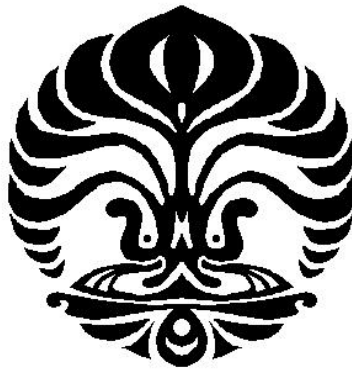


**ANALISIS PENGUKURAN COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX (CTDI)
UNTUK MULTISLICE CT : PENGUKURAN DENGAN MENGGUNAKAN
TLD (THERMOLUMINESCENCE DOSIMETER) DAN
BILIK IONISASI (IONISATION CHAMBER)**

Tesis diajukan sebagai salah satu syarat untuk
memperoleh gelar Magister dalam bidang Ilmu Fisika

**SAMSUN
0606038465**



**PROGRAM PASCA SARJANA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI ILMU FISIKA
UNIVERSITAS INDONESIA
2008**

Dan seandainya pohon-pohon di bumi menjadi pena dan laut menjadi tinta di tambahkan lagi kepadanya tujuh laut lagi sesudah keringnya, niscaya tidak akan habis - habisnya kalimat Allah di tuliskan. Sesungguhnya Allah Maha Perkasa lagi Maha Bijaksana.

(QS. Luqman : 27)

Sesungguhnya Allah dan para malaikat-Nya serta semua penduduk langit dan bumi hingga semua semut yang di dalam lobangnya dan ikan - ikan, selalu berdoa kepada guru - guru yang mengajarkan kebaikan kepada manusia.

(HR Attarmidzi)

Ku persembahkan ...

Karya kecil ini untuk Istriku dan Anakku yang tercinta yang membuatku dalam kebahagiaan dan keceriaan setiap waktu, setiap saat...

I love you so much ...

HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :
Nama : Samsun
NPM : 0606038465
Program Studi : Fisika Medis
Judul Tesis : Analisis Pengukuran Computed Tomography Dose Index (CTDI) Uuntuk Multislice CT : Pengukuran Dengan Menggunakan TLD (Thermolumenescence Dosimeter) Dan Bilik Iionisasi (Ionisation Chamber).

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

DEWAN PENGUJI

Ketua Sidang : DR. Dedi Suyanto ()

Pembimbing : Prof. DR. Djarwani Soejoko ()

Penguji : DR. Musaddiq Musbach ()

Penguji : DR. rer. nat. Freddy Hariyanto ()

Penguji : DR. Warsito ()

Ditetapkan di : Jakarta
Tanggal : 17 Desember 2008

ABSTRAK

Perkiraan nilai dosis yang diterima pasien (CTDI) yang langsung ditampilkan pada monitor CT setiap selesai pemeriksaan akan diketahui ketepatan nilainya dengan pengukuran langsung menggunakan pencil ion chamber dan pengukuran tidak langsung menggunakan TLD (Thermolumescence Dosimeter) yang ditempatkan pada objek phantom dan dibandingkan dengan nilai dosis referensi yang telah ditetapkan, sehingga diharapkan mendapatkan informasi nilai dosis yang sebenarnya.

Analisis variasi parameter kV, mAs, dan pitch untuk menentukan berapa rentang nilai parameter optimum untuk mendapatkan nilai dosis pasien (CTDI/mAs) yang minimum namun tidak mengesampingkan kualitas pencitraan hasil CT. Scan yang baik guna menunjang diagnosa, pengukuran langsung maupun tidak langsung dengan menggunakan fantom kepala dan perut.

Pengukuran tidak langsung dengan menggunakan TLD (Thermolumescence Dosimeter) pada menunjukkan hasil yang tidak jauh berbeda dengan pengukuran langsung dengan menggunakan pencil ion chamber, dapat ditunjukkan dengan hubungan sifat kelinearan antara pitch dan dosis (CTDI/mAs).

Kata kunci : CTDI, Pencil bilik ionisasi, Phantom, parameter, CT. Scan

ABSTRACT

An estimation dose (CTDI) received by the patient which is directly displayed on the CT monitor on every examination will be able to know its precision by direct measurement using pencil ion chamber and the indirect measurement using TLD placed on the object (phantom) and compared with the value of dose reference, so the real dose rate will be known.

The variant analysis of kV, mAs and pitch parameters to justify the range of optimal parameter value, it is used to get the minimum patient dose rate (CTDI/mAs) while the image quality for supporting the diagnose still on the right value, directly or not directly using head and abdomen phantom.

Indirect measurement using TLD show insignificant result if compared with the ion chamber. This value is shown by a relative variant parameter using stright pitch and dose (CTDI/mAs).

Keywords : CTDI, ion chamber Pencil, Phantom, parameter, CT. Scan.

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat ALLAH SWT atas segala limpahan rahmat-nya sehingga skripsi ini dapat diselesaikan. Tesis ini berjudul Analisis Pengukuran Tomography Dose Index (CTDI) Untuk Multi Slice CT : Pengukuran Dengan Menggunakan TLD (Thermolumescence Dosimeter) Dan Bilik Ionisasi (Ionisation Chamber) yang merupakan Syarat kelulusan sebagai Magister Fisika pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahan Alam, Universitas Indonesia.

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi dan mengetahui informasi dosis yang tepat pada pemeriksaan Radiologi di ruang CT. Scan, karena ketepatan informasi dosis sangat diperlukan untuk mengetahui seberapa besar dosis yang telah diterima oleh pasien selesai pemeriksaan

Tesis ini merupakan hasil optimal yang dapat dikerjakan oleh penulis. Namun demikian, kritik dan saran yang sifatnya membangun sangat diharapkan untuk perbaikan tesis ini. Semoga tesis ini dapat bermanfaat bagi masyarakat. Amien. Terima kasih

Depok, 9 Desember 2008

Penulis

Ucapan Terima Kasih

Puji syukur Alhamdulillahirabbil'alamin penulis panjatkan kehadiran Allah SWT atas segala nikmat-Nya sehingga tesis ini dapat diselesaikan. Shalawat dan salam senantiasa tercurahkan kepada Nabi Muhammad SAW beserta keluarganya. Penyelesaian penulisan tesis ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak yang terlibat langsung maupun tidak langsung. Oleh karena itu, pada bagian ini penulis ingin menyampaikan terima kasih kepada :

1. Prof. DR. Djarwani S. Soejoko sebagai dosen pembimbing yang telah memberi motivasi dan dorongan kepada penulis sehingga dapat menyelesaikan tesis tepat pada waktunya.
2. DR. Dedi Suyanto , selaku Ketua Program Magister Ilmu Fisika Fakultas MIPA Universitas Indonesia.
3. DR. rer. nat. Musaddiq Musbach, selaku dosen penguji yang telah memberi masukan yang berharga dalam penulisan tesis ini.
4. DR. rer. nat. Fredy Hariyanto, selaku dosen penguji yang telah meluangkan waktu untuk menguji dalam penulisan tesis ini.
5. DR. Warsito, selaku dosen penguji yang telah memberi saran –saran yang berharga dalam penulisan tesis ini.
6. Direktur RSUD. Koja yang telah memberi sarana dan ijin selama pengambilan data guna menyelesaikan penulisan tesis ini.
7. Dr. Matheus Joserizal, Sp Rad selaku Ka. UPF. Radiologi RSUD. Koja yang telah memberi masukan yang berarti terutama pemahaman pesawat CT Scan.
8. Sdri. Nunuk Megawati, SKM, S.SiT yang telah membantu mengumpulkan data selama penelitian di bagian Radiologi RSUD Koja.

9. Bu Dyah, Bu Helfi dan Bu Yati, yang banyak membantu dan memberi kemudahan dalam pengolahan data di Batan.
10. Para Dosen Pasca Sarjana Program Ilmu Fisika FMIPA UI dan pak Suparman yang banyak membantu dan memberi masukan yang berharga.
11. Kepala Departemen Radiologi RS. Husada yang telah mengizinkan penulis melakukan penelitian di unit CT Scan.
12. Direktur RS. Tugu Ibu beserta staff radiologi yang telah membantu dengan tulus guna mendapatkan data yang memadai.
13. Sri Rahayu Wahyuningsih dan Aiman Imam Prawira , Istriku dan Anaku tercinta yang memberikan banyak dukungan dan doa , guna menyelesaikan penulisan tesis
14. Drs. Suprianto, staff pengajar STM Pembangunan Rawamangun, yang telah setia menemani mencari dan membuatkan bahan acrylic untuk tempat TLD
15. Sdr. Sutarto, Timmy Setiawan dan teman – teman di program S-2 Fisika Medis angkatan 2006 yang telah banyak membantu kelancaran penulis dalam menyelesaikan tesis ini., dan
16. Semua pihak yang telah membantu dan tidak bisa disebutkan satu persatu.

DAFTAR ISI

Halaman

ABSTRAK	i
KATA PENGANTAR	iii
UCAPAN TERIMA KASIH	iv
DAFTAR ISI	vi
DAFTAR GAMBAR	vii
DAFTAR TABEL	viii
DAFTAR LAMPIRAN	ix
BAB 1. PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	1
1.3 Pembatasan Masalah	2
1.4 Metodologi Penelitian	2
1.5 Hasil penelitian	3
1.6 Kesimpulan dan saran	3
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 CT Scan	4
2.2 Generasi CT Scan	5
2.3 Dasar dari Computed Tomography	8
2.4 Computed Tomography Dose Index (CTDI).....	10
2.5 Dosis pasien pada CT Scan.....	11
2.6 Nilai Dosis Referensi	12
2.7 Proses Termonoluminisensi	12
2.8 Detektor kamar ionisasi (ionisation chamber)	14
BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Peralatan	17
3.2 Metode Penelitian	18
BAB 4. HASIL PENELITIAN	
4.1 Pengukuran dengan TLD	20
4.1.1 Pemeriksaan kepala	20
4.1.2 Pemeriksaan abdomen	22
4.2 Pengukuran dengan Bilik Ionisasi	23
BAB 5. PEMBAHASAN	29
5.1 Pemeriksaan fantom kepala dan abdomen dengan TLD ..	30
5.2 Pengukuran fantom kepala dengan bilik ionisasi	30
BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN	34
DAFTAR PUSTAKA	35
LAMPIRAN	37

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1 CT Scan generasi pertama	6
2.2 CT Scan generasi ke dua	6
2.3 CT Scan generasi ke tiga	7
2.4 CT Scan generasi ke empat	7
2.5 CT Scan generasi ke lima	8
2.6 Ilustrasi Sinar X diterima detektor	11
2.7 Dosis rata-rata bidang scan	11
2.8 Bentuk pita energi termoluminisensi	12
2.9 Ilustrasi sinar pengion melepas energi	14
2.10 Kontruksi detektor isian gas	14
2.11 Proses terbentuknya ion positif dan negatif	15
2.12 Karakteristik jumlah ion terhadap perubahan tegangan kerja	15
3.1 Head phantom	17
3.2 Abdomen phantom	17
3.3 Susunan penempatan TLD	17
3.4 Simulasi pengukuran CTDI	19
4.1 Posisi Penempatan TLD di phantom	20
4.2 Histogram nilai CTDI _w dengan variasi pitch	21
4.3 Hubungan nilai CTDI/mAs (pada 100 mAs) dengan variasi pitch	24
4.4.a Hubungan nilai CTDI/mAs (pada 200 mAs dan 300 mAs) pada 100 kV..	25
4.4.b Hubungan nilai CTDI/mAs (pada 200 mAs dan 300 mAs) pada 120 kV..	26
4.4.c Hubungan nilai CTDI/mAs (pada 200 mAs dan 300 mAs) pada 130 kV..	27
5.1 Hubungan pitch dan nilai rata-rata CTDI/mAs(200 mAs dan 300 mAs) Pada 100 kV dan rentang pitch > 0,6	31
5.2 Hubungan pitch dan nilai rata-rata CTDI/mAs(200 mAs dan 300 mAs) Pada 120 kV dan rentang pitch > 0,6	31
5.3 Hubungan pitch dan nilai rata-rata CTDI/mAs(200 mAs dan 300 mAs) Pada 120 kV dan rentang pitch 0,562 samapai 1,75	32
5.4 Hubungan pitch dan nilai rata-rata CTDI/mAs(200 mAs dan 300 mAs) Pada 130 kV dan rentang pitch > 0,6	32

DAFTAR TABEL

	Halaman
2.1 Nilai Dosis Referensi.....	12
3.1 Spesifikasi pesawat CT Scan di ke 3 Rumah Sakit	18
4.1 Hasil Pengukuran CTDI kepala di 3 Rumah Sakit.....	21
4.2 Hubungan variasi pitch dengan nilai CTIvol,CTDIw, CTDIvol/mAs	22
4.3 Hasil pengukuran CTDI abdomen di 3 Rumah sakit	23
4.4 Hubungan CTDI/mAs (pada 100 mAs) dengan variasi kV.....	24
4.5 Hubungan CTDI/mAs (pada 200 mAs dan 300 mAs) pada 100 kV ...	25
4.6 Hubungan CTDI/mAs (pada 200 mAs dan 300 mAs) pada 120 kV ...	26
4.7 Hubungan CTDI/mAs (pada 200 mAs dan 300 mAs) pada 130 kV ...	27
4.8 Rentang nilai rata-rata CTDI/mAs pada daerah pitch < 0,6 dan antara 0,6 – 1,75 (200 mAs dan 300 mAs)	28
5.1 Persamaan linier antara CTDI/mAs dengan Pitch	32

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 : Hasil Pengukuran CTDI di RSUD Koja dengan TLD

- Pemeriksaan Phantom Head (Kepala)
- Pemeriksaan Phantom Abdomen (Perut)

Lampiran 2 : Hasil Pengukuran CTDI di RSUD Husada dengan TLD

- Pemeriksaan Phantom Head (Kepala)
- Pemeriksaan Phantom Abdomen (Perut)

Lampiran 3 : Hasil Pengukuran CTDI di RSUD Tugu Ibu dengan TLD

- Pemeriksaan Phantom Head (Kepala)
- Pemeriksaan Phantom Abdomen (Perut)

Lampiran 4 : Hasil Pengukuran CTDI di 3 RS Dengan menggunakan TLD

Lampiran 5 : Hasil Pengukuran CTDI pada pemeriksaan Head Phantom di RSUD Koja dengan Bilik Ionisasi.

Lampiran 6 : Hasil Pengukuran CTDI pada pemeriksaan Head Phantom di RSU. Husada dengan Bilik Ionisasi

Lampiran 7 : Hasil Pengukuran CTDI pada pemeriksaan Head Phantom di RSU. Tugu Ibu dengan Bilik Ionisasi

Lampiran 8 : Spesifikasi tiga pesawat CT Scan yang digunakan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 LATAR BELAKANG

Perkembangan teknologi dalam bidang radiologi terus berkembang seiring waktu, demikian pula dengan tuntutan masyarakat terhadap pelayanan kesehatan khususnya di bagian radiologi, dengan mengertinya masyarakat terhadap adanya resiko yang ditimbulkan akibat interaksi radiasi terhadap tubuh. Modalitas radiologi yang digunakan untuk menegakkan diagnosa salah satunya adalah pesawat Multislice CT Scan

Paparan radiasi pada pekerja radiasi diukur dengan menggunakan monitor perorangan sehingga dapat diketahui besaran dosis radiasi yang diterimanya. Dosis pada pasien umumnya di estimasikan melalui simulasi pemeriksaan dengan menggunakan fantom, sehingga didapatkan informasi perkiraan dosis radiasi yang diterima pasien pada monitor CT Scan yang dikenal dengan istilah Computed Thomografi Dose Index (CTDI). Pada setiap pemeriksaan CT Scan nilai CTDI ini tampil pada monitor yang nilainya setelah proses pencitraan selesai seharusnya tidak melebihi nilai dosis referensi yang telah ditetapkan oleh IAEA sebagai lembaga pengawas pemanfaatan Nuklir Internasional

1.2 TUJUAN PENELITIAN

Adapun yang menjadi tujuan penelitian dalam uji kalibrasi CTDI pada pesawat Multislice CT Scan adalah sebagai berikut:

1. Mengetahui dan memahami cara pengujian nilai dosis radiasi yang diterima pasien pada setiap pemeriksaan CT Scan
2. Dapat menginformasikan kepada petugas radiologi tentang variasi parameter dapat dipilih dalam menekan nilai dosis radiasi yang diterima pasien / petugas.
3. Dapat menerapkan prinsip ALARA (As Low As Reasonably Achievable), sehingga radiasi pada pekerja, pasien dan lingkungan dapat ditekan serendah rendahnya.

