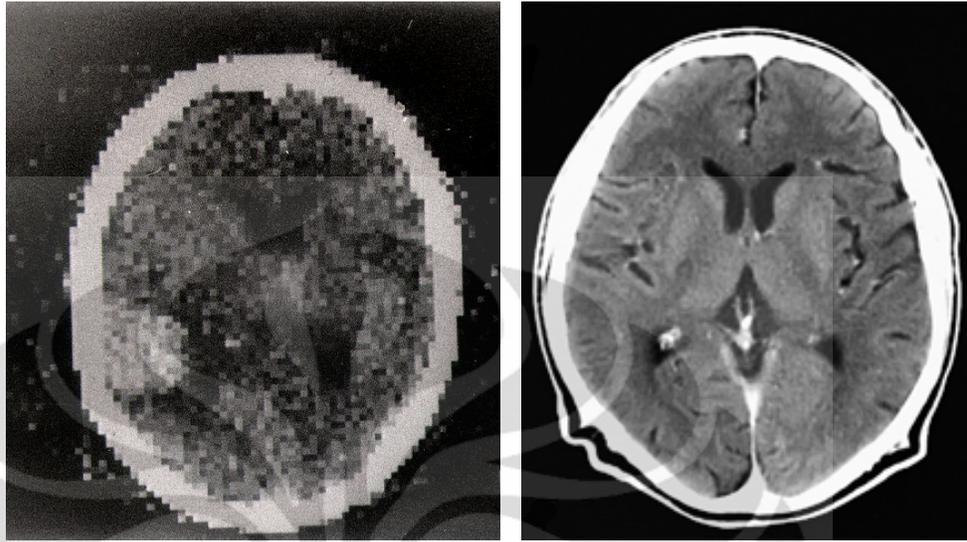
Sejarah perkembangan CT berlanjut pada tahun 1974 SIEMENS memperkenalkan CT scan yang kemudian dapat dipasarkan secara luas dengan nama SIRETOM dengan waktu akuisisi 7 menit dengan matrix 80 x 80 pixel, luas lapangan 25 cm dengan resolusi spatial 1.3 mm (4 LP/cm).



Gambar 2.1 CT Scan pertama yang diperkenalkan Sir G.N. Hounsfield tahun 1972(Claussen, 2004).



Gambar 2.2 CT scanner SIEMENS SIRETOM pada tahun 1974 di klinik Mayo Rochester, Minnesota (USA) (Claussen, 2004).

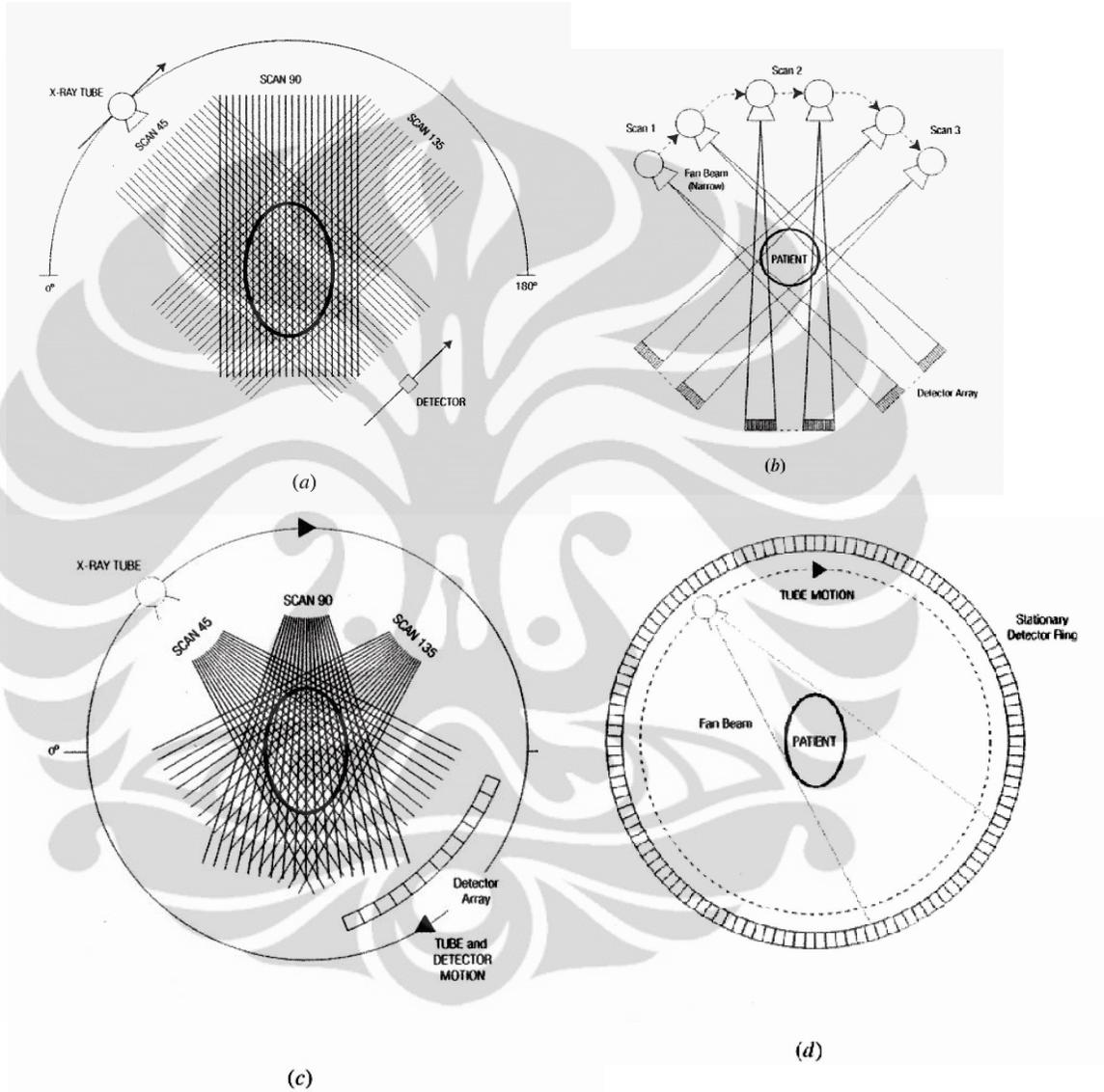


Gambar 2.3 Hasil gambaran CT Scan dengan Matrik 80×80 dengan resolusi spatial 1.3 mm (4 LP/cm) SIRETOM dibandingkan dengan SOMATOM PLUS 4 dengan matrik 512×512 dengan resolusi spatial 0.5 mm (24 LP/cm) (Claussen, 2004).

Dengan perkembangan penggunaan sinar-x yang sangat revolusioner ini membuat G.N. Hounsfield dan A.M. Cormack pada tahun 1979 menerima penghargaan Nobel atas karya nyata mereka terhadap perkembangan *Computer Tomography* dibidang medis. Dalam penemuannya G.N. Hounsfield secara nyata berhasil menggunakan tehnik rekonstruksi komputer untuk membuktikan bahwa struktur internal organ tubuh dapat di rekonstruksi dalam bentuk penggambaran berdasarkan pada pola atenuasi sinar-x yang menembus tubuh dari berbagai sudut. Sedangkan A.M. Cormack mendapatkan hadiah Nobel karena kontribusinya dalam mengembangkan algoritma pemrosesan signal yang cepat, yang dapat menghasilkan gambaran rekonstruksi pada CT scan berdasarkan dari metode perhitungan matematis yang ditemukan oleh Johann H. Radon.(Ohnesorge, 2007).

Sampai dengan generasi yang sekarang ada, CT telah mengalami beberapa kali perubahan, dimulai dari generasi pertama yang menggunakan prinsip Linear – rotating pencil beam system, generasi kedua yang menggunakan prinsip linear

dan *rotating fan beam system*, generasi ketiga yang menggunakan *prinsip rotating (tube dan detector)* dan generasi keempat *360° ring detector rotating tube system*.(Dawson, 2000).



Gambar 2.4 Empat Generasi CT scan (a) generasi pertama yang menggunakan prinsip Linear – rotating pencil beam system, generasi kedua yang menggunakan prinsip linear dan rotating fan beam system, generasi ketiga yang menggunakan prinsip rotating (tube dan detektor) dan generasi keempat 360° ring detector rotating tube system(Dawson, 2001).

2.1.2. Cara Kerja CT scan.

Sinar-x yang dikeluarkan dari tabung sinar-x dalam bentuk berkas yang menembus irisan melintang tubuh obyek yang diamati yang terletak diantara *Field of View (FoV)*. Struktur anatomy obyek yang diamati akan mengatenuasi sinar-x yang melewati obyek, sebelum akhirnya ditangkap oleh serangkaian detektor, yang biasanya terdiri dari 500 – 1000 detektor dalam satu baris yang terletak di arah yang berlawanan. Setiap elemen detector ini mengukur intensitas sinar-x yang teratenuasi yang melewati suatu obyek. Intensitas sinyal elektrik dari detektor kemudian di ubah oleh *Analog-Digital Conversion (ADC)*, menjadi suatu data masukan untuk komputer. Intensitas sinyal (I) kemudian diubah menggunakan suatu rumus intensitas (Pers 2.1), pada masing masing elemen detektor, untuk setiap sudut dari sumber sinar-x. (Ohnesorge, 2007).

$$\ln(I/I_0) = - \int_L \mu(x,y) \quad (2-1)$$

I_0 mewakili intensitas sebelum teratenuasi, nilai di udara atau sebelum memasuki obyek. Logaritma natural (\ln) dari (I/I_0) adalah akumulasi dari koefisien attenuasi sepanjang jalur obyek yang ditembus sinar- x. Integrasi sepanjang L berhubungan dengan jalur penyerapan sinar-x melalui distribusi absorpsi 2 dimensi $\mu(x,y)$ pada obyek. Koordinat (x,y) mewakili koordinat spasial pada bidang (x,y), nilai attenuasi dari semua elemen detektor pada satu baris akan membuat profil atenuasi dari suatu obyek yang disebabkan karena posisi angulasi dari sumber sinar-x dan baris detektor. Profile atenuasi ini disebut “*projection*”.

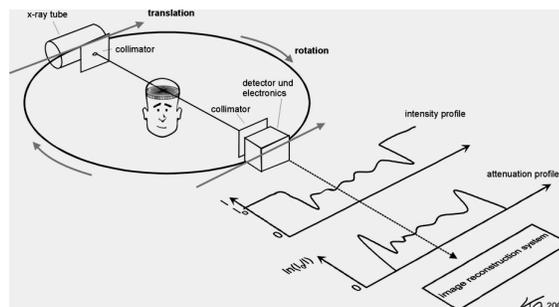
Sejumlah besar projection ($\sim 1000 - 2000$ proyeksi per rotasi) terjadi karena gerakan mekanis pada baris detektor dan tabung sinar-x yang mengelilingi pasien secara kontinyu. Data proyeksi ini sebagai dasar perhitungan distribusi atenuasi sinar-x dari morfologi pasien dalam irisan melintang. Teknik rekonstruksi alat CT scan modern menggunakan “*filtered back projection*” suatu teknik algoritma untuk rekonstruksi berbasis irisan *trans-axial* pada *parallel-beam*

geometry (gambar 2.5). Teknik ini membutuhkan transformasi numerik dari *projection fan-beam* dalam membuat gambaran. Selama *filtered back projection* untuk koreksi tampilan diaplikasikan suatu “ *reconstruction kernel* “ merupakan *high pass filter* untuk proyeksi yang menentukan *sharpness* dan *noise* pada bidang gambaran.

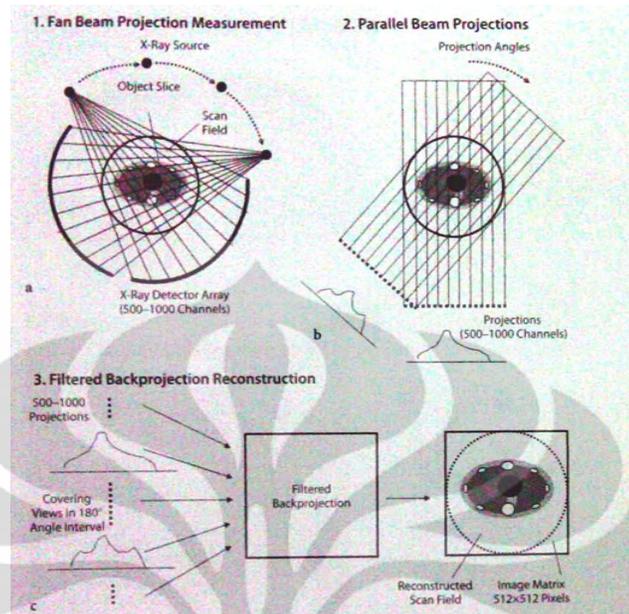
Penggambaran rekonstruksi irisan melintang diperlihatkan dalam bentuk *pixel matriks* (biasanya 512 x 512 pixel) yang setiap pixel mewakili koefisien atenuasi sinar-x pada anatomy yang sesuai. Koefisien atenuasi sinar-x kemudian ditransformasikan kedalam Hounsfield Unit (HU) yang mempunyai nilai antara -1024 sampai dengan 3071. Tampilan HU ini yang menjadi dasar tampilan gambar gray scale alat CT scan.

$$HU(x,y) = 1000 \frac{\mu(x,y) - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \quad (2-2)$$

Pada persamaan diatas μ_{water} mewakili atenuasi sinar-x pada air. Tipikal nilai HU untuk struktur anatomy biasa adalah; -1000 HU untuk udara, -100 sampai -50 HU untuk jaringan berlemak, 0 HU untuk air, 30 – 70 HU untuk darah dan jaringan otot, 130 – 500 HU untuk kalsifikasi, 200 – 500 HU untuk darah yang ditingkatkan kontrasnya dan 500 – 1500 untuk tulang. Lebar dari elemen detektor secara individu, ukuran focal spot dan jumlah proyeksi dari setiap rotasi menentukan resolusi spatial pada bidang gambar. Ketebalan berkas sinar-x pada arah longitudinal pasien menentukan ketebalan irisan dan juga resolusi spatial apada arah longitudinal.(Ohnesorge, 2007).



Gambar 2.5 Prinsip dasar cara kerja CT scan (Roupach, 2001)



Gambar 2.6 Proyeksi fan-beam yang terdiri dari 500 – 1000 data point a. Sejumlah besar proyeksi fan beam dihasilkan dari posisi pengukuran yang berbeda. B. Untuk algoritma rekonstruksi hasil pengukuran tadi diatur ulang menjadi proyeksi berkas yang sejajar menggunakan algoritma interpolasi 2 dimensi c. Komputasi final ditimbulkan dengan proses yang disebut back projection dari berkas sejajar yang di filter. (Ohnesorge, 2007)

2.1.3. Dosis radiasi

2.1.3.1. Dosis

a. Penyinaran (eksposure)

Besaran penyinaran (*exposure*) didefinisikan sebagai kemampuan radiasi sinar X untuk menimbulkan ionisasi di udara. Secara matematis dapat ditulis :

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \dots \quad (2-2)$$

dengan : X adalah penyinaran ($C.kg^{-1}$)

ΔQ adalah jumlah muatan pasangan ion dalam suatu volume (C)

Δm adalah jumlah massa dalam suatu volume (kg)

Dalam penerapan umumnya penyinaran menggunakan satuan Roentgen. (R),
(1 Roentgen = $2,58 \times 10^{-4}$ C/Kg)

b. Dosis Serap

Apabila sinar-x mengenai suatu bahan maka akan terjadi penyerapan energi. Dosis serap didefinisikan sebagai energi rata-rata yang diserap bahan persatuan massa bahan, secara matematis dapat dituliskan :

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \dots \quad (2-3)$$

dengan : D adalah dosis serap (J.kg^{-1}).
 ΔE adalah jumlah rata-rata energi (Joule).

Dalam penerapan umum satuan yang digunakan Rad untuk satuan yang lama sedang yang baru yang sesuai dengan SI adalah Gy (gray)

c. Dosis Ekivalen

Dosis serap lebih banyak digunakan atau berkaitan dengan pengaruh radiasi terhadap tubuh manusia atau sistem biologis. akan memberikan akibat atau efek yang berbeda pada sistem tubuh dan secara matematis dapat ditulis sebagai :

$$H = D \cdot Q. \quad (2-4)$$

dengan : H adalah dosis ekivalen (J.kg^{-1})
 Q adalah faktor bobot radiasi
 N adalah faktor modifikasi

Satuan yang sering digunakan untuk dosis ekivalen adalah Rem dan satuan SI adalah Sievert ($1 \text{ Sv} = 1 \text{ J.Kg}^{-1} \times Q$).

d. Dosis Efektif

Diasumsikan sebagai probabilistic efek stokastik dalam jaringan yang sebanding dengan dosis ekivalen pada jaringan . Dengan adanya sensitifitas jaringan yang berbeda maka factor bobot jaringan pun berbeda-beda.

$$E = H \cdot \omega_t \quad (2-5)$$

Dengan : E adalah dosis efektif ($J.kg^{-1}$)
 H adalah dosis ekivalen ($J.kg^{-1}$)
 ω_i adalah factor bobot jaringan

2.1.3.2. Dosis Radiasi Computed Tomography (CT) Scan

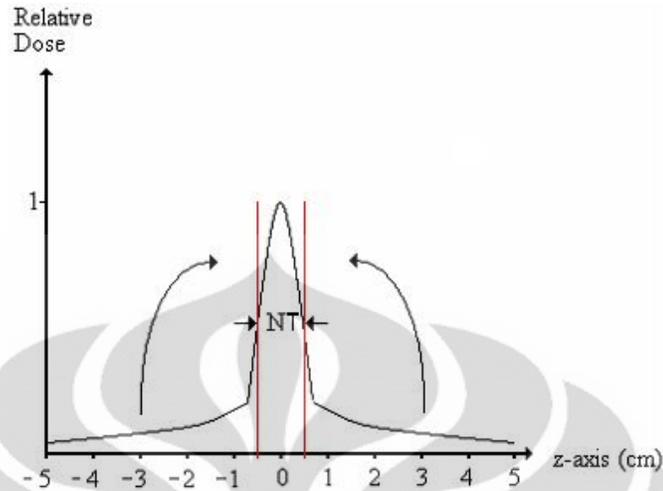
a. *Computed Tomography Dose Index (CTDI).*

Pada tahun 1981, The Bureau of Radiological Health, yang sekarang menjadi The Center for Device and Radiological Health memperkenalkan konsep baru untuk menghitung jumlah dosis radiasi yang diterima oleh pasien, terutama akibat pemeriksaan dengan menggunakan alat CT Scan. Konsep baru tersebut dikenal sebagai *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*. CTDI Didefinisikan sebagai integral dari profil dosis radiasi dari scan tunggal sepanjang sumbu z , yang dinormalisasikan pada tebal irisan. Teknik pengukuran ini menggunakan pengukuran bilik pengion (*ionization chamber*) tunggal dengan ukuran 100 mm.

Profile dosis radiasi dari irisan axial tunggal diperoleh dari lebar kolimasi dan adanya pengaruh penumbra serta radiasi hambur. Profile dosis yang berada diluar lebar kolimasi ini dikenal dengan sebagai *tails* dari distribusi dosis. *Tails* atau tambahan diluar kolimasi ini berperan besar terhadap total akumulasi dosis dari satu serial scan sepanjang sumbu longitudinal atau sumbu z . CTDI mewakili integral dari profil dosis radiasi dari scan axial tunggal termasuk dosis tails, dibagi nominal lebar berkas (ketebalan irisan) T yang besar dosis radiasinya dihitung pada setiap irisan *scan*. Sehingga CTDI mewakili dosis rata – rata dari phantom silinder yang homogen, maka perhitungan yang didapat merupakan perkiraan yang mendekati dari dosis pasien sebenarnya. (Bauhs, 2008).

$$CTDI = \frac{c \times D \times L}{T} \quad (2-6)$$

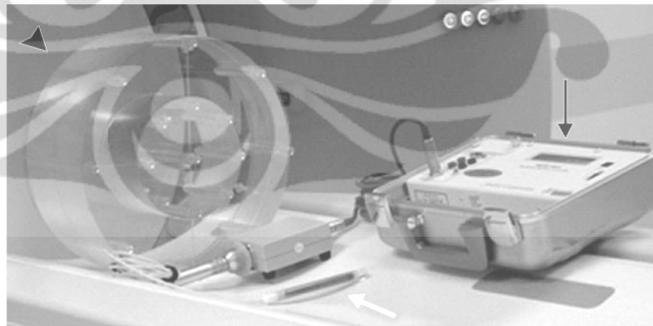
dengan : c adalah Faktor kalibrasi dosimeter.
 L adalah Panjang volume aktif ion chamber.
 T adalah tebal irisan.
 D adalah dosis yang diukur.



Gambar 2.7 Profil dosis radiasi sepanjang garis yang tegak lurus pada bidang z.
(Bauhs, 2008).

b. $CTDI_{100}$

Untuk memberikan standar pengukuran berdasarkan panjang obyek yang di scan diperkenalkan $CTDI_{100}$. $CTDI_{100}$ diukur berdasarkan integrasi dari profile dosis radiasi dari scan axial tunggal pada panjang pengukuran ± 50 mm dari tengah profile dosis. $CTDI_{100}$ diukur menggunakan bilik ionisasi pensil dengan panjang 100 mm dengan 3 cm^3 volume aktif dan menggunakan 2 *phantom acrilik* standar CTDI.



Gambar 2.8 Peralatan yang dipergunakan untuk mengukur $CTDI_{100}$ termasuk elektrometer (panah hitam), 100mm bilik ionisasi CTDI (panah putih) dan phantom CTDI terbuat dari Polymethylmethacrylate (ujung panah). (Bauhs, 2008).

Persamaan yang dipergunakan untuk menghitung $CTDI_{100}$

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} D(z) dz \quad (2-7)$$

c. $CTDI_w$

Dengan demikian sesudah diperkenalkan $CTDI_{100}$ penghitungan CTDI dapat bermacam-macam tergantung dari ukuran *Field of View (FoV)*. Untuk perhitungan dengan phantom tubuh (*body phantom*) CTDI biasanya diperoleh nilai dua kali lipat pada permukaan dibandingkan di tengah phantom. Sehingga diperlukan CTDI dengan pembobotan atau *CTDI weighted (CTDI_w)* untuk memberikan perkiraan rata-rata nilai CTDI yang tergantung pada ukuran FoV. $CTDI_w$ didefinisikan sebagai penjumlahan $\frac{1}{3}$ $CTDI_{100}$ yang diukur pada tengah pantom dan $\frac{2}{3}$ diukur pada periferal phantom.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100, \text{Center}} + \frac{2}{3} CTDI_{100, \text{Perifer}} \quad (2-8)$$

Berdasarkan standar 60601-2-44 yang ditetapkan oleh *international Electrotechnical Commission (IEC)* yang merupakan standar keamanan CT scan $CTDI_w$ harus menggunakan $CTDI_{100}$ dan ditentukan dalam kerangka dosis di udara. (tidak untuk di United State, namun di dipakai di Uni Eropa) untuk mengubah ke dosis di udara dipergunakan faktor f yang nilainya 0.87 Rad/R. Sedangkan menurut SI dimana Kerma udara yang dihitung, konversi dari air kerma ke dosis udara adalah 1.0 mGy/mGy. (Bauhs, 2008).

d. $CTDI_{vol}$

Semua pengukuran CTDI diukur menggunakan bilik ionisasi pensil dengan kondisi meja pemeriksaan yang tidak bergerak. Untuk menampilkan

perhitungan pada suatu protokol pemeriksaan tertentu dipergunakan CTDI_{vol} yang merupakan penghitungan CTDI_w pada suatu volume.

CTDI_{vol} ditentukan pada spiral CT scan, dimana rasio pergerakan meja dibagi putaran tabung (I) dengan jumlah nominal lebar berkas (NT) direferensi sebagai *Pitch*. CTDI_{vol} didefinisikan sebagai CTDI_w dibagi *Pitch*. CTDI_{vol} secara konsep merupakan hal yang sama dengan MSAD tetapi distandarisasi dengan jarak ± 50 mm dan dipergunakan suatu faktor untuk mengubah paparan atau pengukuran Kerma di udara menjadi dosis di udara. CTDI_{vol} mewakili dosis dosis dari scan volume dari protokol tertentu pada phantom standar. CTDI_{vol} menampilkan hasil keluaran CT scan bukan dosis pasien. Berdasarkan standar IEC 60601-2-44 CTDI_{vol} harus ditampilkan pada monitor alat CT Scan modern.

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{I} CTDI_w = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (2-9)$$

Dengan I = Pergerakan meja pada satu kali putar tabung

NT = Nominal lebar berkas.

$Pitch = I / NT$

e. **DLP (*Dose Length Product*)**

Dose Length Product adalah gambaran dosis pada seluruh irisan yang diperoleh dengan mengalikan CTDI_{vol} dengan panjang total irisan menggunakan satuan mGy.cm.

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{panjang scan} \quad (2.10)$$

2.2. **DICOM reader**

DICOM reader adalah *software* yang dipergunakan untuk mendapatkan data numerik dari data yang berbentuk gambar. *Software* yang dipergunakan untuk pengolahan ini bermacam-macam jenis dan formatnya. Dalam penelitian ini

yang dipergunakan untuk pengolahan adalah adalah *ImageJ* yaitu suatu *software* yang berbasis *java* dan *MxLiteView (MLV)* *software* yang dibuat oleh *Philips Medical System* untuk mengevaluasi data gambar yang berformat DICOM.

ImageJ adalah suatu program yang berbasis *java* yang yang dikembangkan oleh *Nasional institute of Health*, Maryland Amerika Serikat. *ImageJ* dapat memperlihatkan gambaran medis, melakukan *editing*, analisa, melakukan proses dan mencetak berbagai jenis ukuran gambar. *Software* ini mendukung banyak format seperti TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS dan dalam bentuk data mentah.

MxLiteView (MLV) adalah suatu *software* untuk melakukan evaluasi ringan terhadap gambar yang berformat DICOM. *Software* ini dikembangkan oleh *Philips Medical System* yang disertakan secara otomatis untuk melihat gambaran medis yang diberikan kepada pasien sesudah pasien melakukan pemeriksaan medis dan diberikan hasil gambar yang disimpan dalam bentuk CD.

2.3. *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator Version 1.0.3 24/8/2010.*

Software yang dikembangkan oleh *ImPACT, St George Hospital, knightbrigde Wing, Tooting, London SW17 0 QT*. Suatu *software* yang menggunakan program *spreadsheet MS-excel* untuk melakukan estimasi terhadap dosis organ dan dosis efektif yang diterima pasien pada alat CT scan

Di dalam program ini terdapat berbagai macam informasi jenis alat CT scan yang dapat dipergunakan beserta parameter, untuk memperkirakan dosis yang diterima pasien. Dari program ini dapat diperoleh informasi tentang dosis ekivalen dan dosis efektif pasien menggunakan parameter tertentu yang dipergunakan pada pasien.

Data aktual *nCTDI_w* dari *CTDI_{vol}* yang diperoleh pada pengukuran irisan tunggal 10 mm dengan parameter 120 kV dan 300 mAs dipergunakan sebagai acuan untuk melakukan estimasi.