1.3 PEMBATASAN MASALAH

Permasalahan yang akan dibahas pada penelitian ini adalah menganalisa hasil pengukuran dengan variasi kV, mAs, tebal irisan dan Pitch, sehingga dapat dipilih parameter yang tepat pada 2 pengelompokan pemeriksaan klinis di tiga rumah yaitu dengan fantom kepala, dan abdomen (perut).

1.4 METODOLOGI PENELITIAN

Metode Penelitian yang akan dilakukan terdiri dari beberapa tahap, diantaranya :

1. Studi Literatur
2. Metode ini digunakan untuk mengetahui informasi tentang teori – teori dasar tentang radiasi, efek radiasi, alat ukur radiasi, CTDI, DLP, dan CT. Scan
3. Pengukuran CTDI menggunakan TLD dilakukan sesuai dengan kondisi pemeriksaan klinis oleh masing – masing institusi. Pembacaan TLD dilakukan oleh Pusat Standarisasi dan Penelitian Keselamatan Radiasi - Batan, Pasar Jum'at. Disamping itu pengukuran CTDI juga dilakukan dengan bilik ionisasi dengan kV, mA, tebal irisan dan pitch yang bervariasi. Nilai kV dipilih mulai dari 100 kV sampai 140 kV, nilai mA mulai dari 100 mA sampai 300 mA, tebal irisan dipilih 5,8 dan 10 mm dan pitch dimulai dari 0.562 sampai 1.0.
4. Hasil

Dosis pasien setelah pengukuran akan diketahui apakah sesuai dengan nilai dosis referensi atau tidak, melalui variasi parameter kV, mAs, tebal irisan dan pitch faktor maka akan dapat ditentukan berapa nilai parameter yang tepat untuk menghasilkan dosis minimum dengan kualitas pencitraan yang baik

1.5 SISTEMATIKA PENULISAN

Sistematika penulisan skripsi ini terdiri dari bab-bab yang memuat beberapa sub-bab. Untuk memudahkan pembacaan dan pemahaman maka skripsi ini dibagi menjadi beberapa bab yaitu :

BAB 1 Pendahuluan

Pendahuluan berisi latarbelakang, permasalahan, batasan masalah, tujuan penulisan, metode penulisan dan sistematika penulisan dari tesis ini.

BAB 2 Tinjauan Pustaka

Teori dasar berisi landasan – landasan teori sebagai hasil dari studi literature yang berhubungan perhitungan nilai dosis radiasi

BAB 3 Metodologi penelitian

Pada Bab ini akan diuraikan tentang kerangka konsep, definisi operasional, instrument penelitian, tempat penelitian, metode pengumpulan data, dan tahapan penelitian

BAB 4. Hasil Penelitian

Setelah didapatkan data – data informasi dosis radiasi baik melalui pengukuran langsung dengan bilik ionisasi dan maupun dengan TLD maka dilakukan analisa terhadap data yang didapatkan, apakah sesuai dengan referensi .

BAB 5. Pembahasan

Pembahasan berisi pengolahan dari semua data yang diperoleh setelah melewati beberapa tahapan pengumpulan data, penelitian dan analisa data. Untuk menemukan suatu parameter yang tepat setelah diadakan pengukuran langsung menggunakan bilik ionisasi chamber dan TLD, sehingga penulis dapat menyarankan pengguna CT Scan untuk memakai parameter tersebut.

BAB 6 Kesimpulan Dan Saran.

Berisi ringkasan hasil pembahasan dari data yang diperoleh dan dari kesimpulan ini dapat memberi saran kepada pengguna CT Scan , untuk dapat dipertimbangkan .

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 CT-SCAN

Pengenalan penggunaan komputer pada bidang radiologi di mulai dua dekade terakhir pada tahun 1955. K. C. Tsien menggunakan komputer untuk menentukan dengan cepat dan akurat perhitungan dosis radiasi pada pasien yang terkena kanker. Jadi bukan hanya dibidang matematika tetapi juga berhasil dibuktikan penggunaan komputer pada bidang kesehatan.

Sekarang aplikasi komputer pada bidang radiologi mulai dari penyimpanan data pasien secara otomatis dan juga laporan radiologi. Untuk beberapa masalah yang sulit pada penggambaran. Penerapan gambaran mencakup gambaran diagnosa, analisis gambar secara otomatis dan Computed Tomography. Computed Tomography adalah jenis penggambaran terbaru yang dikembangkan pada tahun 1969 oleh Godfrey N. Hounsfield dari EMI.

Pada tahun 1967 Hounsfield meneliti sebuah teknik penggambaran dan kemudian menarik kesimpulan bahwa jika berkas sinar X yang menembus tubuh dari semua arah dan dilakukan pengukuran dari semua transmisi yang di bentuk oleh sinar X ini memungkinkan untuk mendapatkan informasi tentang struktur dalam tubuh.

Dan perkembangan dalam bidang CT Scan terus mengalami kemajuan dari hanya scanning kepala (head scanning) menjadi scanning seluruh tubuh (whole body scanning). Untuk pergerakan tabung sinar X dan detektor CT Scan mengalami perkembangan, yaitu:

- a. Translate- Rotate Scanner, dimana tabung sinar X dan detektor berpindah menurut garis melintang pasien dan perputarannya tabung sinar X 1 derajat dan rotasi detektor sampai 180 derajat.
- b. Translate- Rotate Scanner dengan fan beam, yaitu scanner yang memiliki tabung sinar X yang memancarkan berkas sinar berbentuk seperti kipas. Ia mempunyai multiple detektor hingga 50 buah dan tabung sinar X dapat berotasi 3-10 derajat. Pesawat ini hanya digunakan untuk pemeriksaan kepala.
- c. Rotate-Only Scanner yang memiliki tabung sinar X dan detektor yang berotasi mengelilingi pasien. Berkas sinarnya berbentuk fan beam, detektornya terbuat

dari xenon yang terdapat 200-700. Tabung sinar X dapat berotasi 30-90 derajat dan detektor dapat berotasi 360 derajat.

- d. Rotate-Stationary System, yang merupakan scanner dengan tabung sinar X yang berotasi tapi detektornya tidak bergerak (statis) karena dipasang diseluruh gantry secara melingkar.
- e. Elektronik Motion Scanner, terdiri dari:
 - e.1. Pesawat CT- Spiral, sumber sinar X nya berotasi secara kontinyu dengan pasien bertranslasi melalui berkas sinar X. Dimana meja pemeriksaan pasien bergerak maju selama tabung sinar-x berotasi. Atenuasi sinar X yang melalui obyek ditangkap detektor yang kemudian ditransfer ke komputer.
 - e.2. CT- Multi Slice, CT-Scan multi slice menggabungkan dua bahkan lebih detektor array yang berdampingan sehingga dapat menghasilkan dua atau lebih gambaran secara simultan (dalam waktu yang bersamaan). CT- Scan multi slice pada dasarnya menggunakan teknik CT- Spiral. Rotasi tabung sinar-x dan detektor mengelilingi pasien selesai dalam waktu kurang dari satu detik. Dapat dilakukan rekonstruksi gambaran dalam bentuk tiga dimensi (3D).

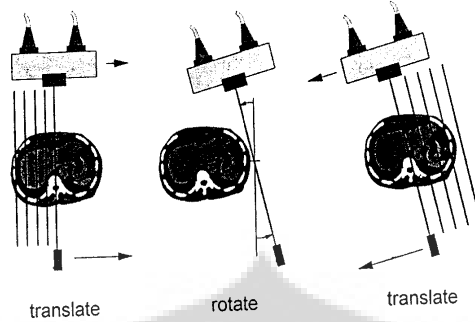
2.2. GENERASI CT-SCAN

Perkembangan CT Scane umunya dilihat dari perkembangan yang terjadi pada sistem scanningnya. Hingga kini perkembangan sistem yang terjadi di dunia CT Scan sudah sampai pada generasi ke lima yang sedang tahap pengembangan lebih lanjut yaitu CT scan dengan spiral.

2.2.1 Generasi pertama (Generasi I)

- a. Dikembangkan pada tahun 1977 oleh EMI.
- b. Pergerakan tabung sinar X dan detektor translasi dan rotasi (Translate – Rotate Scanners).
- c. Tabung sinar X memancarkan berkas sinar kecil (2 x 13 mm) yang disebut *Pencil Beam*. Masih menggunakan Detektor tunggal yang berbahan kristal Sodium Iodide (NaI .)
- d. Tabung sinar X dapat berotasi 1 derajat.
- e. Pergerakan rotasi detektor 180 derajat mengelilingi pasien.
- f. Waktu scanning 5 menit perslice.

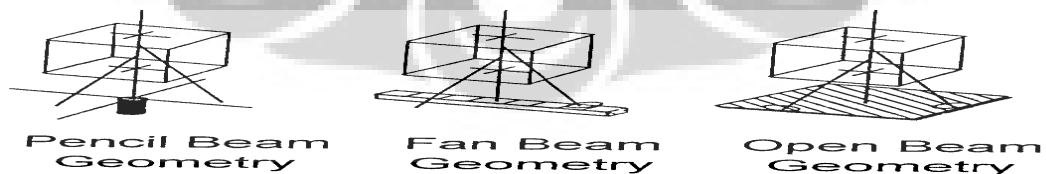
- g. Menggunakan *water bath* selama pemeriksaan.
- h. Dipergunakan hanya untuk pemeriksaan kepala.



Gambar 2.1 CT Sacan generasi pertama

2.2.2 Generasi kedua (Generasi II)

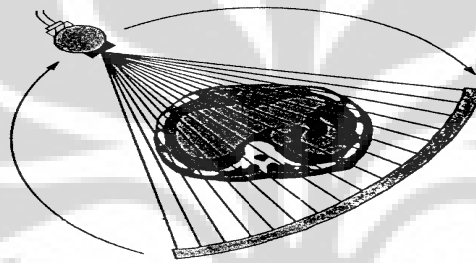
- a. Pergerakan tabung sinar X dan detektor translasi dan rotasi (translate-rotate scanner)
- b. Tabung sinar X memancarkan berkas sinar yang berbentuk seperti kipas tipis tetapi lebar yang disebut Fan Beam.
- c. Sudah menggunakan Multiple detektor (detector array) yang berjumlah hingga 50 detektor.
- d. Multiple detektornya terbuat dari kristal sodium iodide.
- e. Tabung sinar X berotasi 3-10 derajat, detektor dapat berotasi 180 derajat.
- f. Waktu scanning 2,5 menit – 12 detik perslice, ada juga yang mengatakan 20 detik percitra.
- g. Sudah tidak perlu menggunakan *water bath* selama pemeriksaan.
- h. Masih digunakan untuk pemeriksaan kepala.



Gambar 2.2 CT Scan generasi kedua

2.2.3. Generasi ketiga (1975) (Generasi III)

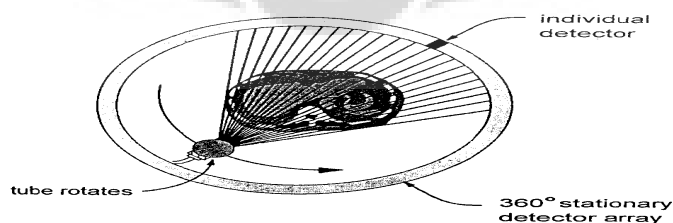
- Pergerakan tabung sinar X dan detektor rotasi mengelilingi pasien (Rotate-only Scanner)
- Berkas sinar X berbentuk *fan beam*
- Detektor terbuat dari gas xenon dan berjumlah 200- 700 detektor
- Tabung sinar X dapat berotasi 30 – 90 derajat, detektor dapat berotasi 360 derajat.
- Waktu scanning 5 – 3 detik per slice.



(Gambar 2.3 CT- Scan Generasi ketiga)

2.2.4. Generasi keempat (1975 fast scan)

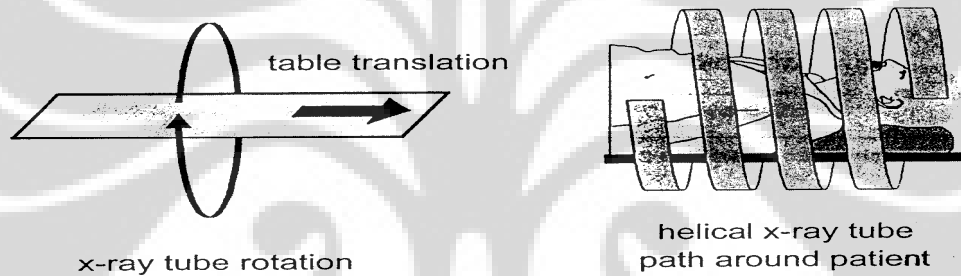
- Pergerakan tabung sinar X dan detektor Rotate Stasionary System dimana tabung sinar X berotasi 360 derajat sedangkan detektor tidak bergerak karena dipasang di seluruh gantry secara melingkar.
- Berkas sinar X *fan beam* dan divergen
- Jumlah detektor 600-2000 buah yang terbuat dari kristal Bismuth Germanium Oxide (BGO) dan kristal Cesium Iodide.
- Dilengkapi citra 3 dimensi..



Gambar 2.4 CT - Scan generasi ke empat

2.2.5. Generasi kelima (Generasi V)

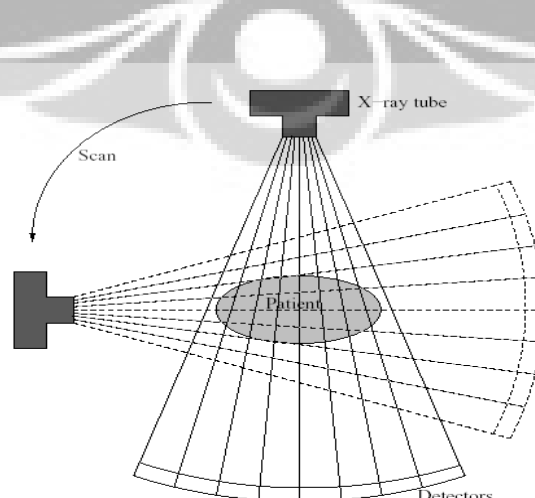
- a.. Pesawat CT- Spiral, sumber sinar X nya berotasi secara kontinyu dengan pasien bertranslasi melalui berkas sinar X. Dimana meja pemeriksaan pasien bergerak maju selama tabung sinar X berotasi. Atenuasi sinar X yang melalui obyek di tangkap detektor yang kemudian ditransfer ke komputer.
- b.. CT- Multi Slice, CT-Scan multi slice menggabungkan dua bahkan lebih *detektor array* yang berdampingan sehingga dapat menghasilkan dua atau lebih gambaran secara simultan (dalam waktu yang bersamaan). CT- Scan multi slice pada dasarnya menggunakan teknik CT- Spiral. Rotasi tabung sinar X dan detektor mengelilingi pasien selesai dalam waktu kurang dari satu detik. Dapat dilakukan rekonstruksi gambaran dalam bentuk tiga dimensi (3D).



Gambar 2.5 CT - Scan generasi kelima

2.3 Dasar dari Computed Tomography

Computed Tomography (CT) sebagai radiografi konvensional didasarkan atas pancaran sinar x kedalam tubuh. CT Scan berbeda dengan pemeriksaan konvensional radiografi, paling tidak ada dua hal yaitu tabung sinar x dan detektor nya mengelilingi tubuh pasien (Gambar 2.6).



Gambar 2.6 Prinsip CT Scan , tabung sinar-x dan detektor bergerak mengelilingi pasien.