BAB 3

METODE PENELITIAN

Pada Penelitian dilakukan menggunakan alat CT scan SIEMENS Definition. Alat CT scan ini adalah jenis CT scan *dual Source* yang mempunyai 2 buah tabung sinar-x masing-masing dengan detektor 64 slices. Dua buah tabung akan dipergunakan secara bersamaan pada pemeriksaan jantung dan pada pemeriksaan dual energy. Namun pada pemeriksaan kepala tabung yang dipergunakan hanya 1 saja.

Pada tahapan awal dilakukan terlebih dahulu uji kesesuaian yaitu uji kualitas radiasi dan uji kualitas citra.

3.1. Uji kualitas radiasi

Peralatan yang dipergunakan untuk pengukuran adalah phantom CTDI yang diukur menggunakan detektor pencil ion chamber Exradin A101 S/N XAD073331, alat ini mempunyai faktor kalibrasi 1.739×10^6 Gy/C (2010, Nainggolan, A), angka ketidak pastian ± 5 % dan PC elektrometer produksi *Sun Nuclear Corp.*

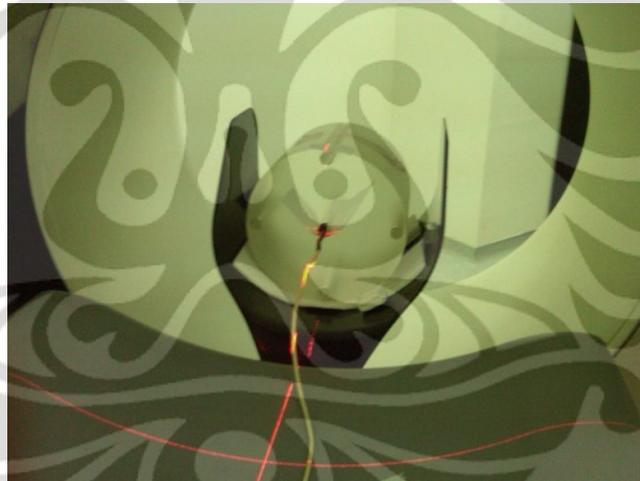


Gambar 3.1. Pencil Ionisasi Chamber Exradin A101



Gambar 3.2. PC elektrometer produksi *Sun Nuclear*.

3.1.1. Pengukuran *Computer Tomography Dose Index (CTDI)*



Gambar 3.3. Pengukuran CTDI dengan phantom CTDI kepala.

Tujuannya untuk mengukur CTDI dari irisan tunggal CT dari berbagai lokasi phantom pengukuran. Metode dengan meletakkan phantom khusus yang dipergunakan untuk pengukuran CTDI bagian kepala yang berdiameter 160 mm dengan memastikan posisi lubang phantom kongruen dengan lubang gantry CT scan. Kemudian dilakukan pengukuran pada 1 lobang yang terdapat di tengah dan 4 lainnya yang ada di bagian perifer menggunakan parameter 120 kV, 300 mAs.

Hasil bacaan elektrometer dikalikan panjang aktif pendose dibagi dengan tebal irisan (pada satuan yang sama). Dapatkan $CTDI_{100} \text{ mAs}^{-1}$. Hitung

pendose pada tengah gantry tanpa menggunakan phantom dan ini digunakan sebagai CTDI di udara untuk tebal irisan yang dinominasikan (diukur). Menggunakan persamaan (2.6.)

$$CTDI = \frac{c \times D \times L}{T}$$

dengan :

- C : faktor kalibrasi dosimeter.
- D : Dosis yang terbaca pada elektrometer.
- L : Panjang aktif pendose.
- T : Tebal Irisan.

Pada kondisi standar CTDI dinyatakan sebagai dosis per 100 mAs dengan ion chamber yang diletakkan pada tengah phantom. Pengukuran dilakukan dengan variasi lebar kolimator tunggal yaitu 0.6 mm, 1.2 mm, 3 mm, 5 mm dan 10 mm.

Untuk mendapatkan nilai CTDI dengan pembobotan (CTDI_w) dilakukan dengan menggunakan persamaan (2.8.):

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p$$

dengan :

- CTDI_c : Pengukuran CTDI di tengah.
- CTDI_p : Pengukuran CTDI di pinggir.

Selanjutnya dilakukan perhitungan untuk menentukan CTDI_{vol} yang merupakan nilai CTDI pada irisan helikal. Persamaan didapat dengan membagi CTDI_w dengan pitch yang merupakan rasio gerakan meja per putaran tabung dengan besar kolimator persamaan (2.9.)

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{I} CTDI_w = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

dengan :

- N : Jumlah detektor
 T : Tebal irisan
 I : Gerakan meja per putaran tabung
 Pitch : Gerakan meja per putaran tabung / besar kolimator.

3.2. Uji kualitas Citra

Uji kualitas citra dilakukan untuk memastikan kualitas CT scan selalu dalam kondisi optimum untuk melakukan pemeriksaan. Alat yang dipergunakan untuk melakukan uji kualitas citra adalah Phantom catphan customised. Adapun hal-hal yang diamati adalah *CT number* dan uniformitas, Linearitas dari *CT number*, *High kontras* dan *slice thickness*.



Gambar 3.4. *Phantom Catphan customised* ini yang dipergunakan untuk melakukan uji kualitas citra.

Dengan nilai standar adalah sesuai dengan tabel sebagai berikut:

Tabel 3.1. Nilai standar kualitas citra dari standar Australia barat.

Parameter	Nilai standar (batas toleransi)
Image Noise	Max. Noise - min. Noise ≤ 2 CT
CT values	Koefisien korelasi > 0.99
CT number uniformitas	Tengah ± 4 CT number Perifer ± 2 CT dari tengah
Slice thickness	± 0.5 mm

3.2.1. Mean CT Number dan uniformitas citra

Tujuan dari pengukuran *mean CT number* adalah untuk mengukur *mean CT number* pada air serta *uniformitas* dan *noise* gambar. Metode pengukuran yang dilakukan menggunakan phantom customised yang diisi dengan air. Uniformitas dari citra dihitung dengan membandingkan mean dari 4 ROI pada $2/3$ radius dari tengah phantom dengan mean ROI yang ditengah.

Assesment dan evaluasi :

- *Mean CT number* pada *Region of Interest* bagian tengah tidak boleh melebihi nilai pada ± 4 angka CT numbers
- Uniformitas CT Number citra pada ROI yang berada di tengah tidak lebih dari ± 2 angka CT number dari ROI yang berada di pinggir.
- Untuk melakukan perhitungan dari factor scan yang bervariasi yang digunakan pada saat perhitungan, digunakan standar factor yaitu 120 kV, 300 mAs, dengan ketebalan 8 atau 10 mm (ketebalan yang biasa dipergunakan) untuk menghitung variasi nilai noise diantara ROI yang berbeda.

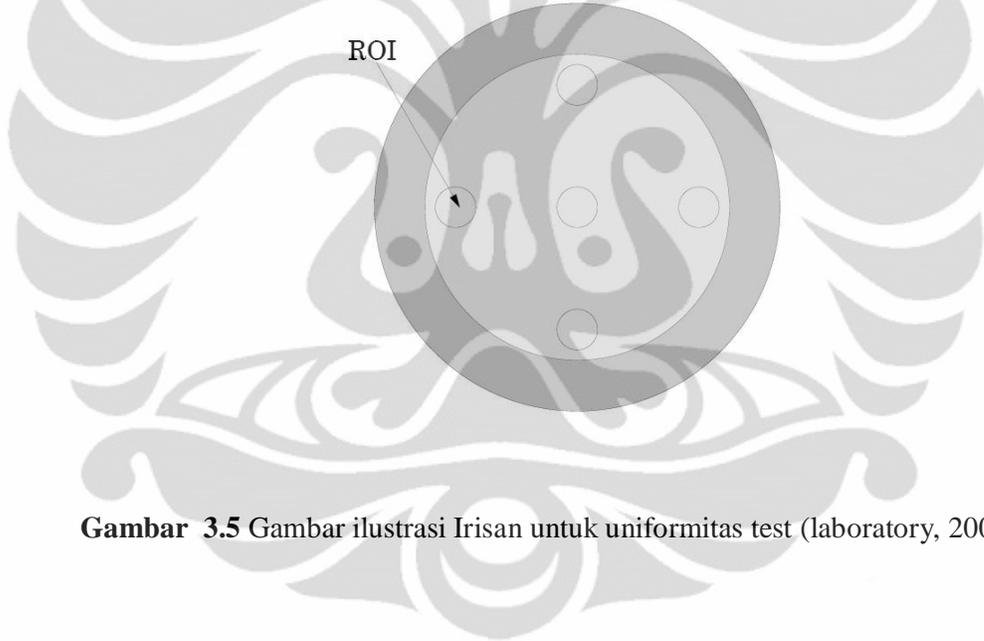
Untuk mengkonversi nilai noise σ_m dari set yang diukur (m) ke nilai σ_s set yang diperoleh dari nilai standar digunakan rumus :

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{kV_m}{120} \sqrt{\frac{mAs_m \times slice\ width_m}{300 \times 8}} \quad (3-1)$$

Dengan :

- σ_s adalah Noise.
- σ_m adalah standar deviasi.
- kV_m adalah nilai kV pada saat melakukan scan pada phantom.
- mAs_m adalah nilai mAs pada saat melakukan scan pada phantom.
- $Slice\ width_m$ slice width pada saat melakukan scan pada phantom.

- Nilai Noise tidak boleh lebih dari 2 CT nilai standar.
- Maximum noise – minimum noise ≤ 2 angka CT number



Gambar 3.5 Gambar ilustrasi Irisan untuk uniformitas test (laboratory, 2005).

3.2.2. Linieritas *CT number*

Tujuan dari pengukuran ini adalah untuk mengukur linearitas *mean CT number* dengan densitas elektron pada material tertentu. Metode pengukuran yang dilakukan menggunakan phantom customised pada bagian yang berisi udara, *Low Density Polyethylene (LDPE)*, delrin dan teflon.

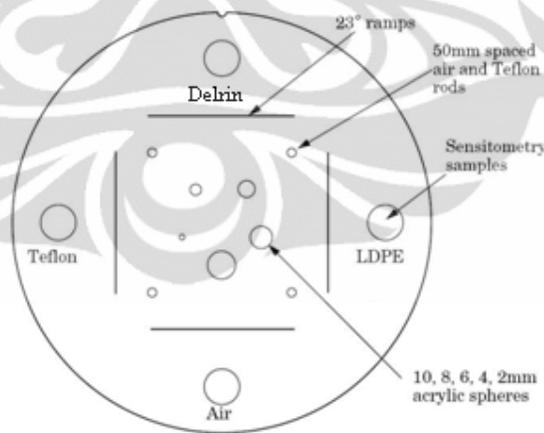
Assesment dan evaluasi :

- CT number yang diukur diharapkan mempunyai hubungan linear dengan koefisien atenuasi linear dari tabel.
- Koefisien atenuasi linear dari material pada energi berkas efektif dibandingkan dengan yang ada pada tabel per unit volume.

Hitung hubungan korelasi dari garis regresi CT number (sumbu y) dan densitas elektron (sumbu x). Korelasi koefisien harus lebih besar dari 0.99

Tabel 3.2 Densitas elektron dari material yang dipergunakan untuk test linearitas.

Material	Densitas (g.cm ³)	Densitas elektron (elektron.m ³ x 10 ²⁶)	CT Number
Udara	0.00129	4	-1000
LDPE	0.925	3180	-100
Delrin	1.42	4560	340
Teflon	2.151	6220	990



Gambar 3.6. Gambar Irisan untuk linearitas test dan tebal irisan (laboratory, 2005).

3.2.3. *High contrast dan line-pair*

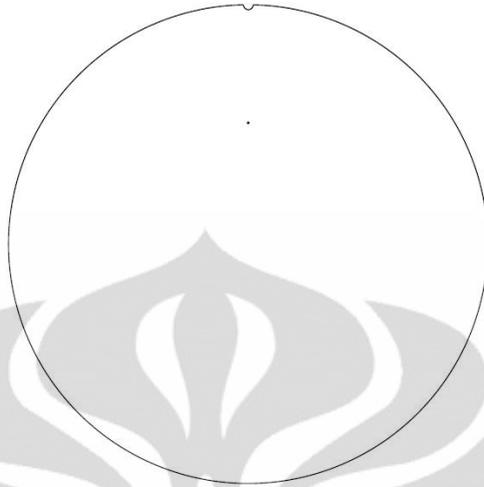
Tujuan dari pengukuran ini adalah untuk mengukur *kemampuan high contrast resolution* alat. Metode pengukuran yang dilakukan adalah melakukan irisan pada bagian pengukuran *high contrast resolution* yang berisi *bead dan line-pair set*.

Assesment dan evaluasi :

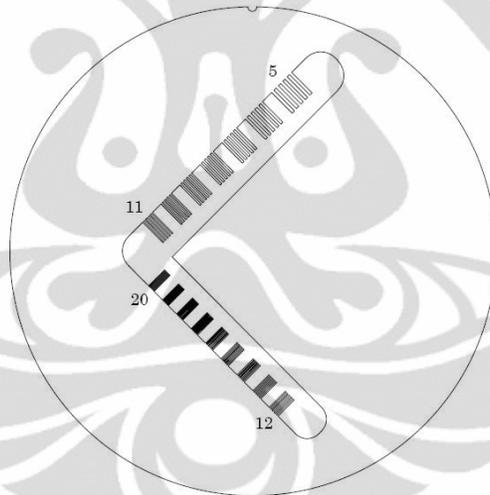
- Gunakan *bead* untuk melakukan pengukuran MTF.
- Untuk *line pair test* gunakan *window width* yang lebar untuk mengukur resolusi.
- Pada *line pair test* catat frekuensi tertinggi yang benar-benar terlihat pada *line pair*.mm⁻¹
- Bandingkan hasil pengukuran dengan tabel berikut :

Tabel 3.3 Nilai *High contrast Resolution* untuk matriks tertentu.

Matrik Rekonstruksi	MTF Cut-off (mm ⁻¹)	lp.mm ⁻¹
256	≥ 0.5	≥ 0.5
512	≥ 1.0	≥ 1.0
1024	≥ 2.0	≥ 2.0



Gambar 3.7 Gambar *bead* untuk pengukuran MTF (laboratory, 2005).



Gambar 3.8 Gambar *Line-pair test*. (laboratory, 2005).

3.2.4. *Slice thickness*

Tujuan dari pengukuran ini adalah untuk evaluasi tebal irisan dengan *Full Width Half Maximum (FWHM)* nilai dari sensitifitas profil.

Metode pengukuran :

1. Letakkan phantom sehingga ramp berada pada posisi dan sudut yang benar (gambar 3.6).
2. Pilih tebal irisan dan lakukan scan pada phantom dengan faktor 120 kV, 300 mAs yang biasa dipergunakan (10 mm) dan jumlah proyeksi, FoV dan filter rekonstruksi yang biasa dipergunakan untuk kepala.
3. Ukur panjang *ramp* atau FWHM pada tengah dan pada pinggir dan dikalikan dengan 0.42 atau dari $\tan 23^\circ$ untuk mendapatkan tebal irisan.

Assesment dan evaluasi :

- Ramp harus diatur dengan benar antara sudut dan letak irisan.
- Perhitungan irisan harus mempunyai toleransi ± 0.5 mm.

3.3. Estimasi dosis pada pemeriksaan CT scan kepala

Nilai dosis yang diperoleh pada pemeriksaan CT scan kepala yang ditampilkan pada konsol CT scan hanya menampilkan dosis rata-rata yang diperoleh untuk kepala. Sementara dosis pada *organ at risk* tidak ditampilkan . Untuk menampilkannya dipergunakan suatu software yang dapat memberikan estimasi dosis *organ at risk* dengan menggunakan data yang diperoleh dari data DICOM pasien. Data yang diperlukan untuk kalkulasi estimasi dosis pada *organ at risk* ini berupa data *kV*, *mAs*, *pitch*, *detector coverage* yang dipergunakan, total mAs yang dipergunakan dan *rotation time*,

Sebanyak 15 data pasien CT scan kepala dipergunakan untuk estimasi nilai dosis pada organ at risk, DLP dan juga nilai total dosis efektif. Data yang diperoleh dari hasil estimasi menggunakan software ImPACT CT patient dosimeter ini kemudian dianalisa mengenai faktor-faktor yang berpengaruh.

BAB 4
HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Uji kualitas radiasi

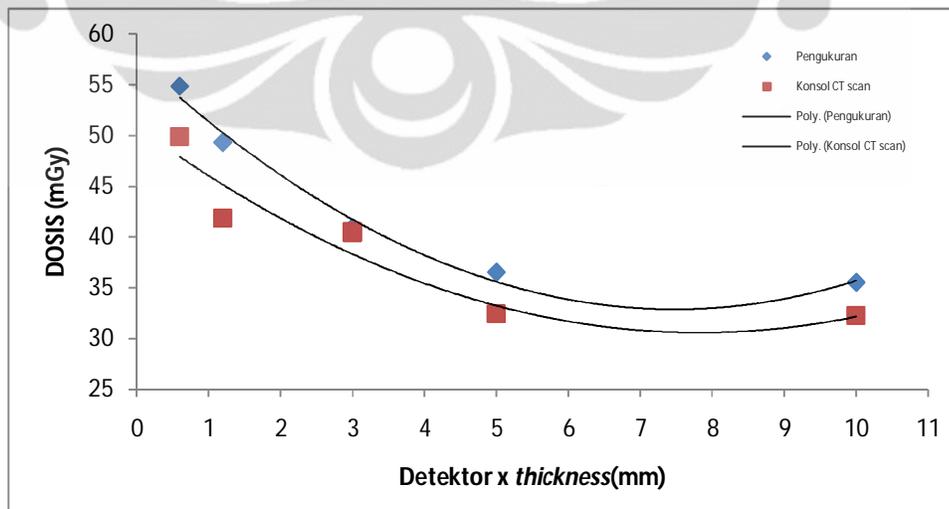
4.1.1 Evaluasi CTDI

Uji kualitas radiasi yang dilakukan pada phantom CTDI kepala menggunakan *detector pencil ion chamber Exradin A101* serta *PC electrometer* pada kolimasi terkecil pada ukuran detector diperoleh :

Tabel 4.1. Perolehan CTDI_{vol} pengukuran dengan CTDI_{vol} konsol

No.	Tegangan Tabung (kV)	Arus Tabung (mA)	Waktu Scan (dtk)	Ukuran Detektor (mm)	Tebal Irisan (mm)	Jumlah Irisan	CTDI _{vol} Pengukuran (mGy)	CTDI _{vol} Konsol (mGy)	%
1	120	300	1	0.6	0.6	1	54.91	49.89	10.07%
2	120	300	1	1.2	1.2	1	49.32	41.85	17.86%
3	120	300	1	3	3	1	40.83	40.47	0.89%
4	120	300	1	5	5	1	36.53	32.4	12.74%
5	120	300	1	10	10	1	35.56	32.22	10.35%

Nilai standar perbedaan nilai CTDI adalah $\pm 20\%$, dari data yang diperoleh diatas menunjukkan alat masih dalam rentang standar yang diperbolehkan. Nilai CTDI_{vol} yang ada pada konsol CT scan masih dapat memperlihatkan jumlah dosis yang diterima pasien.



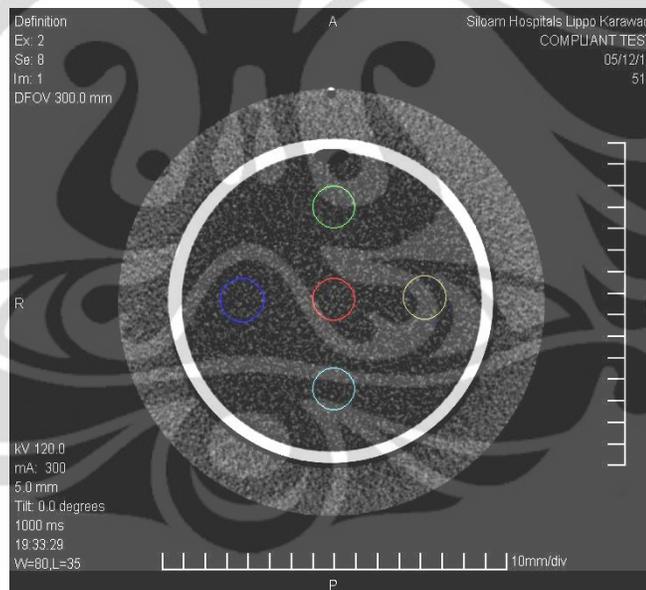
Gambar 4.1. Grafik CTDI_{vol} hasil pengukuran dan CTDI_{vol} konsol.

4.2 Uji kualitas Citra

4.2.1 Mean CT Number dan uniformitas citra

Pengukuran *Mean CT Number* dan uniformitas citra dilakukan karena CT number berpengaruh terhadap kepadatan suatu organ yang diperiksa, nilainya harus sesuai antara obyek yang diperiksa dengan citra yang dihasilkan.

Dari uji *Mean CT Number* dan uniformitas citra diperoleh hasil pengukuran Mean CT Number dan uniformitas citra menggunakan *phantom customised* pada area yang berisi air. Parameter pengukuran 120 kV, 300 mAs dengan 5 mm ketebalan irisan. Pengukuran dilakukan dengan *software MxLite View* untuk membuat *Region of Interest (ROI)* 1 buah pada tengah gambar irisan dan 4 berikutnya pada area perifer sesuai dengan posisi jam 3, jam 12, jam 9 dan jam 6.



Gambar 4.2. Gambar Uniformitas *mean CT number*.

Tabel 4.2. Tabel hasil perhitungan mean CT number.

Posisi	Jumlah Pixel	Nilai Minimum	Nilai maksimum	CT Number	Standar Deviasi
Tengah	856	-17	17	-1	5.2
Jam 3	856	-14	16	-2	4.9
Jam12	856	-18	18	-2	4.9
Jam 9	856	-16	13	-2	4.8
Jam 6	856	-18	13	-2	4.6

Gambar irisan yang diuji pada terlihat pada gambar 4.2. Sedangkan tabel nilai CT number dan standar deviasinya dapat dilihat pada tabel 4.2. Hasil uji dinyatakan sesuai apabila nilai CT number yang ada ditengah tidak melebihi nilai CT number sebesar 4 dan nilai CT number di perifer tidak melebihi nilai CT number sebesar 2.

Perhitungan nilai noise (Lampiran 1.) diperoleh menggunakan persamaan (3.1) :

$$\sigma S = \sigma m \frac{kVm}{120} \sqrt{\frac{mAsm \times lebar \ irisan \ m}{300 \times 8}}$$

Diperoleh nilai sebagai berikut :

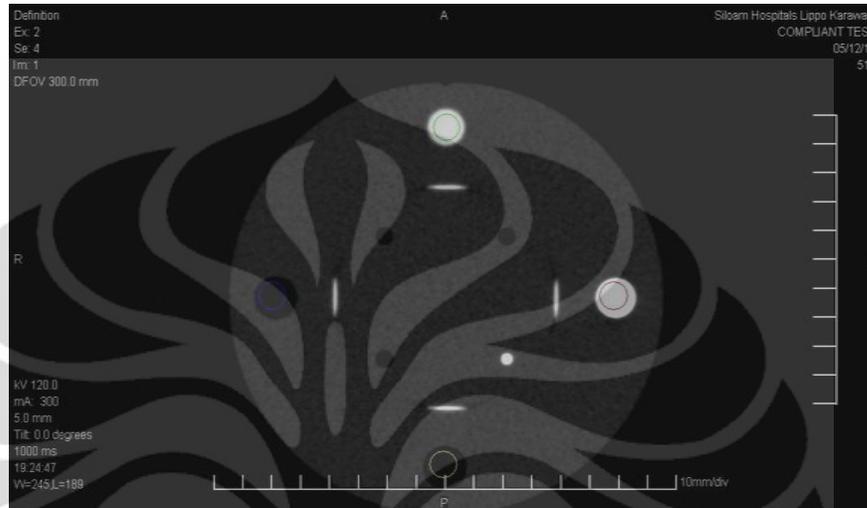
Tabel 4.3. Tabel hasil perhitungan mean CT number dari standar deviasi

Posisi	Standar Deviasi	Nilai Noise σ
Tengah	5.2	4.111
Jam 12	4.9	3.874
Jam 3	4.9	3.874
Jam 6	4.8	3.795
Jam 9	4.6	3.637

Perhitungan noise dilakukan dengan menghitung Maximum noise – minimum noise ≤ 2 angka CT number dan diperoleh nilai 0.473 sehingga nilai noise (0.473

≤ 2). Dari cara pengujian diatas alat CT scan dapat melewati uji *mean CT number* dan uniformitas serta *noise*.

4.2.2 Linearitas



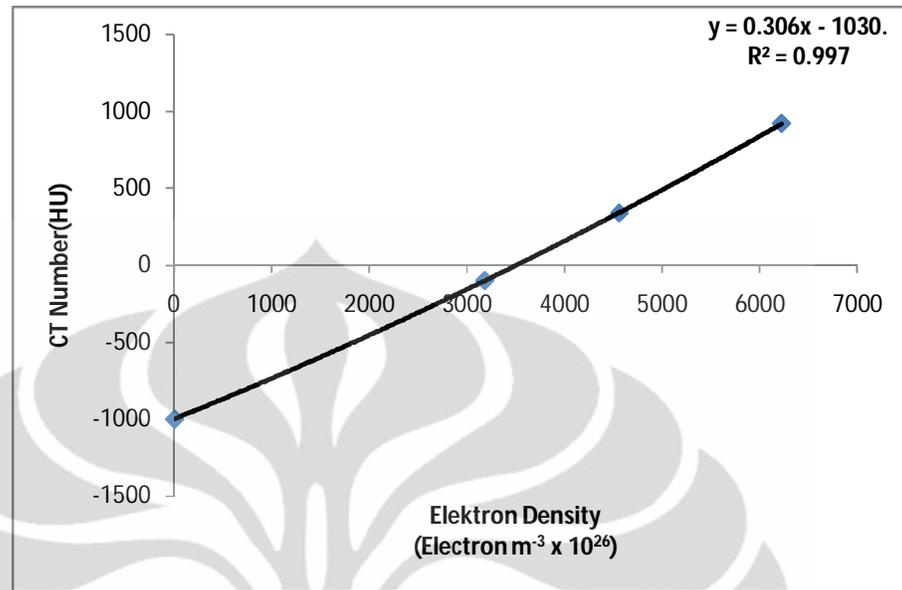
Gambar 4.3. Gambar linearitas *CT number*

Tabel 4.4. Tabel hasil perhitungan linearitas

Posisi	Jumlah Pixel	Nilai Pixel	Nilai Minimum	Nilai max	CT Number	Standar Deviasi
Jam 6	178	-178055	-1011	-956	-100	8.3
Jam 3	178	163896	900	937	920	6.9
Jam 12	178	60260	312	356	338	6.8
Jam 9	178	-17671	-114	-84	-99	4.8

Tabel 4.5. Tabel hasil perhitungan linearitas dari *phantom*.

Posisi	Bahan	CT Number ukur	CT Number standar	Elektron Density (elektron.m ³ x 10 ²⁶)
jam6	Udara	-1000	-1000	4
jam9	LDPE	-99	-100	3180
jam12	Delfrin	338	340	4560
jam3	Teflon	920	990	6220



Gambar 4.4. hubungan CT number dengan elektron density.