Selama berotasi , setiap unsur detector mengambil sampel citra sebanyak 1000 yang merupakan pengukuran tingkat atenuasi . Seluruh data ini, dikumpulkan oleh computer . Masing-masing tingkat atenuasi merupakan perjalanan dari atenuasi foxel disepanjang lintasan berkas sinar.

Dengan menggunakan pendekatan matematika yang disebut transformasi radon , yang bisa menggambarkan koefisien atenuasi citra pada setiap foxel yang dihasilkan. Dibandingkan dengan radiografi konvensional rentang densitas yang tercatat akan lebih tinggi 10 kali. Sehingga tidak hanya lemak yang dapat dibedakan dari jaringan lain, tetapi juga tingkat densitas dari jaringan lemak itu sendiri dapat dibedakan. Sebagai contoh membedakan kandungan otak terhadap cairan cerebro spinal atau tumor terhadap jaringan sekitar.

Caranya pasien ditidurkan dengan bagian yang diperiksa dimasukkan ke pintu gantry dari tabung sinar x dan detector . Ketebalan irisan biasanya 0,5 mm sampai 10 mm. Dengan menggerakkan pasien melewati gantry , maka akan diperoleh citra dari bagian yang bersangkutan. Irisan yang lebih tipis menampilkan bagian lebih akurat , tetapi lebih banyak bagian yang dibutuhkan untuk menampilkan volume organ tertentu.

Ada dua metode pencitraan dengan pesawat CT, yaitu irisan per irisan yang dikenal dengan CT konvensional, dan aquasisi volume, yang biasa dikenal CT helical atau CT Spiral). Pada CT helical pasien bergeser secara terus menerus , sehingga berkas sinar x nya memancar seperti putaran spiral. Pada saat yang bersamaan, semua data yang masuk ke detector dikumpulkan.

Terdapat keuntungan dari CT spiral yaitu mengurangi waktu scanning, sehingga berakibat penurunan artefak akibat pergerakan, dan gambar yang dihasilkan benar-benar berupa gambaran berkelanjutan tanpa adanya celah atau tumpang tindih. Akan tetapi interpolasi diperlukan untuk merekonstruksi atenuasi citra dari foxel.

Dalam pesawat CT terdapat parameter yang berfungsi agar citra tidak saling overlap, yaitu pitch, dimana dapat di tunjukan rumus (1):

$$p = \frac{T \cdot F}{h} \quad (1)$$

dimana TF adalah kecepatan pergerakan meja dan h menunjukkan besarnya tebal irisan.

2.4 Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Jumlah dosis dasar yang berasal dari pesawat CT, merupakan penurunan dari pengukuran dosis irisan tunggal dan biasanya diukur dengan menggunakan phantom standar. Pada fenomena matematika menerangkan bahwa penjumlahan dari semua distribusi dosis, disepanjang garis yang sejajar dengan sumbu rotasi CT yaitu sumbu z yang diperoleh dari persamaan (sumbu - z) (2).

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

dimana $D(z)$ adalah nilai dosis yang terdapat pada lokasi di sepanjang sumbu - z dan h adalah notasi yang menunjukkan nilai ketebalan irisan. Dengan kata lain CTDI sebanding dengan bagian dari profil dosis dibagi ketebalan irisan.

Kenyataannya, integrasi batas di ijin adalah ± 50 mm, $CTDI_{100}$ atau ± 7 kali nilai ketebalan irisan. Dengan asumsi bahwa dosis didalam phantom menurun secara linier dengan letak sudut dari permukaannya terhadap titik pusat, maka tingkat rata-rata normal dosis terhadap irisan kira-kira dapat dihitung melalui rumus (3) berikut ini,

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (3)$$

dimana c dan p mengidentifikasi sebagai pusat dan tepi. CTDI juga dapat dinormalisasikan dengan menggunakan arus tabung. Dosis lain yang timbul adalah $CTDI_{vol}$, dimana $CTDI_w$ dikoreksi untuk menilai pitch, dapat di hitung dengan menggunakan rumus (4):

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (4)$$

Penggunaan kolimator yang ketat pada CT, menunjukkan bahwa hanya pada jaringan tertentu saja yang akan terkena radiasi pada setiap scan. Idealnya, setiap berkas radiasi yang keluar dari kolimator, akan melalui jaringan dengan batas tegas, seluas berkasnya. Tidak ada overlaps antara irisan yang satu dengan yang lain.

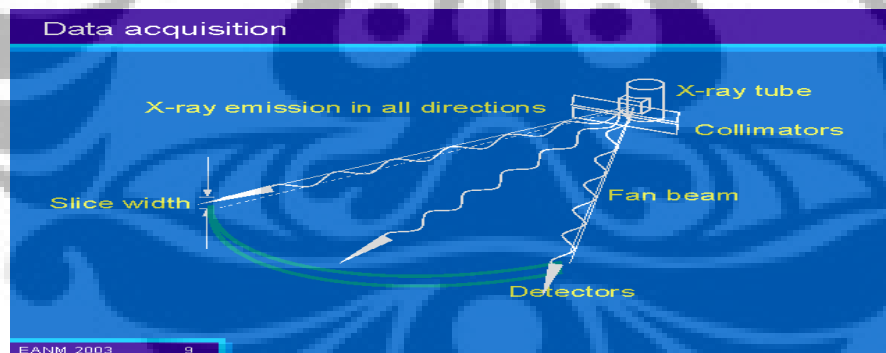
Untuk menentukan besarnya dosis radiasi pada CT, dipakai istilah Multiple Scann Average dose (MSAD), yaitu: dosis rata-rata jaringan, pada kedalaman tertentu dari permukaan. Estimasi MSAD dapat dilakukan melalui pengukuran besarnya Dosis yang disebut CT dose index (CTDI).

2.5 Dosis pasien pada CT. Scan

Distribusi dosis radiasi dari CT. Scan sangat berbeda dengan distribusi dosis yang berasal dari radiografi konvensional. Tiga Aspek yang membedakannya adalah :

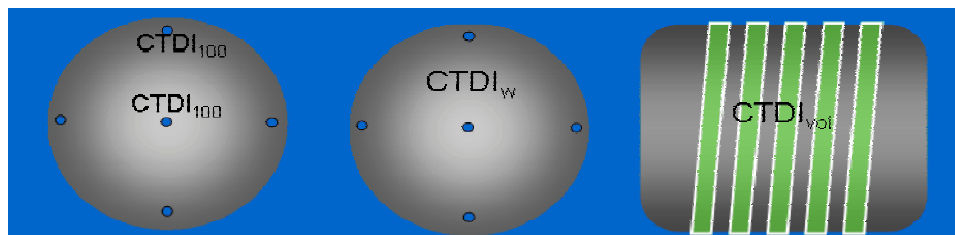
1. Pada CT, sumber radiasi terkolimasi /terbatas dengan baik, sehingga volume jaringan yang terkena radiasi lebih kecil dibandingkan dengan radiografi.
2. Pada akuisisi rotasi, volume jaringan terkena radiasi dari segala sudut sehingga terjadi distribusi dosis secara total yang lebih merata.
3. Pada CT, diperlukan SNR yang tinggi untuk mendapatkan resolusi yang tinggi.

Dengan demikian dosis radiasi pada setiap slice menjadi lebih besar, oleh karena diperlukan kV dan mAs yang lebih tinggi. Compton scattering merupakan mekanisme interaksi yang dominan terjadi pada CT. Scan, sehingga faktor radiasi scatter memberikan kontribusi yang paling dominan dalam pembebanan dosis radiasi pada pasien, bahkan lebih besar dari dosis yang berasal dari radiasi primer. Pada Gambar 2.6 dibawah mengilustrasikan berkas sinar -x diterima oleh detektor setelah melewati celah (slice width).



Gambar 2.6 Ilustrasi sinar x diterima detector

Dosis rata-rata yang diterima pasien / fantom dapat diilustrasikan pada Gambar 2.8



Gambar 2.7 Dosis rata – rata pada bidang Scan : $CTDI_w$

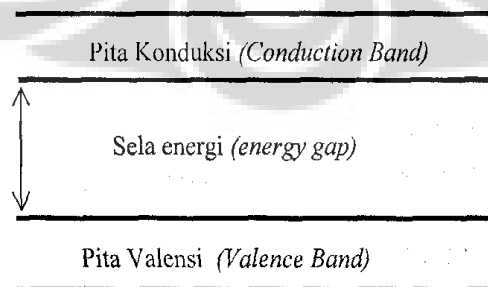
2.6 Nilai Dosis Referensi untuk pasien dewasa pada pemeriksaan CT. Scan :

Objek Pemeriksaan	IAEA, Vienna (1996) (mGy)	Polish (1999) (mGy)	British (2003) (mGy)
Kepala (Head)	50	60	55
Perut (Abdomen)	25	35	18
Paru – Paru (Chest)	25	35	13

Tabel 2.1 Nilai dosis referensi

2.7 Proses Termonoluminisensi

Konsep dasar fenomena termonoluminisensi adalah model pita energi . Dalam model ini digambarkan bahwa ada level-level energi tertentu dalam kristal yang dipisahkan oleh suatu band gap seperti tampak pada Gambar 2.1. Berbagai pita energi dalam zat padat dapat bertumpangan sehingga electron memiliki distribusi kontinyu dari energi yang diijinkan. Sedangkan dalam zat padat yang lainnya pita energi bisa tak bertumpangan dan adanya celah diantaranya menyatakan energi yang tidak boleh dimiliki electron. Celah ini dikenal sebagai daerah sela energi (energy gap) . Daerah ini yang memisahkan antara antara pita konduksi (conduction band) dan pita valensi (valence band). Semakin lebar daerah sela energi maka energi yang dibutuhkan untuk mengeksitasikan electron dari pita valensi ke pita konduksi akan semakin besar dan sebaliknya.



Gambar 2.8 Bentuk pita energi material terminal termoluminsensi

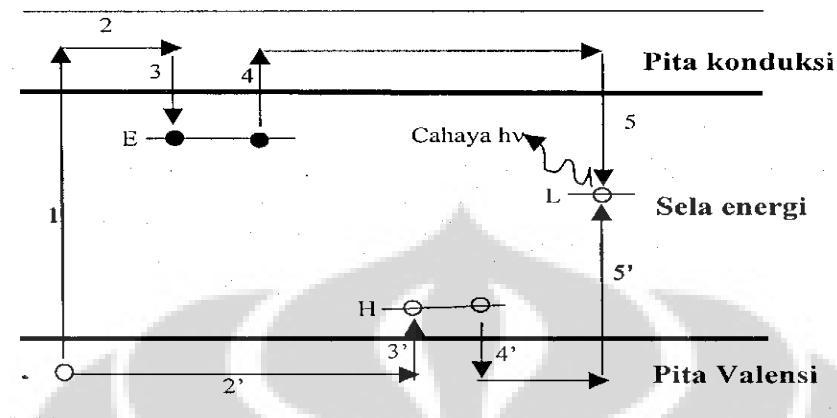
Dalam model ini digambarkan, bila material yang dapat menghasilkan proses luminisensi diberikan energi lain yang lebih besar dari sela energi, misalnya sinar γ , maka electron akan meninggalkan pita valensi menuju ke pita konduksi. Akibatnya terbentuklah lubang pada pita valensi yang bermuatan positif. Proses ini disebut sebagai proses eksitasi. Selanjutnya electron dapat bergerak bebas dan berkombinasi dengan lubang pada ground energi level sambil memancarkan foton.

Dalam kristal yang terdapat cacat, misalnya kehilangan atom, atom tidak pada tempatnya, ataupun kehadiran atom asing (ketidakmurnian), maka struktur pita energinya mengalami perubahan. Perubahan tersebut membolehkan adanya tingkat energi lain di dalam pita larangan atau dapat memberikan satu atau lebih tingkat energi tambahan didalam daerah yang terletak antara pita konduksi dan pita valensi.

Bahan termoluminisensi mempunyai struktur pita energi yang seperti itu, untuk menimbulkan proses luminisensi diperlukan suatu perangkap electron E (electron trap) dan perangkap lubang H (hole gap) yang disebut aktivator. Perangkap electron mempunyai kemampuan untuk menjebak dan bersifat metastabil dapat mengembalikan electron ke daerah lubang, dengan kata lain fungsi activator tersebut dapat mengintensifkan proses termoluminisensi. Jika suatu kristal yang mengandung ketidakmurnian diberikan suatu radiasi pengion, maka akan terjadi pemindahan electron dari pita valensi ke pita konduksi (langkah 1). Elektron akan bergerak bebas pada daerah pita konduksi (langkah 2) karena ada cacat kristal electron jatuh keperangkap E (langkah 3). Pada saat yang bersamaan lubang yang bermuatan positif akan bergerak bebas pada pita valensi (langkah 2'), kemudian terperangkap pada lubang H (langkah 3'). Pada perangkap yang stabil, electron maupun lubang akan terjebak sampai memperoleh energi yang cukup untuk keluar.

Apabila material tersebut diberikan agitasi termal dengan cara meningkatkan temperature melebihi temperature kamar, maka electron yang terperangkap akibat proses radiasi sinar pengion dapat melepaskan diri ke daerah pita konduksi dan berekombinasi dengan hole pada pusat luminisensi (langkah 5 dan 5') sambil melepaskan energi yang dipancarkan sebagai foton cahaya seperti tampak pada Gambar 2.9. Foton cahaya yang dihasilkan dalam proses termoluminensi akan menuju ke suatu harga tertentu (maksimum atau minimum) yang bersesuaian dengan jumlah muatan yang terperangkap atau intensitas cahaya yang dipancarkan ditentukan oleh

pelepasan electron-elektron dari perangkat-perangkat. Jadi jumlah total pancaran akan akan menentukan dosis tertentu yang sebanding dengan serap oleh material..

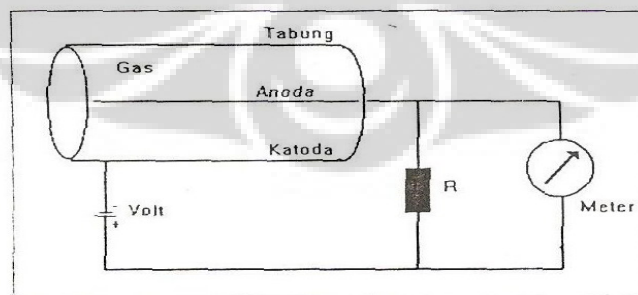


Gambar 2.9 Ilustrasi sinar pengion melepaskan energi sebagai foton cahaya

2.8 Detektor kamar ionisasi (ionisation chamber)

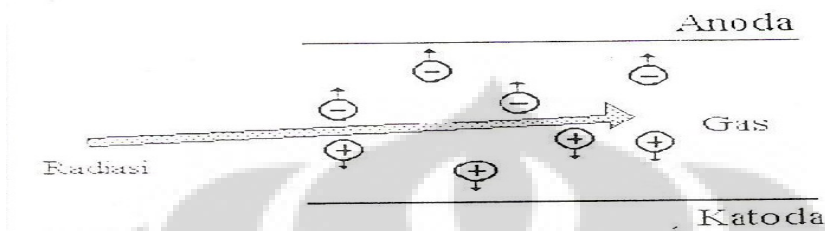
Detektor kamar ionisasi merupakan salah satu jenis detector isian gas yang merupakan detektor yang sering dipakai untuk mengukur radiasi. Detektor ini terdiri dari dua elektroda positif dan negatif serta berisi gas di antara kedua elektrodanya. Elektroda positif disebut sebagai anoda , yang dihubungkan ke kutub listrik positif, sedangkan elektroda negatif dihubungkan sebagai katoda , yang dihubungkan ke kutub negatif.

Detektor kamar ionisasi ini berbentuk silinder dengan sumbu yang berfungsi sebagai anoda dan dinding silindernya sebagai katoda , sebagaimana terlihat pada Gambar 2.10.



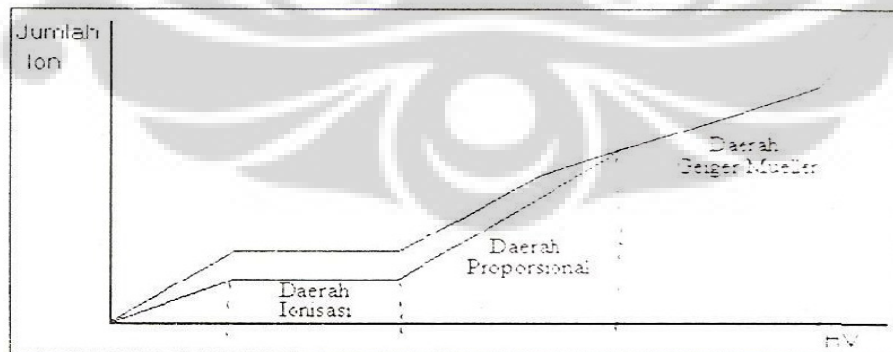
Gambar 2.10 Kontruksi detektor isian gas

Radiasi yang memasuki detektor akan mengionisasi gas dan menghasilkan ion-ion positif dan ion-ion negatif (electron). Jumlah ion yang dihasilkan sebanding dengan energi radiasi. Ion-ion yang dihasilkan di dalam detector tersebut akan memberikan kontribusi terbentuknya pulsa listrik ataupun arus listrik.



Gambar 2.11. Proses terbentuknya ion positif dan negative.

Terbentuknya pulsa listrik maupun arus listrik disebabkan oleh ion-ion yang dihasilkan radiasi yang memasuki detector seperti terlihat pada Gambar 2.11 . Hal tersebut di atas dapat terjadi bila terdapat cukup medan listrik di antara dua elektroda . Medan listrik ini dapat diatur melalui pengaturan tegangan kerja (HV) detektor. Ion-ion yang dihasilkan oleh radiasi yang memasuki detector tersebut dinamakan sebagai ion primer, sedangkan ion-ion yang dihasilkan oleh ion primer disebut sebagai ion sekunder. Bila medan listrik diantara dua elektroda semakin tinggi maka energi kinetik ion-ion primer akan semakin tinggi sehingga mampu untuk membedakan ionisasi lain dan jumlah ion yang dihasilkan oleh sebuah radiasi akan sangat banyak.



Gambar 2.12 Karakteristik jumlah ion terhadap perubahan tegangan kerja detektor.

Pada Gambar 2.12 menunjukkan karakteristik jumlah ion yang dihasilkan terhadap perubahan medan listrik (HV) diantara anoda dan katoda. Terdapat tiga jenis detector isian gas yang bekerja pada daerah yang berbeda yaitu detector kamar ionisasi yang bekerja di daerah ionisasi, detector proporsional yang bekerja di daerah proporsional serta detector Geiger Mueller (GM) yang bekerja di daerah Geiger Mueller.

Sebagaimana terlihat pada kurva karakteristik gas pada Gambar 2.12 jumlah ion yang dihasilkan dihasilkan relative sedikit sehingga tinggi pulsa, sehingga bila menerapkan pengukuran model pulsa sangat rendah. Oleh karena itu, biasanya pengukuran dengan menggunakan detector ionisasi menerapkan cara arus. Keuntungan dari jenis detector kamar ionisasi adalah dapat membedakan energi yang memasukinya dan tegangan kerja yang dibutuhkan tidak terlalu tinggi.

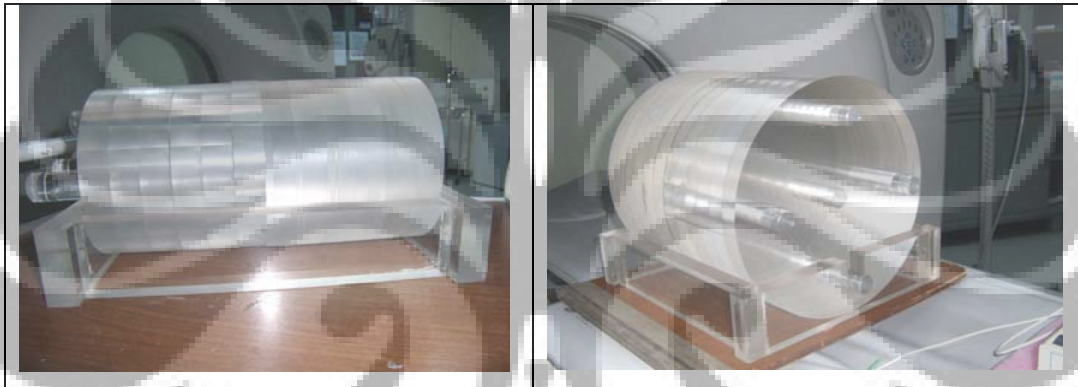


BAB 3

METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Peralatan.

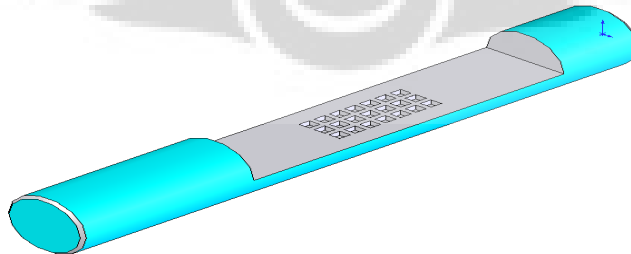
Dalam penelitian ini peralatan yang digunakan adalah phantom CT terbuat dari susunan lapisan akrilik, bentuk silinder dengan diameter 16 cm untuk simulasi kepala dan diameter 32 cm untuk simulasi abdomen. Gambar 3.1 dan 3.2 menunjukkan foto kedua phantom.



Gambar 3.1 Head Phantom

Gambar 3.2 Abdomen Phantom

Setiap phantom memiliki 5 lubang untuk pengukuran. Pengukuran dilakukan dengan TLD (*Thermoluminescence Dosimeters*) Li F buatan The Harsaw Chemical & Co dengan dimensi masing – masing 3 mm x 3 mm x 0,84 mm. Pada setiap pengukuran dibutuhkan 21 TLD yang disusun seperti pada Gambar 3.1, jarak antar TLD 1 cm, sehingga panjang antar ujung TLD sekitar 100 mm.



Gambar 3.3 Susunan TLD dalam pengukuran.

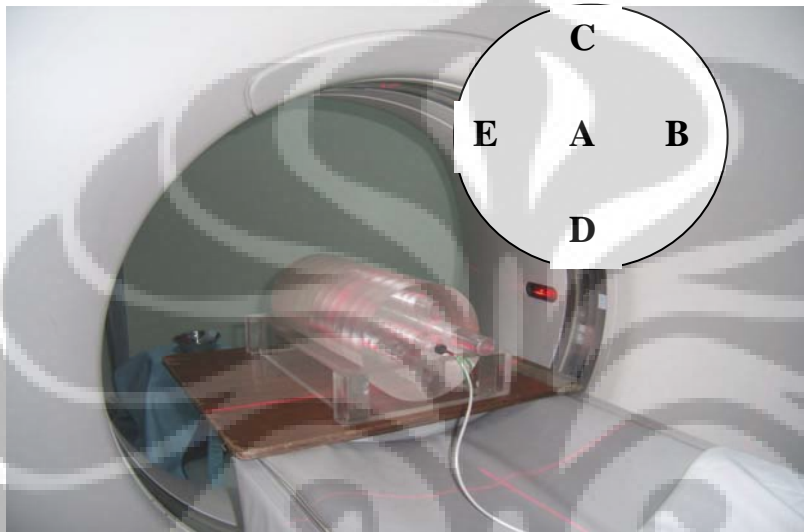
Disamping itu digunakan pula bilik ionisasi CT panjang 100 mm, diameter 2,4 mm dilengkapi dengan electrometer Rad check Plus. Pengukuran dilakukan di 3 rumah sakit, menggunakan CT Siemens Somatom ARC di RSUD Koja Jakarta Utara, CT Siemens Somatom Plus 4 Expert di RS. Tugu Ibu Depok Jabar dan CT GE (General Electric) Light Speed di RS. Husada Jakarta Barat. Informasi spesifikasi ke 3 pesawat CT tersebut dapat dilihat dalam Tabel 3.1

Rumah Sakit	Merk dan Tipe	Tegangan (kV)	Arus (mA)	Waktu Eksposi (Detik)	Tebal Irisan (mm)	Pitch
Husada	GE Light Speed	80,100, 120,140	100,200, 300,400, 500	2 – 5	2,3,5,8,10	0.562, 0.938, 1.375 dan 1.750
Tugu Ibu	Siemens Somatom Plus 4 Expert	80, 110, 140	100,150, 250	0,2 – 2	5,8, 10	1.0
Koja	Siemens Somatom ARC	80, 110, 130	100 ,150 , 250	2 – 5	5,8, 10	0.4 , 0.5, 0.8 dan 1.0

3.2 Metode Penelitian

Pengukuran CTDI menggunakan TLD dilakukan sesuai dengan kondisi pemeriksaan sehari – hari oleh masing – masing institusi . Pembacaan TLD dilakukan oleh Pusat Standarisasi dan Penelitian Keselamatan Radiasi - Batan , Pasar Jum'at. Disamping itu pengukuran CTDI juga dilakukan dengan bilik ionisasi dengan kV, mA, tebal irisan dan pitch yang bervariasi. Nilai kV dipilih mulai dari 100 kV sampai 130 kV, nilai mAs mulai dari 100 mAs sampai 200 mAs, tebal irisan dipilih 5 mm, 8 mm dan 10 mm dan pitch dimulai dari 0.562 sampai 1.0.

Pengumpulan nilai CTDI dikelompokkan dalam dua jenis pemeriksaan yaitu pemeriksaan kepala (Head), Perut (Abdomen). Pada pengukuran dengan menggunakan TLD dan pencil ion chamber ditempatkan pada holder yang dimasukkan ke hole di phantom yang berada di pusat dan ditepi, lokasi pengukuran dipusat fantom disebut lokasi pengukuran A, dan ditepi / peripher terdiri dari 4 lokasi pengukuran yaitu B, C, D, dan E, seperti terlihat di gambar 3.2



Gambar 3.4 Simulasi pengukuran CTDI

Pengukuran dilakukan dua kali pada masing masing lokasi, dilakukan dua tahap pengukuran dibedakan sesuai parameter pengukuran yaitu parameter rutin dan variasi parameter slice thikness , kV, mAs, dan Pitch.

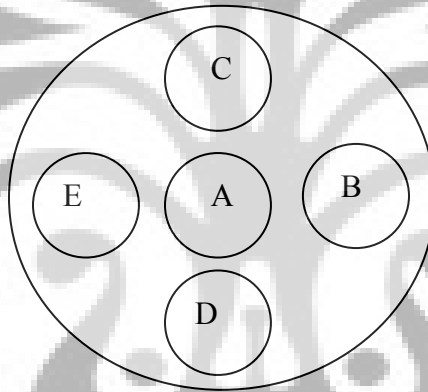
BAB 4

HASIL PENELITIAN

4.1 Pengukuran dengan TLD

4.1.1 Pemeriksaan kepala

Pengukuran dilakukan sesuai dengan kondisi pemeriksaan klinis sehari-hari pada rumah sakit terkait, khusus untuk pemeriksaan kepala dan abdomen. Setiap kali pengukuran dilakukan dua kali pengulangan dan setiap titik pengukuran menggunakan 21 TLD yang diletakkan dalam phantom dengan posisi dalam gambar 4.1, dimana dilihat pada penampang lintang transversal.



Gambar 4.1 Posisi TLD dalam phantom

Pengukuran pertama pada daerah head scan yang dilakukan pada beberapa lokasi antara lain A, B, C, D, dan E seperti tampak pada gambar. Pemeriksaan CT Scan kepala di tiga rumah sakit yang berbeda menunjukkan kondisi pemakaian tegangan (kV), arus tabung (mA), tebal irisan (slice thickness) dan pitch yang tidak sama. Hasil pengukuran CTDI kepala dari ketiga rumah sakit yang dilakukan dalam pemeriksaan CT Scan secara rutin, dapat dilihat lampiran 1 sampai lampiran 4. Tampak pada lubang pengukuran di titik C memiliki hasil paling tinggi dibandingkan dengan keempat titik pengukuran, karena pada titik C merupakan titik awal dan titik akhir pergerakan tabung sinar-x.

Nilai bacaan hasil pengukuran B, D dan E tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan, sedangkan di titik A menunjukkan nilai yang terendah pada setiap pemeriksaan, karena terletak pada pusat phantom.

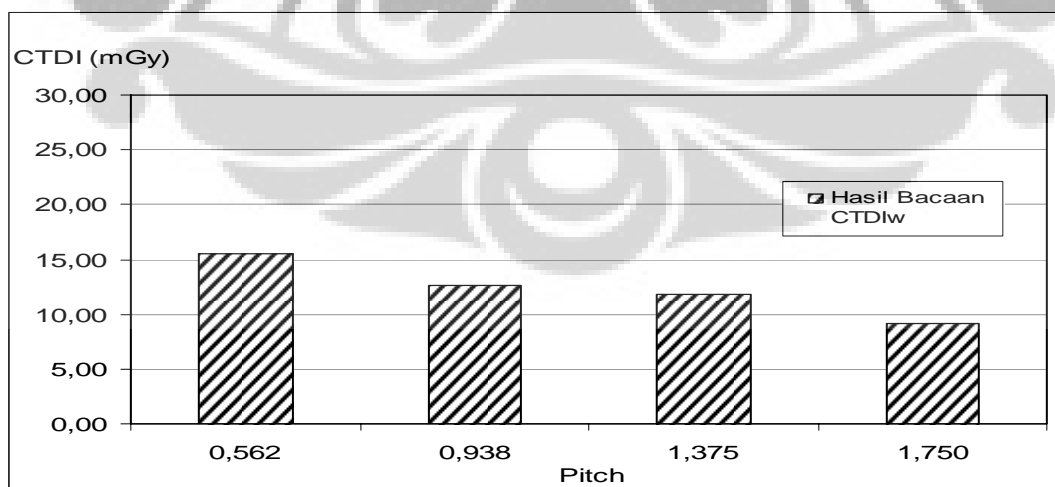
Seperti terlihat dari data dalam lampiran 1 – 4, untuk mendapat nilai CTDInya untuk setiap picthnya dapat dihitung dengan menggunakan rumus 3 dan 4 dan hasilnya dapat dilihat di tabel 4.2 dibawah :

Tabel 4.1 Hasil pengukuran CTDI kepala di tiga rumah sakit

Lokasi / Merek	Tegangan Tabung (kV)	mAs	Slice Thikness (mm)	Pitch	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)	CTDI vol/mAs (mGy/mAs)
RSUD. Koja (Siemen)	130	220	5	0.8*	24.73	30.91	0,1405
RS. Husada (G E)	120	300	5	0.562*	15.53	27.63	0,0641
	120	300	5	0.938	12.59	13.43	0,0447
	120	300	5	1.375	11.86	8.63	0,0287
	120	300	5	1.750	9.10	5.20	0,0173
RS. Tugu Ibu (Siemen)	140	116	10	1.0*	9.93	9.93	0,0856

(*) nilai pitch yang dipakai keperluan klinis

Pada tabel 4.1 diatas menunjukkan nilai CTDI pemeriksaan kepala in vitro, dengan merek pesawat CT Scan yang beragam. Sedangkan hasil nilai CTDI dengan variasi pitch dan pengaturan kV, mAs dan tebal irisan berturut – turut 120, 300 dan 5 mm di atur sama untuk ketiga nilai pitch yang berbeda, dapat di lihat pada histogram di gambar 4.2 dan pada tabel 4.2 di bawah ini.