Dari hasil grafik antara CT number dengan densitas elektron dapat dilihat bahwa koefien korelasi dari tabel 4-4 adalah sebesar 0.997. Sehingga uji linearitas sesuai karena nilai koefisien korelasi harus > dari 0.99.

4.2.3 *High Contrast Resolution*

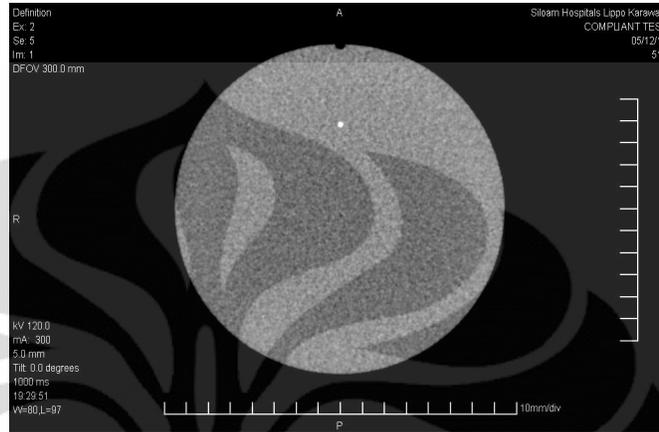
Berdasarkan standar Australia barat untuk melakukan test *high contrast* menggunakan phantom pada irisan yang berisi beberapa lubang/bulatan yang mempunyai diameter yang bervariasi atau line pair set atau bead untuk menghitung *Modulation Transfer Function* (MTF).

Untuk test kali ini menggunakan evaluasi *Modulation Transfer Function* (MTF). Dengan parameter 120 kV, 300 mAs dan 5 mm.

4.2.3.1 *Modulation Transfer Function (MTF)*

MTF diukur menggunakan kombinasi dari *software imageJ* dan *microsoft excel*. Cara pengukuran dilakukan dengan melakukan *cropping* pada gambaran *bead* dengan format pixel ukuran 128 x 128 kemudian disimpan sebagai text file. Dari text file yang diperoleh *Line Spread Function (LSF)* yang

kemudian dilakukan proses *fourier analysis* pada software *MS-excel* sehingga diperoleh tabel grafik evaluasi MTF. (Shimizu, S 2009, *Workshop on CT, The use of imageJ and MS-excel to analyze CT performance Study*)



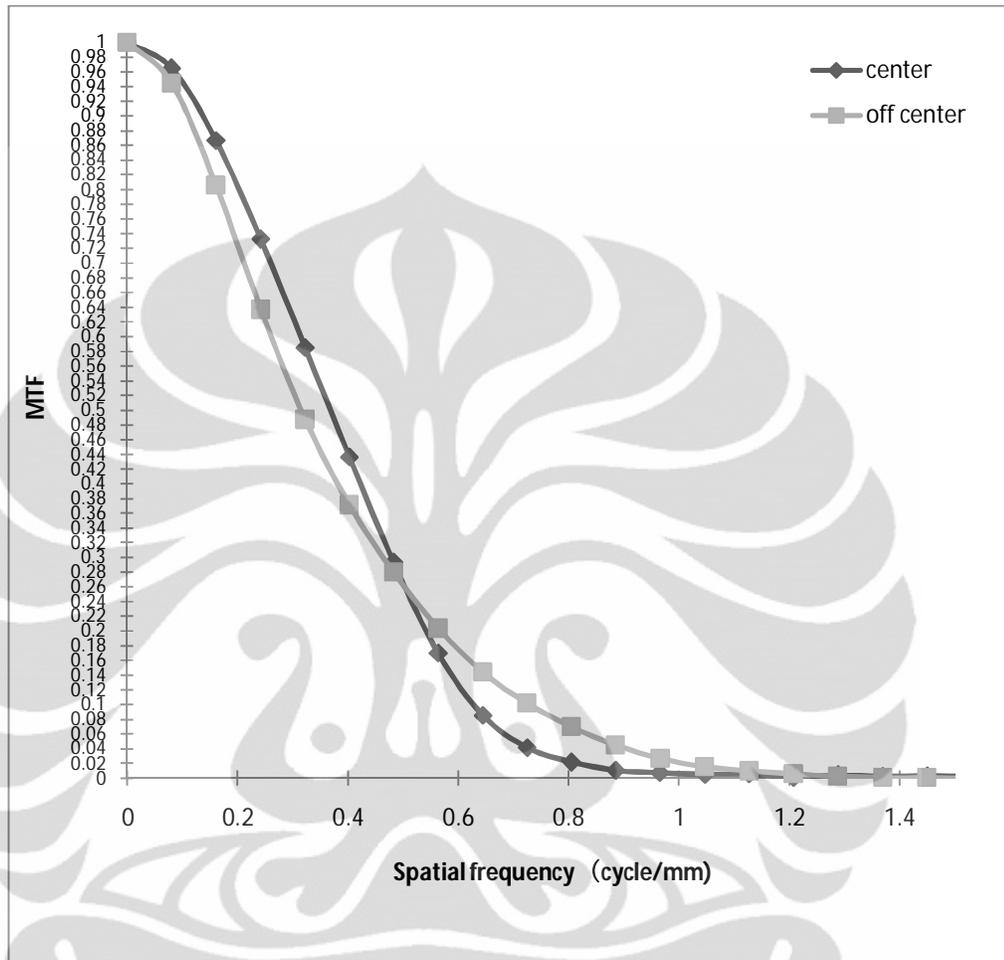
Gambar 4.5. Irisan bead yang dipergunakan untuk pengukuran MTF



Gambar 4.6. Gambar *crop* dengan pixel 128 x 128 yang kemudian disimpan dalam format text.file.

Tabel 4.6. Tabel standar MTF cut off

Matrik Rekonstruksi	MTF Cut-off (mm^{-1})
256	≥ 0.5
512	≥ 1.0
1024	≥ 2.0



Gambar 4-7. Hubungan MTF dan spatial frekuensi.

Dilakukan analisa pada kurva *off center* karena posisi bead yang berada dipinggir dari irisan pada gambar 4.4. Dari grafik yang diperoleh tampak *cut off* resolusi nilai MTF sebesar 0.02 diperoleh nilai ≥ 1 , yang sesuai dengan resolusi untuk rekonstruksi gambar sebesar 512, sehingga dari evaluasi terhadap *bead* untuk MTF dapat diketahui bahwa nilai MTF yang dievaluasi sesuai dengan resolusi rekonstruksi yang sebesar 512 x 512 pixel.

4.2.4 *Slice thickness*

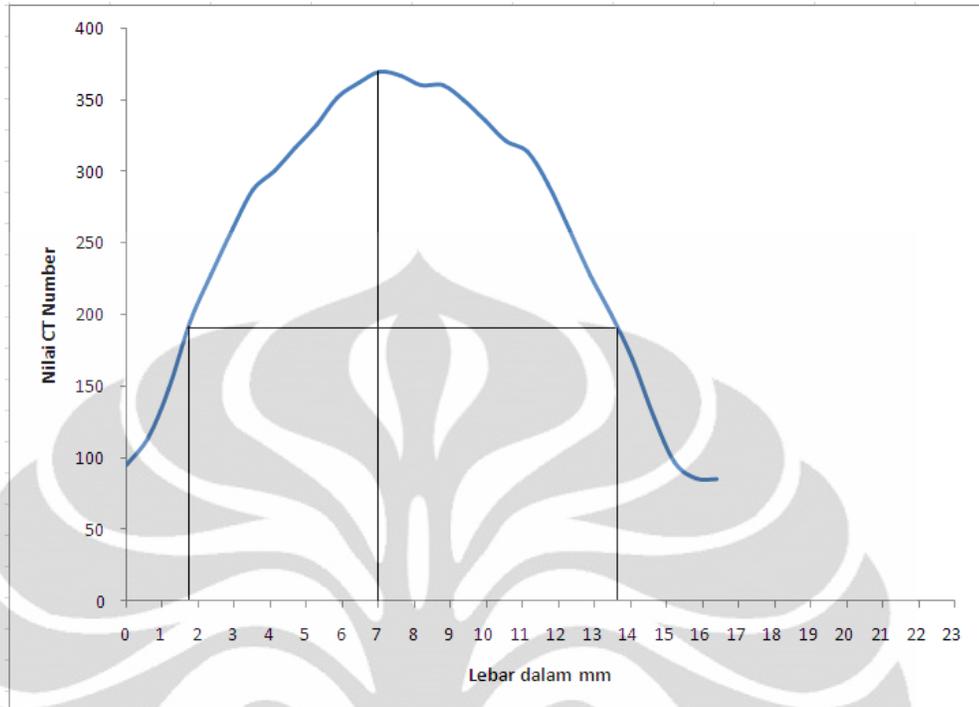
Evaluasi *slice thickness* dilakukan dengan melakukan pengukuran FWHM pada ramp phantom untuk menentukan panjang irisan.



Gambar 4.8. Irisan ramp untuk *slice thickness*

Irisan diambil 120 kV 300 mAs dengan ketebalan 5 mm. Dari gambar irisan tersebut kemudian dilakukan pengukuran FWHM dengan menggunakan *imageJ* pada ramp yang berbentuk garis. Dari FWHM dapat diperoleh nominal panjang ketebalan irisan dengan mengalikan $\tan 23^\circ$ yang sesuai dengan sudut kemiringan ramp yang diukur sehingga mendapatkan panjang garis yang sesuai dengan sumbu x.

Berikut adalah contoh Grafik FWHM yang diplot pada ramp jam 9 (perhitungan ada pada lampiran 2.)



Gambar 4.9. Grafik FWHM ramp untuk slice thickness Jam 9

Tabel 4.7. Tabel panjang rata-rata ramp berdasar FWHM

Posisi Ramp	Lebar FWHM (cm)
Jam 12	11.4
Jam 3	11.5
Jam 6	12.5
Jam 9	12.2
	11.9

Diperoleh $11.9 \times \tan 23^\circ = 5.05$ cm. Terjadi perbedaan sebesar 0.05 cm terhadap ketebalan irisan yang masih dalam rentang rekonstruksi yang diperbolehkan.

Dari serangkaian hasil Compliant test yang dilakukan maka CT scan dalam kondisi *comply* dengan standar pengukuran yang ada dan layak untuk dipakai pemeriksaan terhadap pasien.

4.3 Estimasi dosis dengan software Impact Dosimetry

Estimasi terhadap *organ at risk* di daerah kepala dan estimasi perhitungan dosis efektif dilakukan dengan menggunakan program *imPACT CT patient dosimeter* dengan menggunakan data DICOM pemeriksaan CT scan kepala serta berdasarkan data dari kolimasi 10 mm dengan CTDIvol hasil pengukuran CTDIvol yang didapat sebesar 35.56 mGy yang dinormalisasi menjadi 11.8 mGy/100 mAs.

Berikut adalah tabel data yang diperoleh dari data DICOM pasien yang melakukan pemeriksaan CT scan kepala serta data hasil perhitungan yang dilakukan dengan menggunakan ImPACT CT dosimetry kalkulator :

Tabel 4.8. Tabel data DICOM yang diperoleh dari konsol alat CT scan.

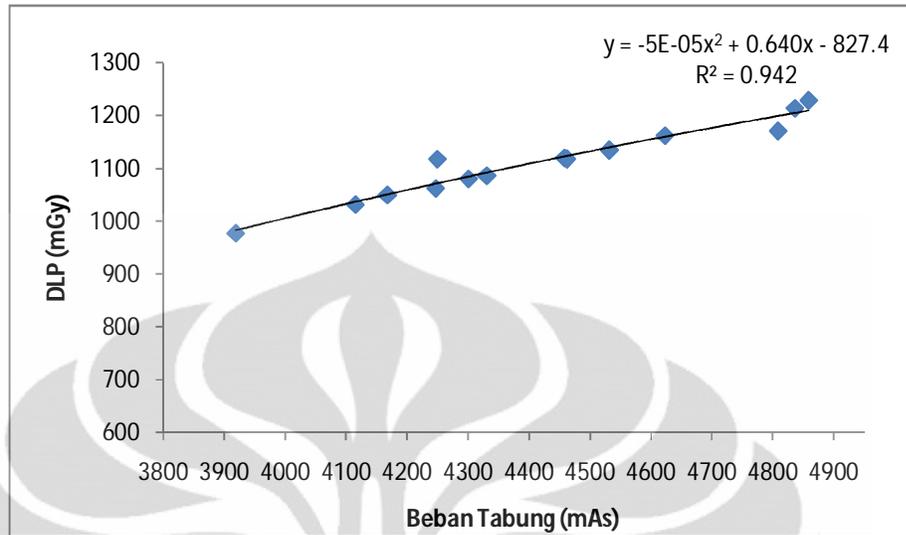
NO.	Pasien	Panjang Scan (cm)	Total Beban Tabung (mAs)	Waktu Scan (dt.)	Pitch	DLP (mGy.Cm)	CTDIvol (mGy)
1	EM	16.8	4809	11	0.8	1171	60.69
2	LS	15.4	4458	9	0.8	1120	60.52
3	MT	16.1	4532	10	0.8	1135	60.69
4	Dj. W	14.7	4168	10	0.8	1050	60.69
5	AM	15.2	4301	11	0.8	1080	60.69
6	HS	14	4250	9	0.8	1118	60.69
7	FS	14.9	4836	11	0.8	1214	60.69
8	BS	16	4462	10	0.8	1117	60.69
9	W	15	4247	10	0.8	1062	60.69
10	S	17	4623	11	0.8	1162	60.69
11	GAM	11	3919	11	0.8	977	60.69
12	II	16.2	4532	11	0.8	1135	60.69
13	JCPN	13.9	4115	12	0.8	1032	60.69
14	LI	17.6	4859	11	0.8	1228	60.69
15	I	15.4	4331	11	0.8	1086	60.69

Tabel 4.9. Tabel data DICOM yang diperoleh dari ImPACT CT dosimetry.

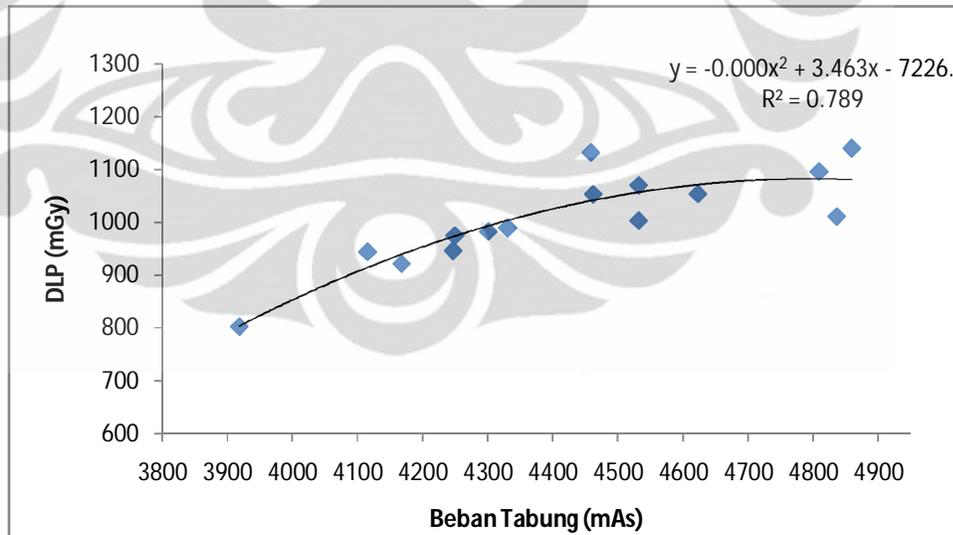
NO.	Kode Pasien	DLP mGy.Cm	CTDIvol (mGy)	Dosis				Total Dosis Efektif (mSv)
				Thyroid (mSv)	Salivary Glands (mSv)	Lensa Mata (mGy)	Kepala (mSv)	
1	EM	1096	64.5	0.28	0.71	81	0.71	3.5
2	LS	1132	73.5	0.21	0.8	91	0.8	3.7
3	MT	1070	66.8	0.22	0.73	84	0.73	3.5
4	Dj. W	922	61.8	0.15	0.67	77	0.67	3
5	AM	983	63.4	0.18	0.69	79	0.69	3.2
6	HS	975	69.7	0.12	0.75	86	0.75	3.2
7	FS	1011	59.4	0.26	0.66	75	0.66	3.2
8	BS	1053	65.8	0.21	0.72	83	0.72	3.4
9	W	946	63.1	0.15	0.69	79	0.69	3.1
10	S	1054	62	0.27	0.69	79	0.69	3.4
11	GAM	803	64.2	0.072	0.67	77	0.67	2.8
12	II	1003	60.8	0.23	0.67	77	0.67	3.2
13	JCPN	944	67.4	0.12	0.72	83	0.72	3.1
14	LI	1140	65.2	0.33	0.72	82	0.72	3.7
15	I	990	63.9	0.18	0.72	80	0.72	3.2

Secara langsung yang dapat dilihat dari tabel diatas adalah hasil CTDIvol yang ada di konsol tidak mengalami banyak perubahan sebesar 60.69 mGy, hal ini dikarenakan hasil perhitungan yang dilakukan pada konsol didasarkan pada phantom CTDI yang mempunyai ukuran diameter yang relatif sama. Sedangkan pengukuran dari imPACT CT dosimeter tampak mengalami perbedaan, ini terjadi karena software imPACT sudah menggunakan metode perhitungan dosis yang lebih baik dengan implementasi metode monte carlo untuk melakukan perhitungan dosis radiasi.

Dari data diatas dapat dilihat besar dosis ekivalen thyroid 0.072 mSv – 0.33 mSv, Kelenjar air ludah berkisar 0.66 mSv – 0.8 mSv, otak kepala 0.66 mSv- 0.8 mSv, Sedang untuk lensa mata dinyatakan dalam dosis organ karena alasan deterministik (kemungkinan terjadinya katarak pada lensa mata karena radiasi) dibanding menggunakan dosis efektif, yakni sebesar 75 mGy – 91 mGy, serta total dosis efektif 3 mSv – 3.7 mSv, pada parameter uji 120 kV 300 mAs.



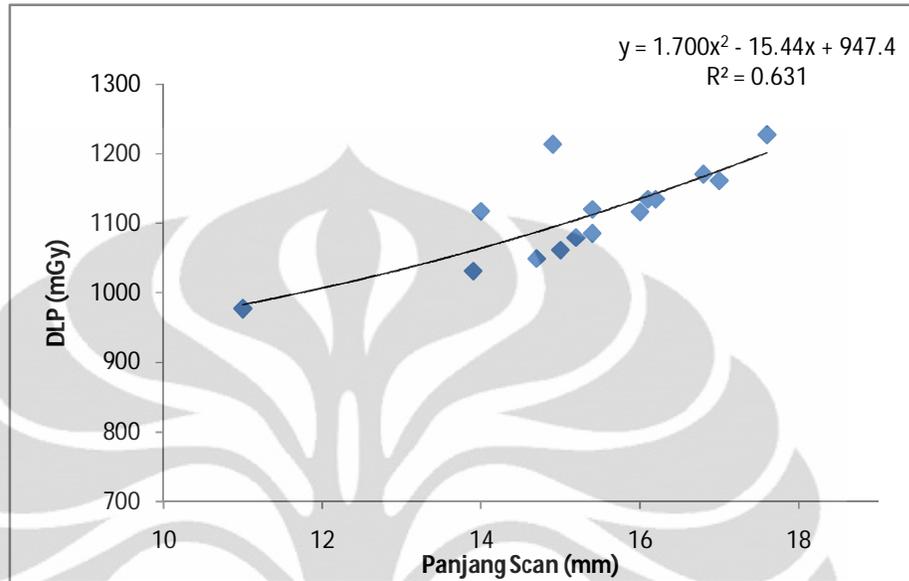
Gambar 4.10. Gambar grafik hubungan total mAs dengan DLP pada konsol



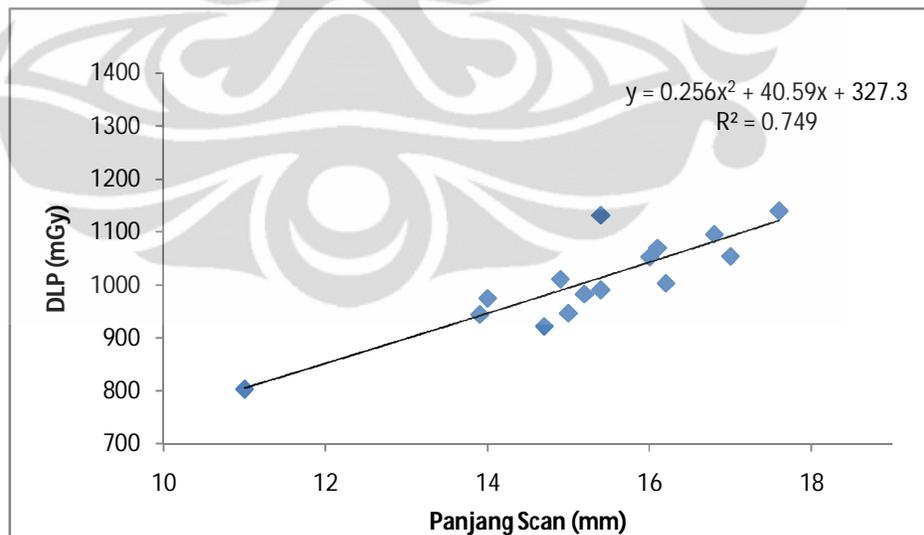
Gambar 4.11. Gambar grafik hubungan total mAs dengan DLP pada imPACT

Berdasarkan hubungan total mAs dengan DLP diperoleh data bahwa peningkatan Total mAs akan meningkatkan DLP. Hal ini jelas karena dengan makin banyak mAs yang dipergunakan secara langsung meningkatkan jumlah

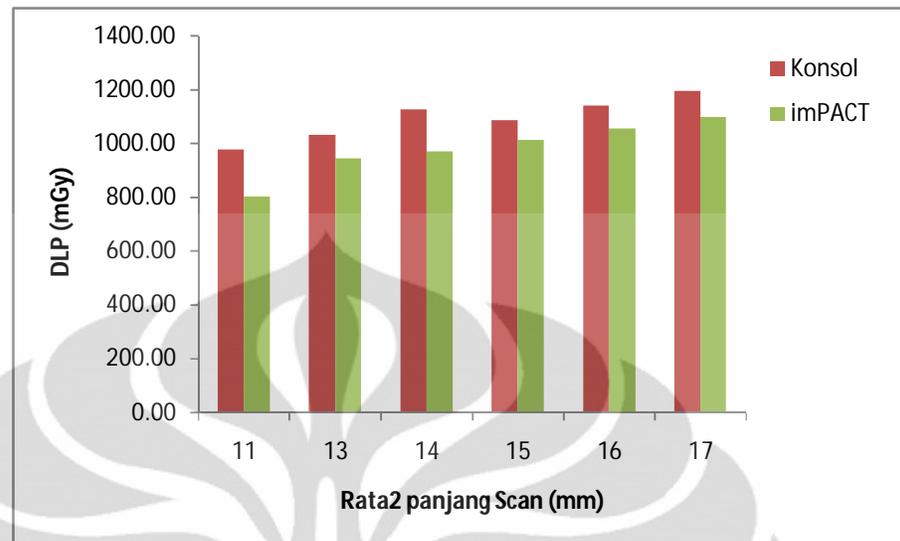
muatan elektron yang dipergunakan untuk menghasilkan sinar-x kemudian dipergunakan untuk pemeriksaan.



Gambar 4.12. Gambar grafik hubungan panjang scan dengan DLP pada konsol.



Gambar 4-13. Gambar grafik hubungan panjang scan dengan DLP pada imPACT.



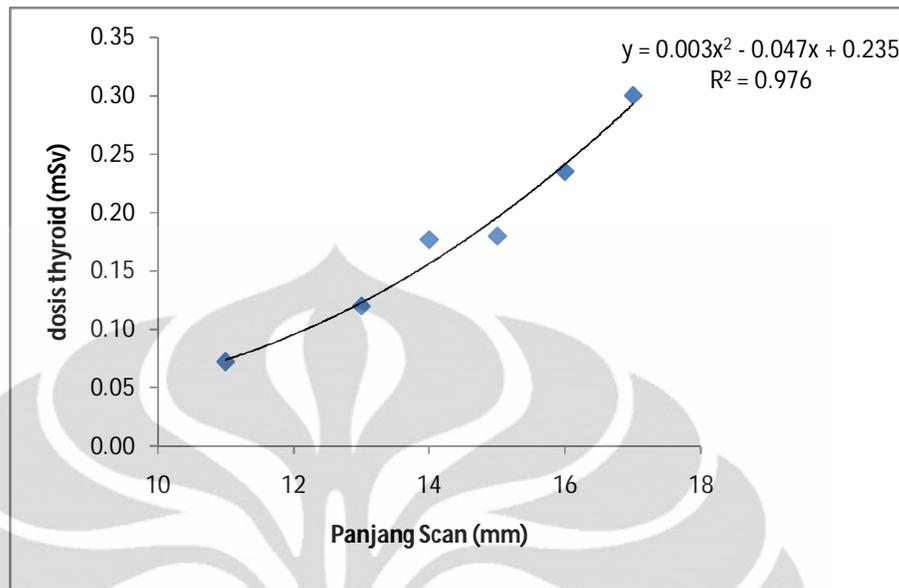
Gambar 4.14. Gambar grafik rata2 panjang scan Vs DLP.

Berdasarkan hubungan panjang scan dengan DLP dapat dilihat panjang scan juga meningkatkan nilai DLP. Hal ini terjadi karena secara langsung area yang terpapar sinar-x meningkat seiring dengan meningkatnya panjang scan.

Tabel 4.10. Tabel rata2 dosis thyroid dibandingkan dengan panjang scan.

Panjang Scan	Rata2 Dosis thyroid Pada imPACT mSv
11	0.07
13	0.12
14	0.18
15	0.18
16	0.24
17	0.30

Dari tabel 4.11 dapat dievaluasi bahwa kelenjar thyroid menerima peningkatan dosis apabila panjang scan meningkat. Hal ini terjadi karena semakin panjang scan maka daerah thyroid menerima paparan dosis dari hamburan yang semakin meningkat.



Tabel 4.15. Hubungan panjang scan rata2 dengan dosis thyroid.