Gambar 4.2 Histogram nilai CTDIw dengan variasi pitch

Untuk keperluan evaluasi dibuat Tabel 4.2 yang diekstrak dari dari Tabel 4.1

Pitch	Hasil Bacaan CTDI _{vol} (mGy)	Hasil Bacaan CTDI _w (mGy)	Nilai <i>CTDI</i> _{vol} / mAs (mGy / mAs)
0,562	27,630	15,530	0,0921
0,938	13,426	12,594	0,0447
1,375	8,625	11,859	0,0287
1,750	5,201	9,102	0,0173

Tabel 4.2 Hubungan variasi pitch dengan nilai CTDI_{vol}, CTDI_w dan CTDI_{vol}/mAs untuk pemeriksaan kepala dengan kondisi eksposi 120 kV, 300 mAs

Ternyata nilai CTDI sangat tergantung pada pemilihan pitch, dimana semakin besar pitch, nilai dosis (CTDI) akan semakin menurun.. :

4.1.2 Pemeriksaan abdomen

Pemeriksaan abdomen untuk semua pengukuran disesuaikan dengan penggunaan klinis penggunaan tegangan tabung (kV) , arus tabung (mAs) tebal irisan (mm) serta pitch disetiap RS berbeda-beda seperti terlihat pada lampiran 1 (A) – 4 (B) . Setelah data data dimasukan dimasukan kedalam persamaan 3 dan 4, diperoleh nilai hasil perhitungan CTDI w dan CTDI vol sebagai berikut :

Tabel 4.3 Hasil pengukuran CTDI abdomen di tiga rumah sakit

Lokasi / Merek	Tegangan Tabung (kV)	mAs	Slice Thikness (mm)	Pitch	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)
RSUD. Koja (Siemen)	130	95	10	0.8	4.13	5.165
RS. Husada (G E)	120	450	10	0.938	5.11	5.45
RS. Tugu Ibu (Siemen)	120	105	10	1.0	5.03	5.03

Hasilnya adalah ketika mAs semakin besar nilai CTDI yang terukur juga semakin besar.

4.2 Pengukuran dengan bilik ionisasi.

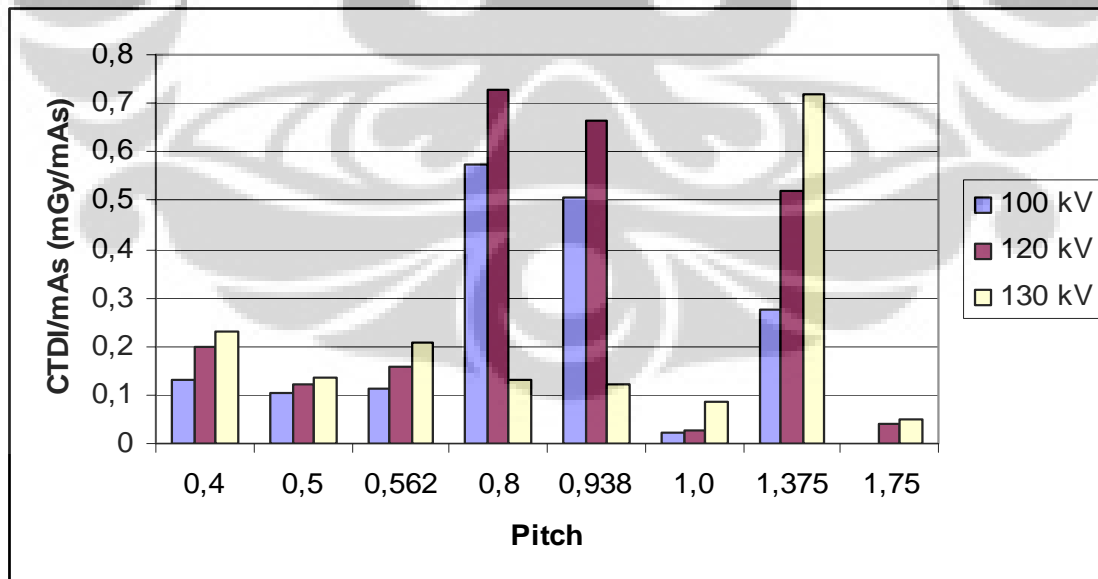
Pengukuran dengan bilik ionisasi, dimaksudkan untuk memperoleh informasi CTDI vol dan CTDI vol / mAs, dengan variasi kV, mA, dan pitch. Seperti pengukuran dengan TLD, pada pengukuran ini digunakan pesawat CT yang sama. Semua data hasil pengukuran dapat dilihat pada lampiran 5 sampai lampiran 7.

Dari data dalam tabel dilampiran tersebut, ternyata pada penggunaan 100 mAs selalu menghasilkan hasil CTDI / mAs yang relatif lebih tinggi dibandingkan dengan penggunaan 200 mAs dan 300 mAs, oleh karena itu, penggunaan 100 mAs untuk evaluasi diberikan dalam data tersendiri dalam tabel 4.4 dan pada gambar 4.3 Pada tabel 4.4 yang menyatakan hubungan nilai rata-rata CTDI/mAs pada 100 mAs dengan variasi

kV , antara 100 kV sampai 130 kV, Ternyata dosis (CTDI/mAs) pada penggunaan 100 mAs, sangat berfluktuasi , pada kenyataan sangat sulit diprediksi, sehingga tidak dipakai pada pemeriksaan rutin.

Tabel 4.4 Hubungan nilai CTDI/mAs (pada 100 mAs) dengan variasi kV

Pitch	Nilai rata-rata CTDI/mAs (pada 100 mAs)		
	100 kV	120 kV	130 kV
0,4	0,129	0,2	0,232
0,5	0,105	0,122	0,137
0,562	0,114	0,158	0,209
0,8	0,576	0,729	0,129
0,938	0,504	0,663	0,12
1,0	0,024	0,028	0,084
1,375	0,274	0,522	0,719
1,75	0,021	0,042	0,051



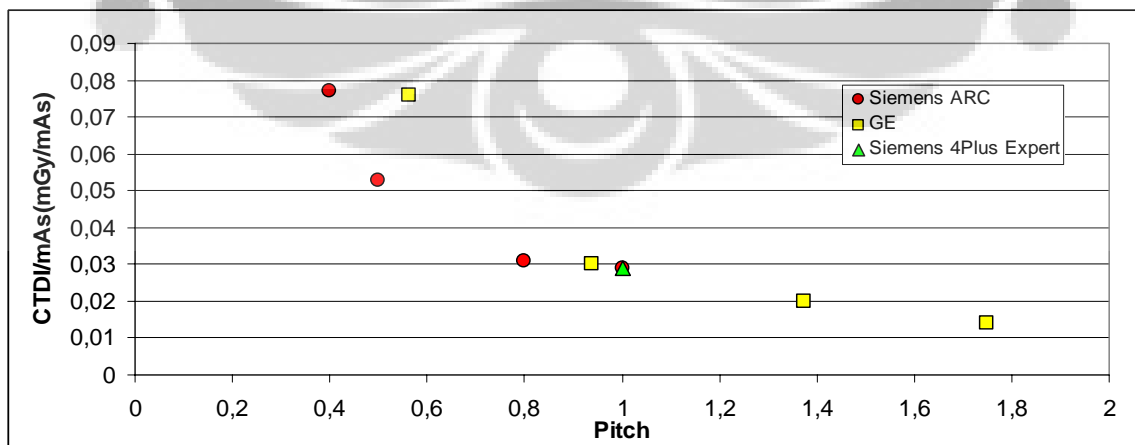
Gambar 4.3 Hubungan nilai CTDI/mAs (pada 100 mAs) dengan variasi kV

Dari Gambar 4.3 . tampak lonjakan CTDI/mAs pada pitch 0,8 , 0,938 dan 1,375 sampai mencapai nilai 0,7 mGy/mAs. Padahal untuk pitch yang lain, nilai CTDI/mAs lebih rendah dari 0,2 mGy/mAs. Nilai CTDI/mAs relatif sangat rendah dicapai pada pengaturan pitch 1,0 .

Pada tabel selanjutnya untuk pemakaian 200 mAs dan 300 mAs, nilai rata-rata CTDI/mAs dikelompokan berdasarkan nilai kV, dan hasilnya dapat dilihat pada tabel 4.5 dan gambar 4.4.a dibawah ini.

Tabel 4.5 Hubungan pitch dengan nilai rata CTDI/mAs (200 mAs dan 300 mAs) pada 100 kV

Pitch	Nilai rata-rata CTDI/mAs (pada 100 kV)
0,4	0,077
0,5	0,053
0,562	0,076
0,8	0,037
0,938	0,034
1,0	0,029
1,375	0,02
1,75	0,014



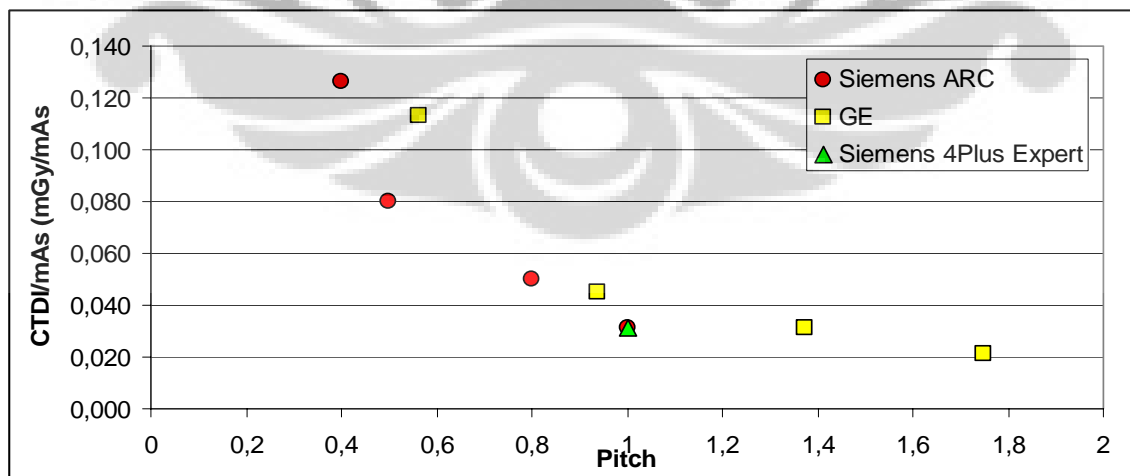
Gambar 4.4.a Hubungan pitch dengan nilai rata-rata CTDI/mAs (200 mAs dan 300 mAs) pada 100 kV .

Pada gambar 4.4.a nilai CTDI/mAs pada daerah pitch < 0,6 berada pada rentang 0,05 – 0,08, selanjutnya untuk daerah pitch > 0,6 nilai CTDI/mAs pada rentang 0,014 sampai 0,03.

Dari tabel 4.6 memperlihatkan kenaikan nilai rata-rata CTDI/mAs sewaktu nilai kV ditingkatkan menjadi 120 kV (pada 200 mAs dan 300 mAs), hasil pengukuran dapat dilihat pada tabel berikut :

Tabel 4.6. Hubungan pitch dengan nilai rata CTDI/mAs (200 mAs dan 300 mAs) pada 120 kV

Pitch	Nilai rata-rata CTDI/mAs (pada 120 kV)
0,4	0,126
0,5	0,08
0,562	0,113
0,8	0,058
0,938	0,052
1,0	0,048
1,375	0,030
1,75	0,023



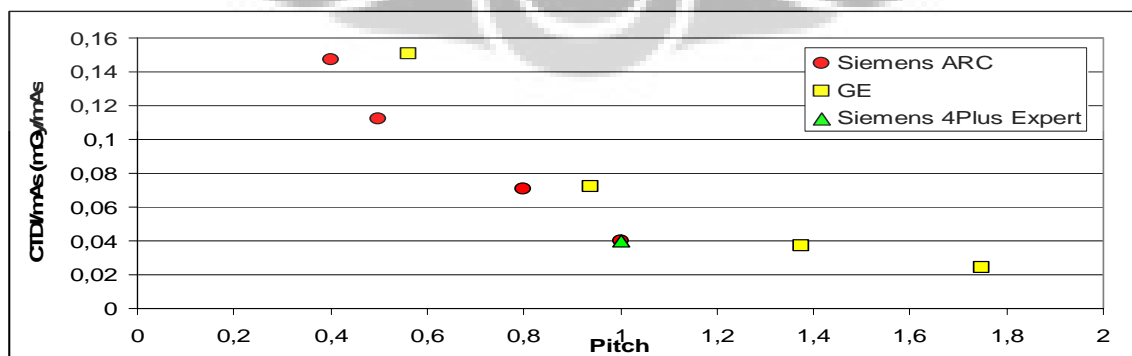
Gambar 4.4 b Hubungan nilai rata-rata CTDI/mAS dengan pitch
(200 mAs dan 300 mAs) pada 120 kV

Gambar 4.4.b . menunjukkan nilai CTDI/mAs pada daerah pitch < 0,6 yang mempunyai nilai dalam rentang 0,08 mGy/ mAs sampai 0,126 mGy/ mAs tampak lebih tinggi dibandingkan dengan pitch yang lain. Namun nilai CTDI/mAs cenderung menurun dalam rentang 0,02 mGy/ mAs sampai 0,08 mGy/ mAs, yaitu nilai pada daerah pitch > 0,6 , nilai CTDI/mAs cenderung menurun seiring kenaikan pitch.

Pada tabel berikutnya ,tabel 4.7, dengan menaikkan nilai kV , menjadi 130 kV, dan parameter yang lain tetap (200 mAs dan 300 mAs), tampak nilai rata-rata CTDI/mAs yang diperoleh terjadi penurunan tidak terlalu tajam seiring dengan kenaikan pitch.

Tabel 4.7 Hubungan pitch dengan nilai rata CTDI/mAs (200 mAs dan 300 mAs) pada 130 kV

Pitch	Nilai rata-rata CTDI/mAs (pada 130 kV)
0,4	0,147
0,5	0,112
0,562	0,151
0,8	0,071
0,938	0,065
1,0	0,054
1,375	0,037
1,75	0,024



Gambar 4.4.c Hubungan pitch dengan nilai rata-rata CTDI/mAs (200 mAs dan 300 mAs) pada 130 kV

Pada Gambar 4.4.c menunjukkan nilai rata-rata CTDI/mAs pada daerah pitch < 0,6 memiliki nilai rentang tidak jauh berbeda , antara 0,112 mGy/ mAs sampai 0,147 mGy/mAs. Begitu pula pada pitch > 0,6 terlihat nilainya menurun , pada rentang 0,02 mGy/ mAs sampai 0,08 mGy/ mAs

Dari ketiga gambar diatas, gambar 4.4 a, 4.4 b,dan 4.4 c, terdapat kecenderungan yang sama, yakni nilai CTDI/mAs menurun seiring dengan kenaikan pitch. Nilai pitch dapat digolongkan dalam 2 daerah , daerah sekitar 0,6 dan daerah diatas 0,6. Untuk jangkauan nilai rata- rata CTDI/mAs pada penggunaan 200 mAs dan 300 mAs pada kedua daerah tersebut dapat dinyatakan dalam tabel 4.8

Tabel 4.8 Rentang nilai rata-rata CTDI/mAs pada daerah pitch < 0,6 dan antara 0,6 - 1,75 (200 mAs dan 300 mAs)

Rentang pitch	kV	Rentang CTDI/mAs (mGy/mAs)
< 0,6	100	0,05 - 0,08
	120	0,08 - 0,13
	130	0,10 - 0,16
0,6 - 1,75	100	0,01 - 0,03
	120	0,02 - 0,06
	130	0,02 - 0,08

Pada kedua daerah pitch tersebut, pada rentang nilai pitch dibawah 0,6 nilai CTDI/mAs meningkat dengan kenaikan kV, pada 120 kV dan 130 kV, sedangkan untuk daerah rentang pitch 0,6 sampai 1,75 , tampaknya rentang CTDI/mAs tidak jauh berbeda, berturut-turut 0,02 mGy/mAs sampai 0,06 mGy/mAs dan 0,02 mGy/mAs sampai 0,08 mGy/mAs. Ternyata dari ketiga tabel dan gambar diatas, nilai CTDI/mAs yang tidak berfluktuasi terhadap pitch, terdapat pada daerah rentang pitch antara 0,6 sampai 1,75 pada penggunaan kV antara 120 sampai 130.

BAB 5

PEMBAHASAN

Dalam melakukan penelitian ini, proses pengambilan data tidak bisa dilakukan secara maksimal disebabkan jumlah sample yang terbatas dan merek pesawat CT Scan yang berbeda sehingga pengaturan protokol serta parameter operasionalnya berbeda – beda terutama pengaturan pitchnya. Disamping itu untuk pengambilan data di beberapa rumah sakit memerlukan dana yang besar dengan demikian merupakan kendala berikutnya dalam menambah jumlah data yang diambil.