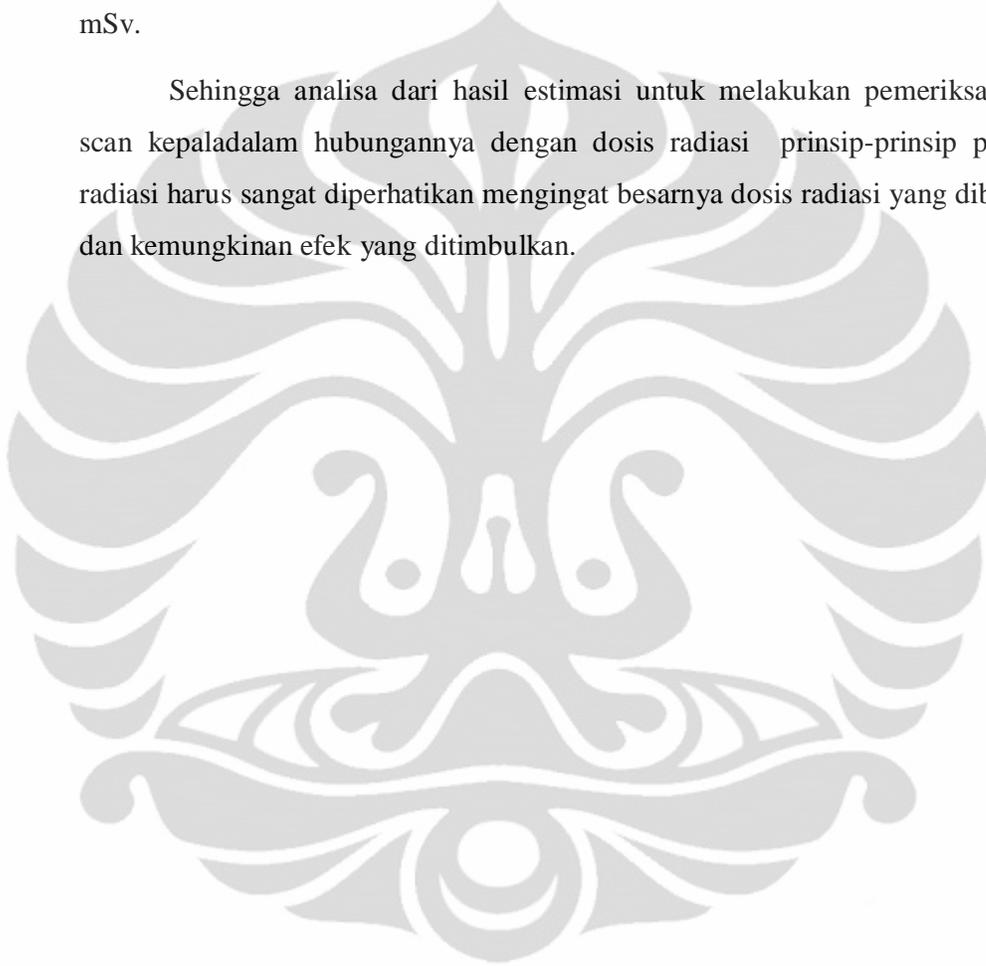
Organ at risk pada daerah kepala yang harus mendapatkan perhatian lebih karena sensitifitas dan kemungkinan terjadinya efek yang merugikan adalah lensa mata dan kelenjar thyroid.

Dosis serap/dosis organ ditentukan dalam Gray dan dosis ekuivalen dalam sievert. Namun keduanya mempunyai nilai yang setara, yang membedakan adalah dosis serap untuk mengetahui banyaknya radiasi yang terserap pada suatu organ sedang dosis ekuivalen lebih banyak digunakan berkaitan dengan pengaruh radiasi terhadap tubuh manusia dan ditentukan dalam sievert.

Dosis ekuivalen lensa mata dalam 1 tahun adalah 150 mSv (ICRU RS-6-11, *Occupational Radiation Protection*) nilai ini sebaiknya tidak boleh dilewati karena paparan radiasi dapat menimbulkan katarak pada lensa mata. Pada hasil estimasi menggunakan software imPACT lensa mata mendapatkan dosis organ antara 75 mGy – 91 mGy, nilai dosis ini relatif besar bila dibandingkan dengan dosis 1 tahun sebesar 150 mSv. (1 Gray = 1 Sievert). Sehingga dalam kurun waktu 1 tahun sebaiknya pemeriksaan rutin untuk sekedar mengetahui kondisi kesehatan sebaiknya 1 kali dalam 1 tahun (*Routine check up*). Kecuali mengalami kondisi klinis tertentu yang mengharuskan pemeriksaan CT scan kepala dengan tetap memperhatikan proteksi radiasi.

Kelenjar thyroid merupakan organ yang berfungsi untuk mengendalikan aktifitas metabolik selular dan bersifat radiosensitif. Diperkirakan dosis sebesar 0.06 Gy cukup untuk menyebabkan kanker thyroid. Beberapa efek lain yang dapat timbul akibat terpapar radiasi adalah hipothyroidism, thyroiditis dan tumor thyroid. Dari hasil estimasi terhadap kelenjar thyroid diperoleh 0.072 mSv – 0.33 mSv.

Sehingga analisa dari hasil estimasi untuk melakukan pemeriksaan CT scan kepaladalam hubungannya dengan dosis radiasi prinsip-prinsip proteksi radiasi harus sangat diperhatikan mengingat besarnya dosis radiasi yang diberikan dan kemungkinan efek yang ditimbulkan.



BAB 5

PENUTUP

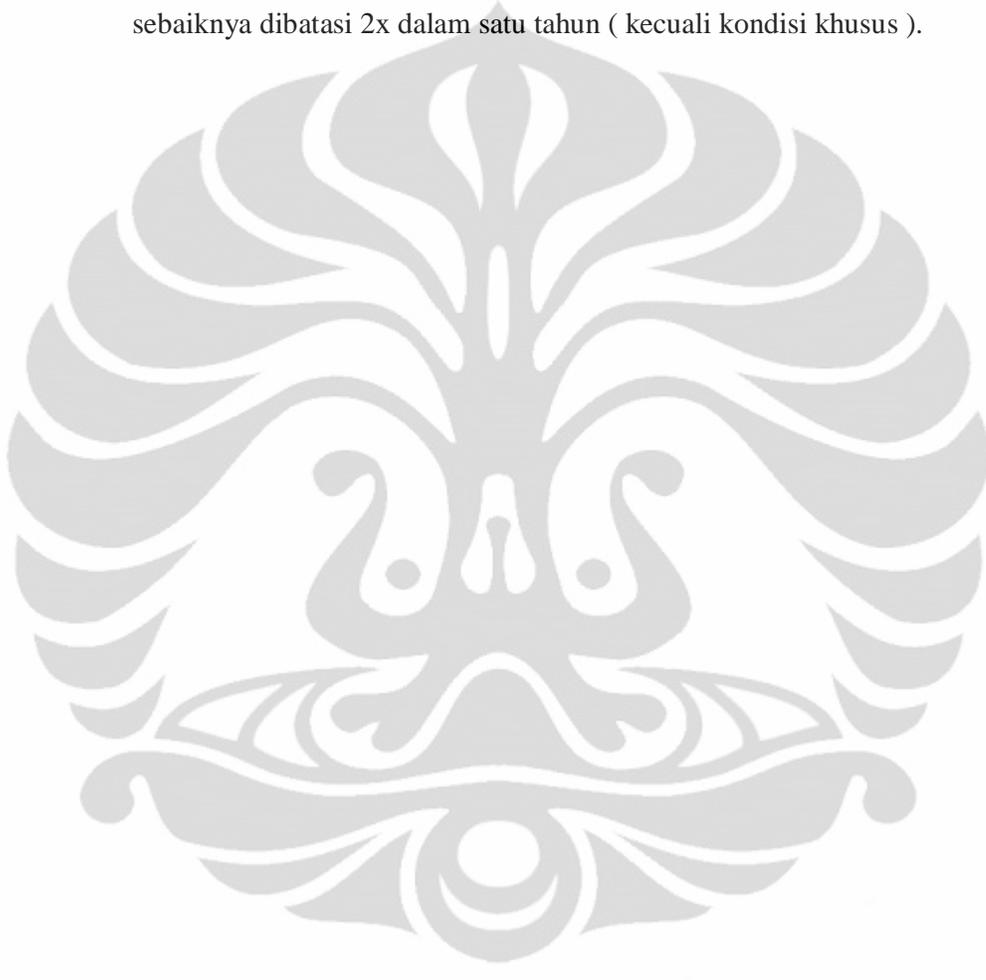
5.1. Kesimpulan

Dari hasil pengamatan pada bab sebelumnya dapat disimpulkan sebagai berikut.

1. Berdasar uji kualitas citra alat CT scan yang dipergunakan memenuhi semua syarat uji kesesuaian dari standar Australia barat.
2. Uji kesesuaian output radiasi diperoleh perbedaan nilai antara hasil pengukuran dengan nilai yang ditampilkan untuk kolimator 0.6 mm sebesar 10.07 %, kolimator 1.2 sebesar 17.86 %, kolimator 3 mm sebesar 0.89 %, kolimator 5 mm sebesar 12.74 % dan kolimator 10 mm sebesar 10.35 % pada parameter pengukuran 120 kV 300 mAs.
3. Nilai CTDI_w yang dinormalisasi pada 100 mAs (nCTDI_w) untuk kolimasi 10 mm yang dipergunakan sebagai acuan dalam perhitungan imPACT adalah 11.8 mGy/100mAs dan estimasi dengan software imPACT dosis ekuivalen thyroid 0.072 mSv – 0.33 mSv, Kelenjar air ludah berkisar 0.66 mSv – 0.8 mSv, otak kepala 0.66 mSv - 0.8 mSv, Sedang untuk lensa mata dinyatakan dalam dosis organ karena alasan deterministik (kemungkinan terjadinya katarak pada lensa mata karena radiasi) dibanding menggunakan dosis efektif, yakni sebesar 75 mGy – 91 mGy, serta total dosis efektif 3 mSv – 3.7 mSv, pada parameter uji 120 kV 300 mAs.
4. Meningkatnya total mAs dan meningkatnya panjang scan meningkatkan nilai DLP. Dosis kelenjar thyroid meningkat apabila panjang scan meningkat. Dari hasil estimasi pada kelenjar thyroid sebesar 0.072 mSv – 0.33 mSv.
5. Dibandingkan dengan NBD lensa mata 150 mSv (dosis organ 150 mGy) nilai estimasi yang diperoleh sebesar 75 mGy – 91 mGy.

5.2. Saran

1. Pada pemeriksaan kepala sebaiknya diberikan alat proteksi radiasi pada daerah thyroid. (Nilai dosis minimal yang memungkinkan menimbulkan kelainan sebesar 0.06 mSv).
2. NBD lensa mata sebesar 150 mSv/tahun sehingga pemeriksaan kepala sebaiknya dibatasi 2x dalam satu tahun (kecuali kondisi khusus).



DAFTAR PUSTAKA

- Baert, A.L. & Knauth, M. Sartor, K. (2009). *Multislice CT*. © Springer – Verlag Berlin Heidelberg.
- Bauhs, et al. (2008). *CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices*. RadioGraphics. RadioGraphics.
- Claussen, C.D. et al. (2004), *Multislice CT. A Practical Guide* © Springer – Verlag Berlin Heidelberg.
- Dawson, Peter. & Lees, William R. (2000). *Multi-slice Technology in Computed Tomography*, Clinical radiology (2001) 56: 302 – 309 doi:10.1053/crad.2000.0651.
- Control, Center of Disease. British Columbia. February 8, 2010
<http://www.bccdc.ca/resources/guide-forms/default.htm>
- ImageJ, Image processing and analysis in java. 29 June 2011
<http://rsbweb.nih.gov/ij/>
- ImPACT's ct dosimetry tool, CTDosimetry version 1.0.4. 27. 27 May 2011
<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>
- Laboratory, The Phantom. (2005) *Cathpan Manual*.
- Ohnesorge, Bernd M. et al. (2007), *Multi-slice and Dual –Source CT in Cardiac Imaging* © Springer – Verlag Berlin Heidelberg 2007.
- Raupach, R. (2001), From Measurement to images – CT Basics, SIEMENS the Creative Power in CT.
- Safety act, Radiation (2006). *Diagnostik X-ray Equipment Compliance Testing*, © Radiological Council of Western Autralia.

Data pengukuran CTDI

Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mA)	Waktu Scan (dtk)	Tebal Detektor (mm)	Tebal Irisan T (mm)	Jumlah Irisan N	Center		Bacaan pC	1.739E+09 x Dosis (mGy) (c x D)	Jam 12		Bacaan pC	Dosis (mGy) (c x D)	Jam 3		Bacaan pC	Dosis (mGy) (c x D)	Rata2 Perifer (mGy)	CTDIw (mGy)	CTDIvol (mGy)	CTDIvol /100 mAs (mGy)	CTDIvol pd konsol (mGy)		
						Mulai	Akhir			Mulai	Akhir			Mulai	Akhir									
120	300	1	1 x 0.6	0.6	1	-0.1 -2.08 -0.13	2.098 0.103 2.075	2.1967 2.1782 2.2048 2.2E-09		-0.211 -0.215	2.21 2.11	2.421 2.325 2E-09		-0.4282 -0.0217	1.967 2.0927	2.3952 2.1144 2E-09								
									3.81				4.13				3.92	4.02	3.95	54.91	18.30	49.89		
			1 x 1.2	1.2	1	-0.09 -0.1	4.19 4.263	4.2747 4.3645 4.3E-09		-0.148 -0.17	3.678 3.58	3.826 3.75 4E-09		-0.6728 -0.3977	3.4901 3.73	4.1629 4.1277 4E-09								
									7.51				6.59				7.21	6.90	7.10	49.32	16.44	41.85		
			1 x 3.0	3	1	-0.14 -0.14 0	3.605 3.502 3.717	3.743 3.6444 3.718 3.7E-09		0.256 -0.226	4.153 4.273	4.409 4.499 4E-09		-2.1183 -0.0593	2.4816 4.3873	4.5999 4.4466 5E-09								
									6.44				7.75				7.87	7.81	7.35	40.83	13.61	40.47		
			1 x 5	5	1	0.23 -0.03 -1.01 1.42	0.722 1.035 0.078 2.383	0.952 1.0622 1.0853 0.9671 1E-09		-0.18 -0.271 -1.823 -0.014	0.739 0.704 -0.863 1.043	0.919 0.974 0.96 1.058 1E-09		-0.6366 -0.7896	0.4815 0.4056	1.1181 1.1952 1E-09								
									1.77				1.70				2.01	1.86	1.83	36.53	12.18	32.4		
			1 x 10	10	1	-0.6 -1.3 0.17	1.532 0.759 2.003	2.1361 2.0633 2.1694 2.1E-09		-1.003 -1.169 -0.104	0.998 0.917 2.15	2.001 2.086 2.254 2E-09		3.0197 -0.5126	5.0023 1.2999	1.9826 1.8125 2E-09								
									3.69				3.68				3.30	3.49	3.56	35.56	11.85	32.22		

Faktor koreksi detektor $c = 1.739 \times 10^9$ mGy/C
 Pengukuran dilakukan pada suhu 24° dengan tekanan 62 kPa.
 Sun Nuclear Corporation 1014 PC electrometer

Lampiran 2. Perhitungan Noise CT number

Posisi	Jumlah Pixel	Nilai Minimum	Nilai Maksimum	CT Number	Standar Deviasi
Tengah	856	-17	17	-1	5.2
Jam 3	856	-14	16	-2	4.9
Jam 12	856	-18	18	-2	4.9
Jam 9	856	-16	13	-2	4.8
Jam 6	856	-18	13	-2	4.6

Tabel hasil pengukuran ROI pada mean CT number

Perhitungan nilai noise diperoleh menggunakan persamaan :

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{kV_m}{120} \sqrt{\frac{mAs_m \times \text{lebar irisan } m}{300 \times 8}}$$

Perhitungannya :

$$\frac{\sigma_s}{\sigma_m} = \frac{120}{120} \sqrt{\frac{300 \times 5}{300 \times 8}} \quad \rightarrow \quad \sigma_s = \sigma_m \times 0.79$$

Sehingga untuk bagian tengah :

$$\begin{aligned} \sigma_s &= \sigma_m \times 0.79 \\ &= 5.2 \times 0.79 \\ &= 4.111 \end{aligned}$$

Untuk jam 3 dan jam 12 dengan perhitungan diatas diperoleh :

$$\begin{aligned} \sigma_s &= \sigma_m \times 0.79 \\ &= 4.9 \times 0.79 \\ &= 3.874 \end{aligned}$$

Jam 9 dengan perhitungan yang sama diperoleh $\rightarrow 3.795$.