Pengambilan data hanya dilakukan pada 3 rumah sakit saja , dikarenakan keterbatasan waktu dan dana. Dalam penelitian ini fantom dibuat sendiri dari bahan acrylic yang terdiri batang yang sudah diberi celah untuk tempat TLD dan phantom kepala / perut yang terdiri dari beberapa irisan yang ukurannya sesuai dengan rekomendasi US Food and Drugs Administration (FDA), dengan demikian phantom ini berbeda dengan buatan pabrik yang berbentuk satu kesatuan.

Nilai $CTDI_{100}$ yang di ukur di beberapa titik lokasi yang berbeda dipengaruhi oleh berbagai faktor , antara lain : pengaturan kV, posisi titik pengukuran, jarak antara sumber sinar-x dengan titik pengukuran, pitch, tebal irisan dan mAsnya.

Dalam penelitian ini diperoleh informasi bahwa $CTDI_{100}$ ternyata bervariasi tergantung pada lokasi titik pengukuran. Ternyata seluruh hasil pengukuran dengan fantom kepala maupun abdomen pada posisi dititik C menunjukkan nilai $CTDI_{100}$ yang lebih tinggi dibandingkan dengan titik pengukuran yang lain. Perbedaan tersebut disebabkan karena titik C merupakan awal dan akhir eksposi selalu terletak pada posisi di titik C. Dari pengukuran dengan TLD yang dilakukan dengan mengatur faktor yang disesuaikan dengan pemeriksaan klinis, terlihat bahwa $CTDI_w$, dan $CTDI_{vol}$ yang dihasilkan dari phantom kepala lebih besar dibanding dengan $CTDI_w$, dan $CTDI_{vol}$ yang dihasilkan dari phantom perut (abdomen).

Bila mana kondisi phantom kepala mewakili untuk pemeriksaan organ kepala atau pasien anak pada pemeriksaan CT Scan , sangatlah penting bahwa kondisi eksposi untuk pasien anak-anak atau organ kepala memperoleh perhatian tinggi agar menjamin

dosis yang diberikan pada pasien dijamin serendah mungkin (as low as reasonably achievable). Oleh karena dosis yang diterima pada organ kepala / anak-anak secara langsung proporsional terhadap milliampere-seconds, mengurangi nilai ini seminimal mungkin akan mengurangi dosis yang diterima pasien, dengan perjanjian kualitas citra dipertahankan. Pengaturan pemilihan parameter eksposi pitch, tebal irisan, kV, mAs diatur secara otomatis .

5.1 Pemeriksaan fantom kepala dan abdomen dengan TLD

Dari penelitian dengan TLD disini diperoleh informasi bahwa pada ketiga pesawat CT Scan menghasilkan nilai CTDI/ mAs kepala yang relatif tidak jauh berbeda. Nilai CTDI RS Koja ditemukan relatif lebih tinggi, mungkin disebabkan oleh penggunaan tegangan dan arus tabung yang relatif tinggi 130 kV dan 220 mA. Fenomena ini dapat dimengerti karena dengan pitch tinggi objek yang dimaksud akan menerima eksposi dalam waktu lebih singkat.

Nilai $CTDI_w$ dan $CTDI_{vol}$ yang beragam diperoleh dari pemeriksaan kepala in vitro dengan merek pesawat CT Scan yang berbeda.(Tabel 4.2) Pemilihan pitch dan factor exposure yang digunakan pada pemeriksaan klinis menunjukkan nilai dosis ($CTDI_{vol}$) tidak melampaui nilai $CTDI_{vol}$ yang dipublikasikan oleh IAEA, Safety Series *NO.115*⁸⁾

Untuk pengukuran CTDI Abdomen parameter kV, mAs, dan pitch dipih berbeda, dan tebal irisan yang sama, yakni 10 mm. Dalam penelitian ini diperoleh nilai CTDI_w berada dalam rentang 4,13 mGy - 5,11 mGy dan CTDI_{vol} dalam rentang 5,03 mGy - 5,45 mGy . Bila dibandingkan dengan nilai yang direkomendasikan oleh IAEA sebesar 25 mGy, temuan ini relatif lebih rendah. Nilai CTDI_{vol} abdomen dari Polish dan British, berturut turut 35 mGy dan 18 mGy , juga lebih tinggi dari temuan dalam penelitian ini [29]..

5.2 Pengukuran fantom kepala dengan Bilik ionisasi.

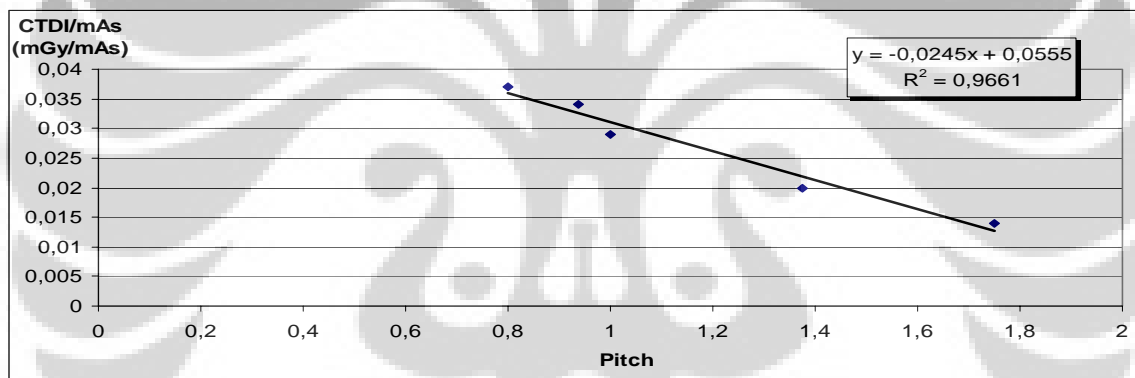
Pengukuran dengan bilik ionisasi dievaluasi berdasarkan nilai CTDI / mAs , untuk mengurangi pengaruh mAs. Penggunaan kondisi eksposi 100 mAs dengan nilai kV bervariasi (100 kV , 120 kV dan 130 kV) menghasilkan nilai CTDI/mAs paling tinggi dibandingkan dengan kondisi eksposi 200 mAs dan 300 mAs. Disamping itu juga

menghasilkan nilai *CTDI/mAs* yang sangat berfluktuasi. Anehnya nilai *CTDI/mAs* tinggi pada pitch 0,8 , 0,938 dan 1,75. Fenomena ini sejauh ini belum dapat dijelaskan. Oleh karenanya untuk selanjutnya *CTDI/mAs* untuk kondisi dengan faktor eksposi 100 mAs akan dievaluasi secara khusus.

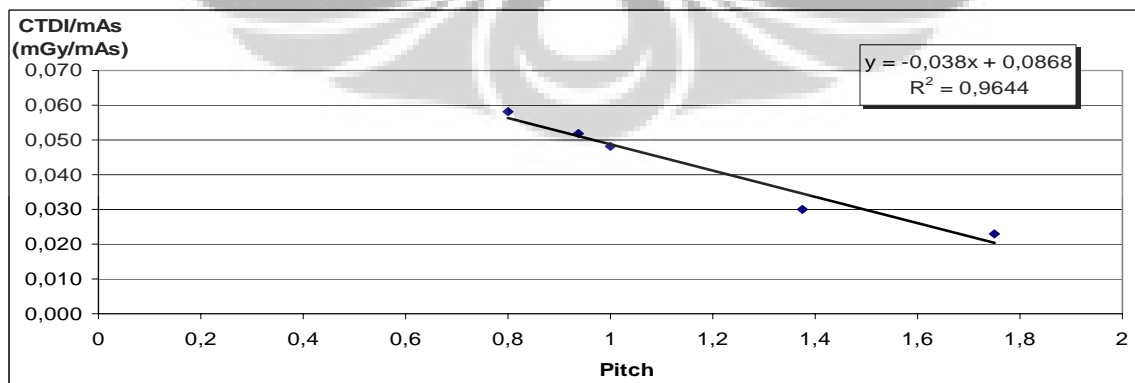
Untuk kondisi eksposi 200 dan 300 mAs , hubungan antara *CTDI/mAs* dengan pitch untuk setiap kV dibedakan menjadi 2 daerah , daerah pitch < 0,6 dan daerah > 0,6.

Daerah pitch < 0,6 nilai *CTDI/mAs* tinggi dan berfluktuasi , sedangkan dalam daerah pitch > 0,6 nilai *CTDI/mAs* memiliki hubungan linier dalam rentang tertentu.

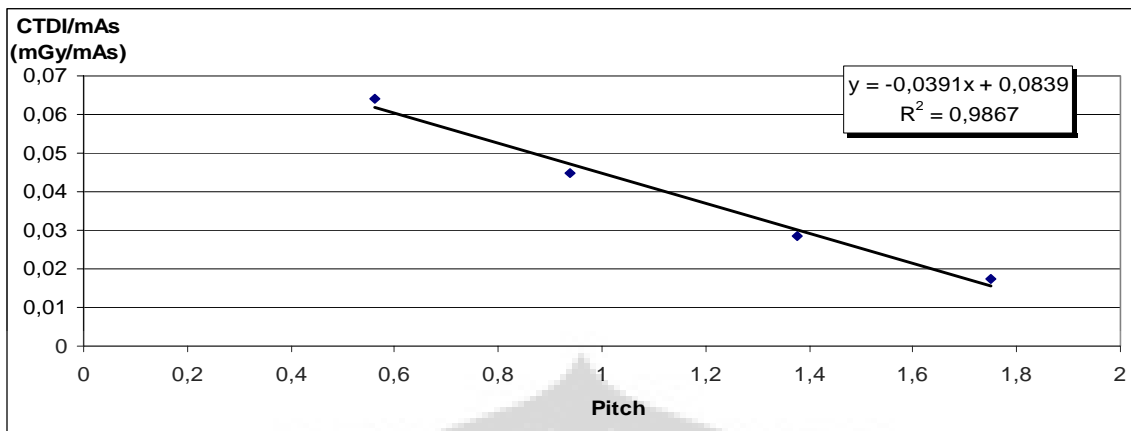
Untuk jelasnya hubungan antara *CTDI/mAs* dengan pitch untuk 100 kV, 120 kV dan 130 kV dalam daerah pitch > 0,6 diilustrasikan dengan grafik dalam Gambar 5.1, Gambar 5.2 dan Gambar 5.4. serta Gambar 5.3 untuk daerah pitch > 0,562.



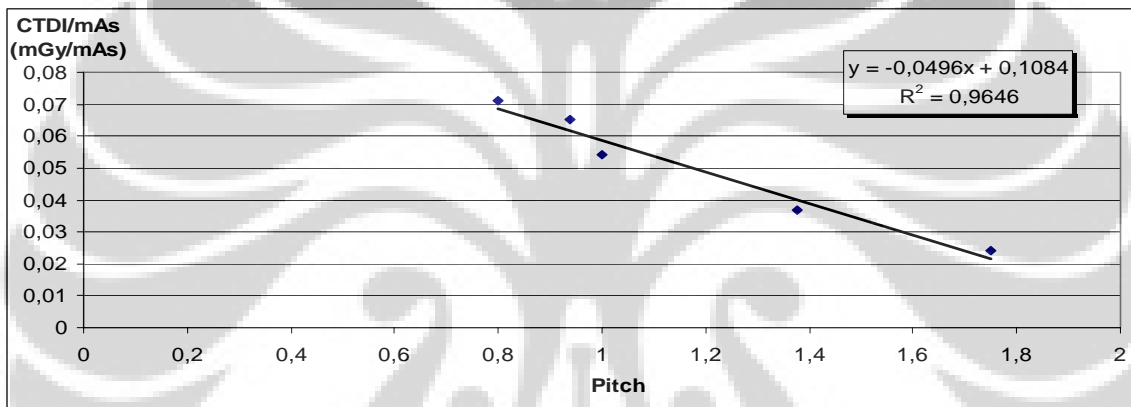
Gambar 5.1 Hubungan pitch dan nilai rata-rata *CTDI/mAs* (200 mAs dan 300 mAs) pada 100 kV dan rentang pitch > 0,6.



Gambar 5.2 Nilai *CTDI /mAs* untuk 120 kV pengukuran dengan bilik ionisasi dalam daerah pitch > 0,6



Gambar 5.3 Nilai CTDI /mAs untuk 120 kV pengukuran dengan TLD dalam rentang pitch 0,562 sampai 1,750



Gambar 5.4 Hubungan pitch dan nilai rata-rata CTDI/mAs (200 mAs dan 300 mAs) pada 130 kV dan rentang pitch > 0,6.

Dengan mengambil y sebagai CTDI/mAs dan x sebagai pitch, hubungan antara ketiganya dapat dilihat dalam tabel 5.1

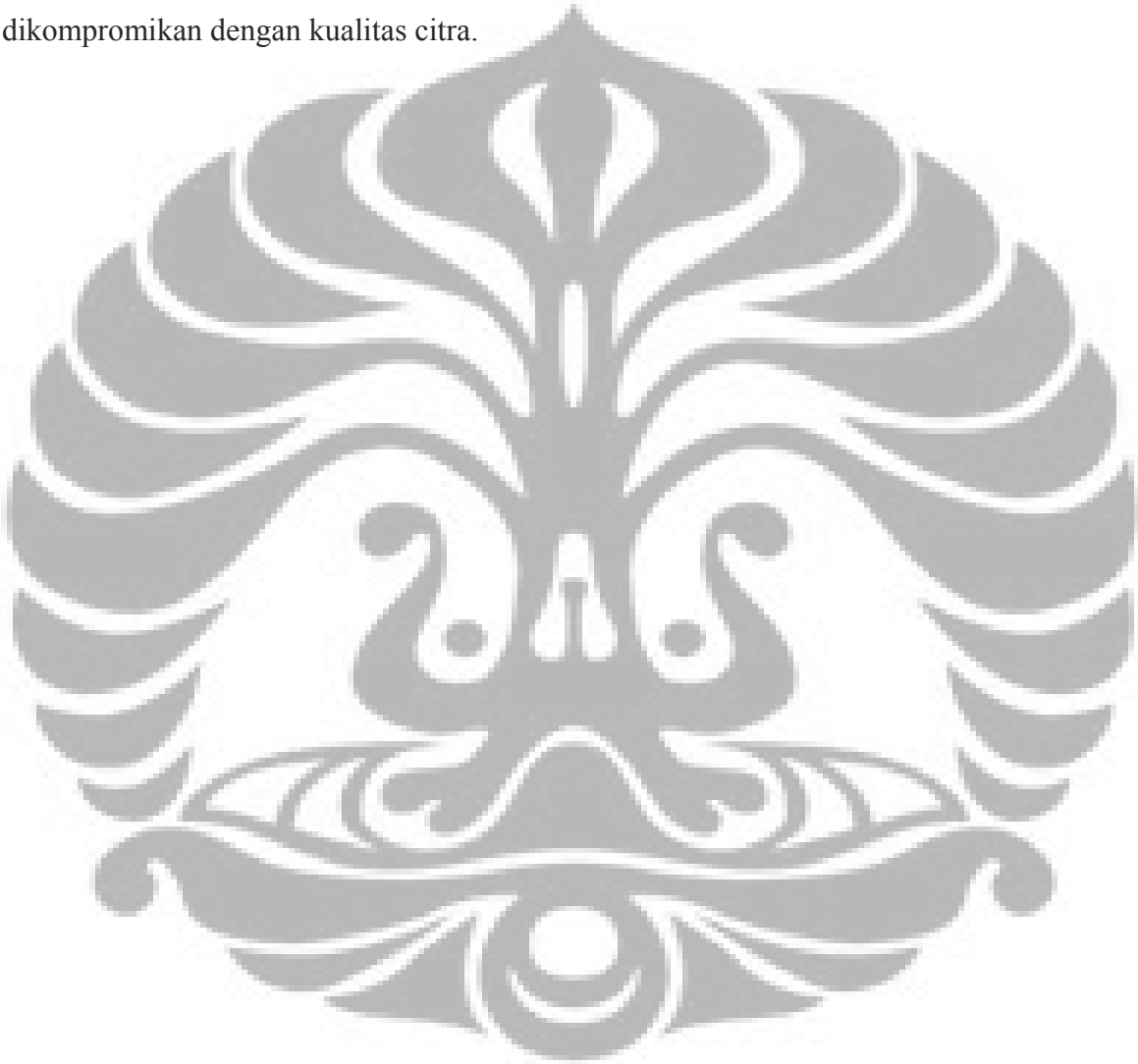
Tabel 5.1 Persamaan linier antara CTDI/mAs dengan pitch

Kondisi eksposi (kV)	Persamaan	Koefisien korelasi	Rentang CTDI/mAs daerah pitch >0,6
		(R^2)	
100	$y = - 0,0245x + 0,0555$	0,9661	0,014 - 0,037
120	$y = - 0,038 x + 0,0868$	0,9644	0,023 - 0,058
130	$y = - 0,0496 x + 0,01084$	0,9646	0,024 - 0,071
120*	$y = - 0,0391 x + 0,0839$	0,9867	0,0173 - 0,0641

*) Hasil pengukuran TLD dalam rentang pitch 0,562 – 1,750

Untuk perbandingan pengukuran CTDI/mAs dengan TLD juga menunjukkan hubungan yang linier dengan pitch khusus untuk kondisi eksposi 120 kV (Gambar 5.3 dan Gambar 5.2). Hasil pengukuran CTDI/mAs dengan TLD tidak jauh berbeda .