Jam 6 dengan perhitungan yang sama diperoleh $\rightarrow 3.637$.

\rightarrow Maximum noise – minimum noise ≤ 2 angka CT number.

$$\rightarrow 4.110 - 3.637 \leq 2$$

$$\rightarrow 0.473$$

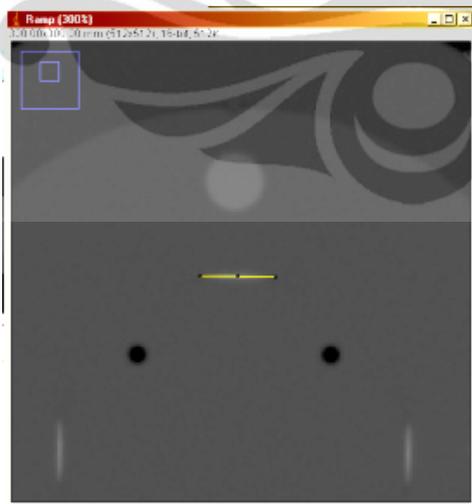
Sehingga citra memenuhi uji mean CT number dan uiformitas ($0.473 \leq 2$)

Lampiran 2. Penghitungan FWHM

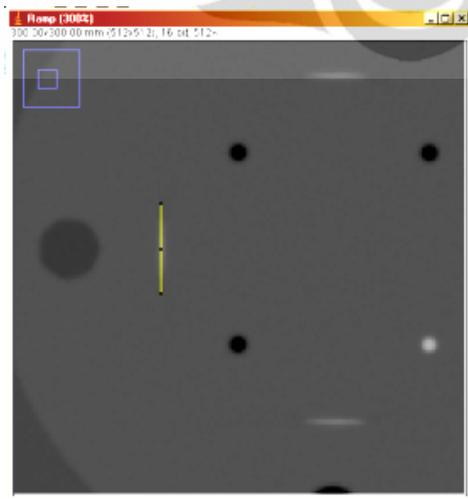
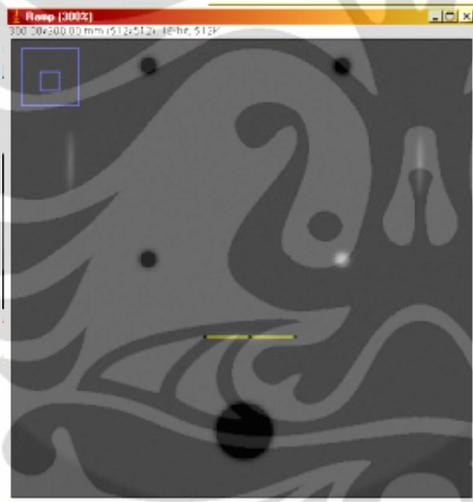
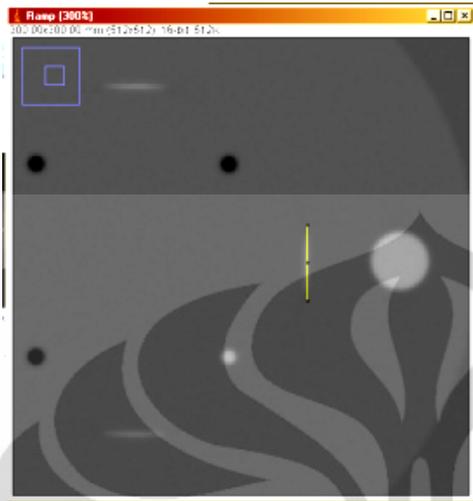


Gambar irisan yang dipergunakan untuk pengukuran slice thickness

Menggunakan program ImageJ dilakukan plot profile pada posisi jam 12, jam 3, jam 6 dan jam 9.



(Lanjutan)

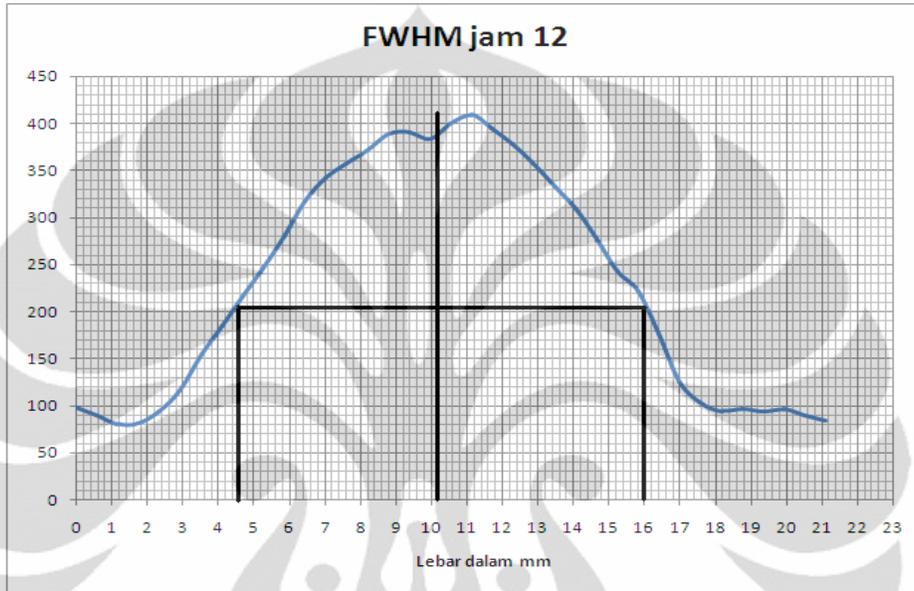


(Lanjutan)

Dengan menggunakan MS-excel hasil plot di jadikan grafik

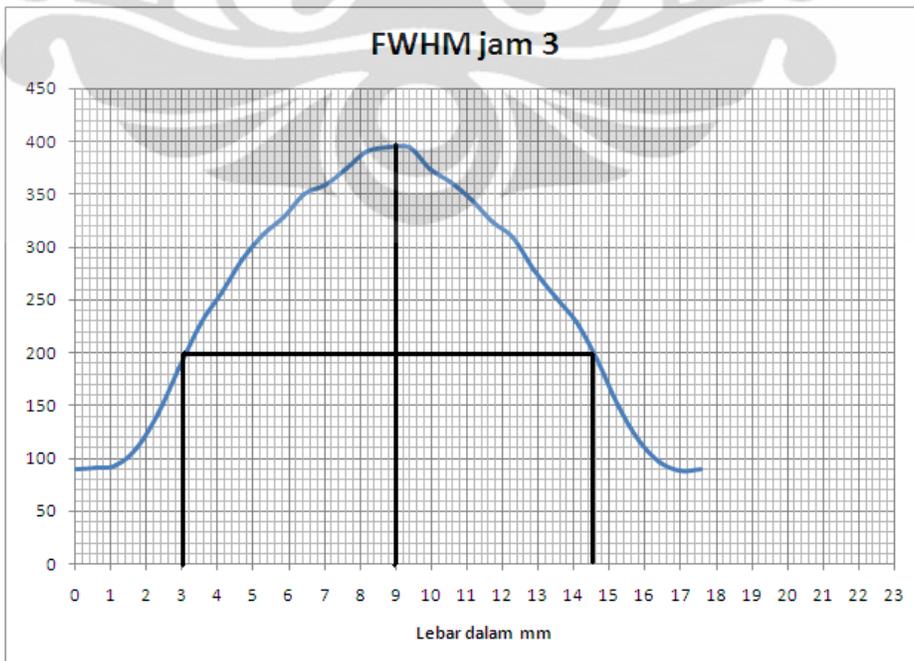
Diperoleh :

Grafik FWHM untuk ramp jam 12 :



Diperoleh nilai FWHM adalah $16 - 4.6 = 11.4$

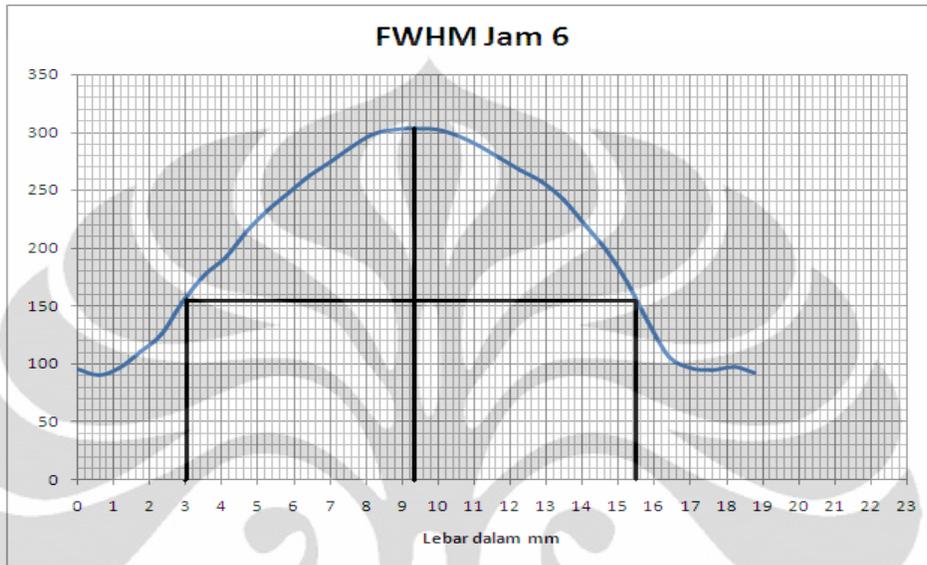
Grafik FWHM untuk ramp jam 3 :



(Lanjutan)

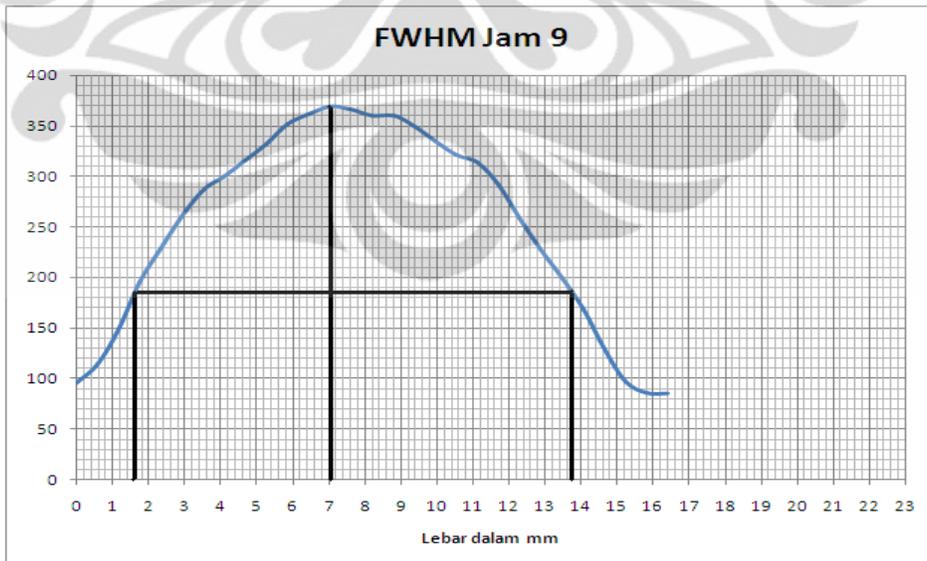
Diperoleh nilai FWHM adalah $14.5 - 3 = 11.5$

Grafik FWHM untuk ramp jam 6 :



Diperoleh nilai FWHM adalah $15.5 - 3 = 12.5$

Grafik FWHM untuk ramp jam 9 :



(Lanjutan)

Diperoleh nilai FWHM adalah $13.8 - 1.6 = 12.2$

Posisi Ramp	Lebar Cm FWHM
Jam 12	11.4
Jam 3	11.5
Jam 6	12.5
Jam 9	12.2
	11.9

Diperoleh $11.9 \times \tan 23 = 5.05 \text{ cm}$

Terjadi perbedaan sebesar 0.05 cm yang masih dalam rentang yang diperbolehkan (British Columbia, 2010)