Dari penelitian ini , informasi penting diperoleh adalah pemeriksaan CT kepala sebaiknya dilakukan dengan pitch $> 0,6$ dan kondisi eksposi > 100 kV dan > 100 mAs. Untuk menurunkan dosis pasien, penggunaan pitch tinggi lebih baik, namun harus dikompromikan dengan kualitas citra.



BAB 6

KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 KESIMPULAN

Dari penelitian ini dapat diperoleh beberapa kesimpulan sebagai berikut :

1. Pemeriksaan klinis CT kepala dengan kondisi dalam rentang 120 kV – 140 kV, pitch 0,562 – 1,75 , irisan 5 mm, dan 116 mAs – 300 mAs memberikan nilai CTDI vol pada umumnya berada dalam rentang 5,20 mGy – 19,23 mGy, relatif lebih rendah dari nilai yang diberikan oleh IAEA (25 mGy). Kecuali RS.Koja yang menggunakan pesawat Siemens ARC (130 kV, 220 mAs , pitch 0,8, tebal irisan 5 mm) nilai CTDIvol relatif tinggi, sebesar 30,91 mGy.
2. Nilai CTDIvol dan CTDIw yang diperoleh sesuai dengan eksposi pemeriksaan klinis menurun dengan kenaikan pitch.
3. Pemeriksaan klinis CT abdomen dengan tegangan 120 kV , dan mAs dalam rentang 95 mAs – 450 mAs menghasilkan CTDIvol bernilai dari 5,03 mGy sampai 5,45 mGy . Nilai ini lebih rendah dari yang diberikan oleh IAEA [Safety Series No.115,]
4. Nilai CTDI/mAs untuk kondisi eksposi 100 kV, 120 kV dan 130 kV dengan 100 mAs berfluktuasi dan tinggi, terutama terjadi pada pitch 0,8 , 0,938 dan 1,375.
5. Nilai CTDI/mAs tinggi dan berfluktuasi dalam daerah pitch < 0,6, dan linier dengan pitch dalam daerah pitch > 0,6 dalam rentang 0,053 – 0,077 untuk 100 kV, dalam rentang 0,08 – 0,126 untuk 120 kV, dan dalam rentang 0,112 – 0,151 untuk 130 kV..

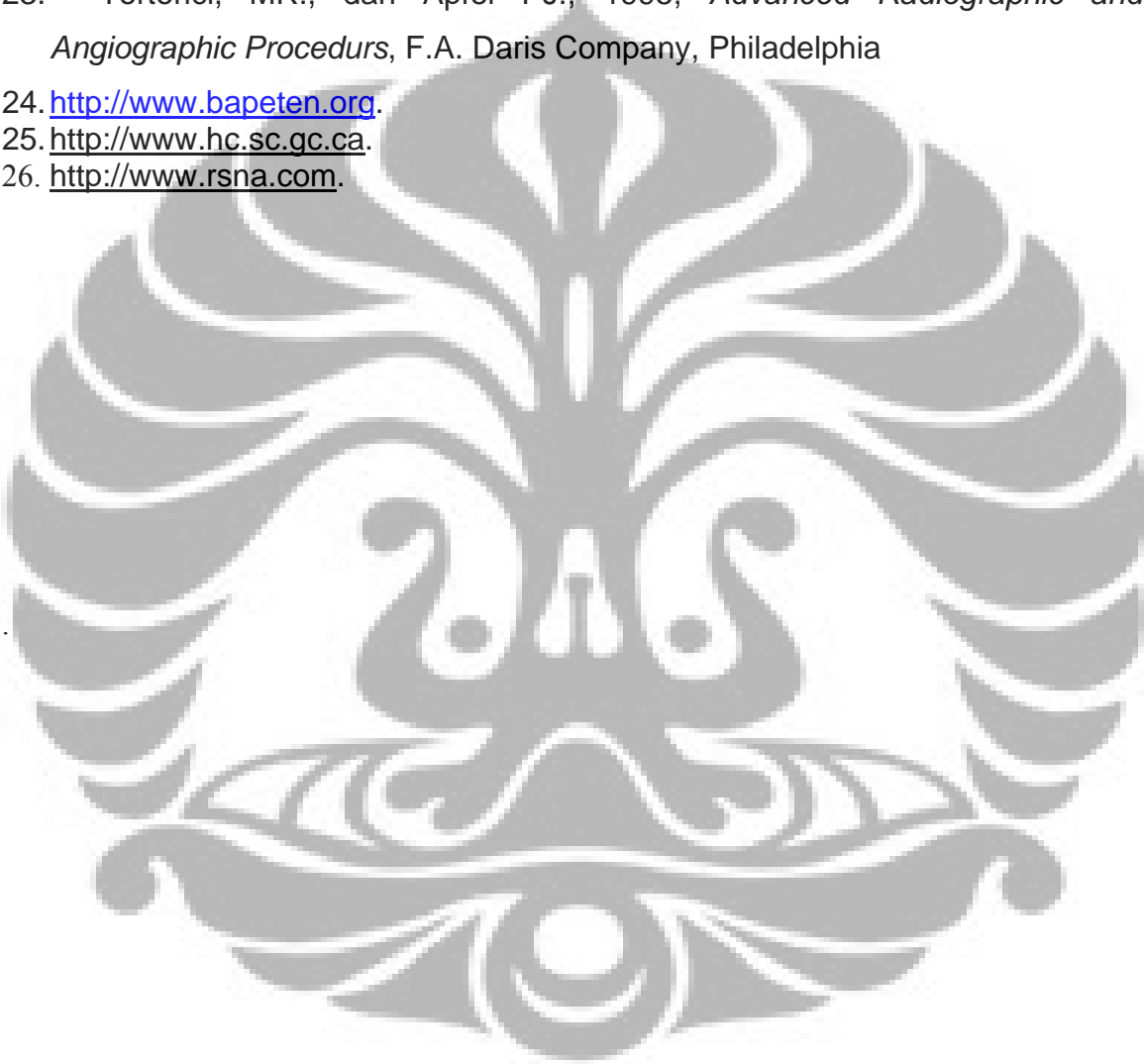
6.2 SARAN

1. Pemeriksaan CT sebaiknya menggunakan pitch > 0,6 agar diperoleh nilai CTDI/mAs rendah..
2. Untuk menurunkan dosis, sebaiknya menggunakan pitch yang tinggi, namun harus dikompromikan dengan kualitas citra.

DAFTAR PUSTAKA

1. Ball, J., & Price, T.,(1990), Chesney's Radiographic Imaging, Blackwell Scientific Publ., London.
2. Ballinger, P.W.,(1995), Merills Atlas; Radiographic and Radiologic Procedures, W.B. Saunders, Ohio.
3. Jenkins, D.,(1980), Radiographic Photography, Churchil Livingstone, Liverpool.
4. Ball, J., & Price, T.,(1990), Chesney's Radiographic Imaging, Blackwell Scientific Publ., London.
5. Ballinger, P.W.,(1995), Merills Atlas; Radiographic and Radiologic Procedures, W.B. Saunders, Ohio.
6. Ball, J., & Price, T.,(1990), Chesney's Radiographic Imaging, Blackwell Scientific Publ., London.
7. Ballinger, P.W.,(1995), Merills Atlas; Radiographic and Radiologic Procedures, W.B. Saunders, Ohio.
8. Jenkins, D.,(1980), Radiographic Photography, Churchil Livingstone, Liverpool
9. Stephen, C., et all, (1995), Encyclopedia Radiography, William Willey & Sons, Toronto.
- 10.—,1995, Radiation Dose in Diagnostic Radiology and Methods for Dose Reduction TEC- DOC 796, International Atomic Energy Agency, Vienna.
- 11.—,1996,International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, International Atomic Energy Agency, Vienna.
- 12.—2000, Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing; Program Requirement, Health Department of Western Australia, Nedlands: 71 him.
- 13.— 1999, Pedoman Peningkatan Q.Q. Fasilitas Pelayanan Radiologi, Direktorat Jenderal Pelayanan Medik Departemen Kesehatan, Jakarta: v + 62 hlm.
- 14.—, 2000, IPerizinan Pemanfaatan Tenaga Nuklir, Peraturan Pemerintah No. 64/2000, Jakarta
- 15.—, 2000, Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing; Workbook 3 Major Radiographic Equipment, Health Department of Western Australia, Nedlands: 66 him.
- 16.—, 2001, Institusi Penguji Alat Kesehatan, Keputusan Menteri Kesehatan dan Kesejahteraan Sosial Republik Indonesia No. 394/Menkes-Kesos/SK/V/2001, Jakarta.
- 17.⁴ Carlton, RR., dan Adler AM., 2001, *Principles of Radiographic Imaging An Art and A Science*, Third Edition,
- 18 NCRP Report No.99, 1995, *Quality Assurance for Diagnostic Imaging*, Second reprinting, Library of Congress Cataloging-in-Publication Data,
19. Nesseth R, 2000, *Procedur and documentation for CT and MRI*, Mc. Graw-Hili Medical Publishing Division, Kansas.
- 20 Rasad, S. dkk., 1992, *Radiologi Diagnostik*, Cetakan kedua, Balai Penerbit FKUI, Jakarta.

- 21.⁹ Saunders, WB., 2001, *Computed Tomography, Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*, Second Edition,, WB Saunders Company, Pennsylvania.
- 22.¹⁰ Seeram E., 2001, *Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*, Second edition, W.B. Saunders Company, Pennsylvania.
- 23.¹¹ Tortorici, MR., dan Apfel PJ., 1995, *Advanced Radiographic and Angiographic Procedures*, F.A. Davis Company, Philadelphia
24. <http://www.bapeten.org>.
25. <http://www.hc.sc.gc.ca>.
26. <http://www.rsna.com>.



Lampiran

Data – data pengukuran dengan bilik ionisasi

Tabel B - 3 Hubungan CTDI vol / mAs dengan variasi Pitch , tebal irisan 5 mm

RS / Merek	Pitch	kV	mAs	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)	CTDI vol / mAs
Tugu Ibu / Siemens 4 Plus	1,0	100	100	2,506	2,506	0,026
			200	3,860	3,860	0,019
			300	6,017	6,017	0,02
	120	1,0	100	2,682	2,682	0,027
			200	5,711	5,711	0,029
			300	9,086	9,086	0,03
	130	1,0	100	8,152	8,152	0,082
			200	9,520	9,520	0,041
			300	10,248	10,248	0,036

Tabel B - 1 Hubungan CTDI vol / mAs dengan variasi Pitch , tebal irisan 5 mm

Pitch	kV	mAs	CTDI pada Monitor (mGy)	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)	CTDI vol/mAs (mGy/mAs)
0,4	100	100	15,31	5,189	12,972	0,129
		200	16,42	5,997	14,993	0,074
		300	17,82	9,442	23,605	0,078
	120	100	25,93	8,421	21,052	0,211
		200	39,15	9,317	23,293	0,116
		300	41,80	10,941	27,354	0,091
	130	100	32,16	9,264	23,159	0,232
		200	48,62	12,424	31,060	0,155
		300	60,26	16,708	41,770	0,139
0,5	100	100	11,79	5,260	10,520	0,105
		200	12,49	5,734	11,467	0,057
		300	13,24	6,075	12,151	0,041
	120	100	15,91	6,125	12,252	0,123
		200	18,24	8,924	17,847	0,089
		300	23,38	11,331	22,662	0,075
	130	100	17,15	6,853	13,705	0,137
		200	28,64	11,468	22,936	0,115
		300	34,31	16,485	32,971	0,109
0,8	100	100	6,28	4,605	5,757	0,058
		200	7,16	5,179	6,474	0,032
		300	8,02	6,976	8,720	0,029
	120	100	11,91	5,836	7,294	0,073
		200	14,36	8,250	10,313	0,052
		300	21,32	11,270	14,087	0,047
	130	100	11,85	10,357	12,947	0,129
		200	12,62	11,468	14,335	0,072
		300	24,85	16,485	20,607	0,068
1,0	100	100	5,41	2,224	2,224	0,022
		200	5,61	3,196	3,196	0,016
		300	5,86	5,224	5,224	0,026
	120	100	7,03	2,984	2,984	0,029
		200	9,74	5,961	5,961	0,03
		300	18,72	9,212	9,212	0,031
	130	100	10,04	8,565	8,565	0,086
		200	10,32	9,485	9,485	0,048
		300	11,89	10,503	10,503	0,035

Tabel B - 2 Hubungan CTDI vol / mAs dengan variasi Pitch, tebal irisan 5 mm

RS / Merek	Pitch	kV	mAs	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)	CTDI vol / mAs
Husada / G E	0,562	100	100	6,410	11,406	0,114
			200	8,774	15,613	0,078
			300	12,358	21,990	0,073
		120	100	8,882	15,805	0,158
			200	14,285	25,418	0,127
			300	16,752	29,807	0,099
		130	100	11,760	20,925	0,209
			200	18,488	32,898	0,164
			300	23,378	41,597	0,137
	0,938	100	100	4,728	5,040	0,504
			200	7,291	7,773	0,031
			300	7,777	8,291	0,028
		120	100	6,221	6,633	0,663
			200	8,631	9,201	0,046
			300	12,355	13,171	0,044
		130	100	12,069	12,867	0,129
			200	14,135	15,069	0,075
			300	19,389	20,671	0,069
	1,375	100	100	3,767	2,739	0,274
			200	5,841	4,248	0,021
			300	7,481	5,441	0,018
		120	100	7,173	5,217	0,522
			200	9,084	6,607	0,033
			300	11,546	8,397	0,029
		130	100	9,892	7,194	0,719
			200	10,875	7,909	0,039
			300	14,039	10,210	0,034
1,750	100	100	3,694	2,111	0,021	
		200	4,856	2,775	0,014	
		300	6,607	3,775	0,013	
	120	100	7,276	4,158	0,042	
		200	8,506	4,861	0,024	
		300	9,622	5,498	0,018	
	130	100	8,856	5,061	0,051	
		200	9,796	5,598	0,028	
		300	10,410	5,949	0,019	

Tabel B - 3 Hubungan CTDI vol / mAs dengan variasi Pitch, tebal irisan 5 mm

Pitch	kV	mAs	Titik Ukur	Hasil Bacaan (R)	Hasil Bacaan (mGy)	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)
0,562	100	100	A	0,153	1,340	6,410	11,406
			B	0,214	1,874		
			C	0,346	3,031		
			D	0,231	2,023		
			E	0,226	1,979		
	200	A	0,175	1,533	8,774	15,613	
		B	0,302	2,645			
		C	0,462	4,047			
		D	0,317	2,776			
		E	0,328	2,873			
	300	A	0,353	3,092	12,358	21,990	
		B	0,452	3,959			
		C	0,547	4,791			
		D	0,461	4,038			
		E	0,472	4,134			
120	100	A	0,200	1,752	8,882	15,805	
		B	0,332	2,908			
		C	0,449	3,933			
		D	0,318	2,785			
		E	0,316	2,768			
200	A	0,445	3,898	14,285	25,418		
	B	0,516	4,526				
	C	0,625	5,475				
	D	0,532	4,661				
	E	0,541	4,739				
300	A	0,512	4,485	16,752	29,807		
	B	0,605	5,300				
	C	0,784	6,868				
	D	0,608	5,326				
	E	0,605	5,300				
130	100	A	0,385	3,373	11,760	20,925	
		B	0,441	3,863			
		C	0,521	4,564			
		D	0,421	3,688			
		E	0,431	3,776			
200	A	0,526	4,608	18,488	32,898		
	B	0,672	5,887				
	C	0,911	7,980				
	D	0,662	5,799				

		E	0,646	5,659		
		A	0,725	6,351		
		B	0,882	7,726		
	300	C	0,988	8,655	23,378	41,597
		D	0,865	7,577		
		E	0,891	7,805		

Lampiran A -2 Tabel Nilai CTDI pada Pitch 0,938 , lokasi RS Husada , tebal irisan 5 mm

Pitch	kV	mAs	CTDI pada Monitor (mGy)	Titik Ukur	Hasil Bacaan (R)	Hasil Bacaan (mGy)	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)	
0,938	100	100	14,35	A	0,135	1,183	4,728	5,040	
				B	0,174	1,524			
				C	0,205	1,796			
				D	0,182	1,594			
				E	0,178	1,559			
	100	200	28,70	28,70	A	0,165	1,445	7,291	7,773
					B	0,284	2,488		
					C	0,321	2,812		
					D	0,275	2,409		
					E	0,281	2,462		
	100	300	43,06	43,06	A	0,256	2,243	7,777	8,291
					B	0,291	2,549		
					C	0,346	3,031		
					D	0,283	2,479		
					E	0,279	2,444		
	120	100	22,30	22,30	A	0,134	1,174	6,221	6,633
					B	0,221	1,936		
					C	0,324	2,838		
					D	0,232	2,032		
					E	0,217	1,901		
120	200	44,60	44,60	A	0,269	2,356	8,631	9,201	
				B	0,302	2,646			
				C	0,411	3,600			
				D	0,321	2,812			
				E	0,304	2,663			
120	300	66,90	66,90	A	0,402	3,522	12,355	13,171	
				B	0,466	4,082			
				C	0,524	4,590			
				D	0,456	3,995			
				E	0,461	4,038			
130	100	30,40	30,40	A	0,285	2,497			

			B	0,421	3,688		
			C	0,634	5,554	12,069	12,867
			D	0,431	3,776		
			E	0,43	3,767		
	200	60,80	A	0,490	4,292		
			B	0,514	4,503		
			C	0,626	5,484	14,135	15,069
			D	0,514	4,503		
			E	0,513	4,494		
	300	66,90	A	0,602	5,274		
			B	0,715	6,263		
			C	0,862	7,551	19,389	20,671
			D	0,719	6,298		
			E	0,711	6,228		

Lampiran A -3 Tabel Nilai CTDI pada Pitch 1,375 , lokasi RS Husada

Pitch	kV	mAs	CTDI pada Monitor (mGy)	Titik Ukur	Hasil Bacaan (R)	Hasil Bacaan (mGy)	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)
1,375	100	100	9,79	A	0,097	0,850	3,767	2,739
				B	0,126	1,104		
				C	0,215	1,883		
				D	0,129	1,130		
				E	0,124	1,086		
	200	19,57	A	0,116	1,016	5,841	4,248	
			B	0,211	1,848			
			C	0,305	2,672			
			D	0,208	1,822			
			E	0,214	1,875			
	300	29,36	A	0,188	1,647	7,481	5,441	
			B	0,283	2,479			
C			0,341	2,987				
D			0,277	2,427				
E			0,281	2,462				
120	100	15,21	A	0,189	1,656	7,173	5,217	
			B	0,244	2,137			
			C	0,424	3,714			
			D	0,226	1,980			
			E	0,235	2,059			
200	30,41	A	0,231	2,024	9,084	6,607		
		B	0,336	2,943				

			C	0,44	3,854		
			D	0,326	2,856		
			E	0,332	2,908		
	300	45,62	A	0,301	2,637	11,546	8,397
			B	0,433	3,793		
			C	0,521	4,564		
			D	0,424	3,714		
			E	0,441	3,863		
	100	20,73	A	0,208	1,822	9,892	7,194
			B	0,366	3,206		
			C	0,501	4,389		
			D	0,357	3,127		
			E	0,359	3,145		
130	200	41,46	A	0,286	2,505	10,875	7,909
			B	0,39	3,416		
			C	0,557	4,879		
			D	0,384	3,364		
			E	0,381	3,338		
	300	67,83	A	0,406	3,557	14,039	10,210
			B	0,522	4,573		
			C	0,611	5,352		
			D	0,534	4,678		
			E	0,525	4,599		

Lampiran A -4 Tabel Nilai CTDI pada Pitch 1,750 , lokasi RS Husada , tebal irisan 5 mm

Pitch	kV	mAs	CTDI pada Monitor (mGy)	Titik Ukur	Hasil Bacaan (R)	Hasil Bacaan (mGy)	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)
1,750	100	100	7,69	A	0,072	0,631	3,694	2,111
				B	0,122	1,069		
				C	0,222	1,945		
				D	0,127	1,113		
				E	0,123	1,077		
	200	15,38	A	0,092	0,806	4,856	2,775	
			B	0,172	1,507			
			C	0,282	2,470			
			D	0,166	1,454			

			E	0,162	1,419		
			A	0,105	0,920		
			B	0,251	2,199		
	300	23,07	C	0,335	2,935	6,607	3,775
			D	0,246	2,155		
			E	0,242	2,120		
			A	0,178	1,559		
	100	11,95	B	0,266	2,330		
			C	0,373	3,267	7,276	4,158
			D	0,258	2,260		
			E	0,255	2,234		
	120		A	0,222	1,945		
			B	0,311	2,724		
	200	23,89	C	0,401	3,513	8,506	4,861
			D	0,315	2,759		
			E	0,313	2,742		
			A	0,283	2,479		
	300	35,84	B	0,362	3,171		
			C	0,422	3,697	9,622	5,498
			D	0,359	3,145		
			E	0,357	3,127		
			A	0,205	1,796		
	100	16,29	B	0,323	2,829		
			C	0,444	3,889	8,856	5,061
			D	0,321	2,812		
			E	0,32	2,803		
	130		A	0,256	2,243		
			B	0,362	3,171		
	200	32,57	C	0,462	4,047	9,796	5,598
			D	0,361	3,162		
			E	0,358	3,136		
			A	0,306	2,681		
	300	53,30	B	0,384	3,364		
			C	0,474	4,152	10,410	5,949
			D	0,384	3,364		
			E	0,381	3,338		

Lampiran A - 5 Tabel Nilai CTDI pada Pitch 0,4 , lokasi RSUD. KOJA , tebal irisan 5 mm

Pitch	kV	mAs	CTDI pada Monitor	Titik Ukur	Hasil bacaan	Hasil bacaan	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)
			(mGy)		(R)	(mGy)		
0,4	100	100	15,31	A	0,122	1,069	5,189	12,972
				B	0,201	1,761		
				C	0,215	1,883		
				D	0,203	1,778		
				E	0,205	1,796		
		200	16,42	A	0,156	1,367	5,997	14,993
				B	0,211	1,848		
				C	0,304	2,663		
				D	0,216	1,892		
				E	0,214	1,875		
		300	17,82	A	0,235	2,059	9,442	23,605
				B	0,363	3,180		
				C	0,422	3,697		
				D	0,357	3,127		
				E	0,351	3,075		
	120	100	25,93	A	0,239	2,094	8,421	21,052
				B	0,306	2,681		
				C	0,402	3,522		
				D	0,305	2,672		
				E	0,304	2,663		
		200	39,15	A	0,275	2,409	9,317	23,293
				B	0,334	2,926		
				C	0,457	4,003		
				D	0,331	2,900		
E				0,33	2,891			
300		41,80	A	0,374	3,276	10,941	27,354	
			B	0,397	3,478			
			C	0,498	4,362			
			D	0,393	3,443			
			E	0,392	3,434			
130	100	32,16	A	0,291	2,549	9,264	23,159	
			B	0,321	2,812			
			C	0,476	4,170			
			D	0,32	2,803			
			E	0,318	2,786			
	200	48,62	A	0,363	3,180	12,424	31,060	
			B	0,457	4,003			
			C	0,575	5,037			
			D	0,452	3,960			
			E	0,454	3,977			
	300	60,28	A	0,505	4,424	16,708	41,770	
			B	0,610	5,344			
			C	0,762	6,675			
			D	0,612	5,361			

			E	0,614	5,379	
--	--	--	---	-------	-------	--

Lampiran A -6 Tabel Nilai CTDI pada Pitch 0,5 , lokasi RSUD. KOJA , tebal irisan 5 mm

Pitch	kV	mAs	CTDI pada Monitor	Titik Ukur	Hasil bacaan	Hasil bacaan	CTDI w	CTDI vol
			(mGy)		(R)	(mGy)		
0,5	100	100	11,79	A	0,104	0,911	5,260	10,520
				B	0,204	1,787		
				C	0,238	2,085		
				D	0,202	1,770		
				E	0,201	1,761		
	100	200	12,49	A	0,146	1,279	5,734	11,467
				B	0,212	1,857		
				C	0,268	2,348		
				D	0,214	1,875		
				E	0,211	1,848		
	100	300	13,24	A	0,183	1,603	6,075	12,151
				B	0,214	1,875		
				C	0,298	2,610		
				D	0,217	1,901		
				E	0,216	1,892		
	120	100	15,91	A	0,164	1,437	6,126	12,252
				B	0,214	1,875		
				C	0,315	2,759		
				D	0,216	1,892		
				E	0,218	1,910		
120	200	18,24	A	0,210	1,840	8,924	17,847	
			B	0,322	2,821			
			C	0,441	3,863			
			D	0,326	2,856			
			E	0,328	2,873			
120	300	23,38	A	0,328	2,873	11,331	22,662	
			B	0,415	3,635			
			C	0,522	4,573			
			D	0,421	3,688			

130	100	17,15	E	0,411	3,600	6,853	13,705
			A	0,196	1,717		
			B	0,253	2,216		
			C	0,331	2,900		
			D	0,246	2,155		
	200	28,64	A	0,345	3,022	11,468	22,936
			B	0,401	3,513		
			C	0,579	5,072		
			D	0,404	3,539		
			E	0,400	3,504		
	300	34,31	A	0,566	4,958	16,485	32,971
			B	0,611	5,352		
			C	0,698	6,114		
			D	0,605	5,300		
			E	0,616	5,396		

Lampiran A -7 Tabel Nilai CTDI pada Pitch 0,8 , lokasi RSUD. KOJA , tebal irisan 5 mm

Pitch	kV	mAs	CTDI pada Monitor	Titik Ukur	Hasil bacaan	Hasil bacaan	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)
			(mGy)		(R)	(mGy)		
0,8	100	100	6,28	A	0,113	0,990	4,605	5,757
				B	0,168	1,472		
				C	0,231	2,024		
				D	0,166	1,454		
				E	0,164	1,437		
	200	7,16	A	0,143	1,253	5,179	6,474	
			B	0,189	1,656			
			C	0,261	2,286			
			D	0,182	1,594			
			E	0,18	1,577			
	300	8,02	A	0,192	1,682	6,976	8,720	
			B	0,252	2,208			
			C	0,341	2,987			
			D	0,251	2,199			
			E	0,25	2,190			
120	100	11,91	A	0,165	1,445			
			B	0,202	1,770			

130	200	14,36	C	0,287	2,514	8,250	10,313
			D	0,214	1,875		
			E	0,21	1,840		
			A	0,245	2,146		
			B	0,301	2,637		
	300	21,32	A	0,384	3,364	11,270	14,087
			B	0,411	3,600		
			C	0,502	4,398		
			D	0,418	3,662		
			E	0,400	3,504		
	100	11,85	A	0,312	2,733	10,357	12,947
			B	0,381	3,338		
			C	0,466	4,082		
			D	0,384	3,364		
			E	0,380	3,329		
	200	12,62	A	0,345	3,022	11,468	14,335
			B	0,401	3,513		
			C	0,579	5,072		
			D	0,404	3,539		
			E	0,400	3,504		
300	24,85	A	0,566	4,958	16,485	20,607	
		B	0,611	5,352			
		C	0,698	6,114			
		D	0,605	5,300			
		E	0,616	5,396			

Lampiran A -8 Tabel Nilai CTDI pada Pitch 1,0 , lokasi RSUD. KOJA , tebal irisan 5 mm

Pitch	kV	mAs	CTDI pada Monitor	Titik Ukur	Hasil bacaan	Hasil bacaan	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)
			(mGy)		(R)	(mGy)		
1,0	100	100	5,41	A	0,020	0,175	2,224	2,224
				B	0,09	0,788		
				C	0,104	0,911		
				D	0,089	0,780		
				E	0,086	0,753		

			A	0,072	0,631		
			B	0,112	0,981		
	200	3,61	C	0,159	1,393	3,196	3,196
			D	0,121	1,060		
			E	0,117	1,025		
	300	2,86	A	0,116	1,016		
			B	0,196	1,717		
			C	0,251	2,199	5,224	5,224
			D	0,194	1,699		
			E	0,192	1,682		
	100	7,03	A	0,084	0,736		
			B	0,103	0,902		
			C	0,157	1,375	2,984	2,984
			D	0,105	0,920		
			E	0,102	0,894		
120	200	9,74	A	0,172	1,507		
			B	0,211	1,848		
			C	0,298	2,610	5,961	5,961
			D	0,212	1,857		
			E	0,21	1,840		
	300	18,72	A	0,251	2,199		
			B	0,351	3,075		
			C	0,403	3,530	9,212	9,212
			D	0,347	3,040		
			E	0,345	3,022		
	100	7,04	A	0,234	2,050		
			B	0,304	2,663		
			C	0,431	3,776	8,565	8,565
			D	0,306	2,681		
			E	0,303	2,654		
130	200	5,32	A	0,268	2,348		
			B	0,342	2,996		
			C	0,461	4,038	9,485	9,485
			D	0,341	2,987		
			E	0,34	2,978		
	300	11,89	A	0,334	2,926		
			B	0,377	3,303		
			C	0,497	4,354	10,503	10,503
			D	0,376	3,294		
			E	0,375	3,285		

Lampiran Data – data pengukuran dengan TLD

Hasil pengukuran fantom kepala di 3 RS , tebal irisan 5 mm, menggunakan TLD

Lokasi / Merek	Tegangan Tabung (kV)	mAs	Pitch	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)	CTDI vol/mAs (mGy/mAs)
RSUD. Koja (Siemen)	130	220	0.8*	24.73	30.91	0,1405
RS. Husada (G E)	120	300	0.562*	15.53	27.63	0,0641
	120	300	0.938	12.59	13.43	0,0447
	120	300	1.375	11.86	8.63	0,0287
	120	300	1.750	9.10	5.20	0,0173
RS. Tugu Ibu (Siemen)	140	116	1.0*	9.93	9.93	0,0856

Hasil pengukuran fantom abdomen di 3 RS , tebal irisan 5 mm, menggunakan TLD

Lokasi / Merek	Objek	Tegangan Tabung (kV)	Slice Thikness (mm)	Pitch	CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)
RSUD. Koja (Siemen)	Abdomen	130	10	0.8	4.13	5.165
RS. Husada (G E)	Abdomen	120	10	0.938	5.11	5.45
RS. Tugu Ibu (Siemen)	Abdomen	120	10	1.0	5.03	5.03