



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom**

**Menggunakan Metode CTDI**

**SKRIPSI**

**Nugroho Iman Wibisono**

**0806365085**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

**DEPARTEMEN FISIKA**

**DEPOK**

**Desember 2011**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom  
Menggunakan Metode CTDI**

**SKRIPSI**

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

**Nugroho Iman Wibisono  
0806365085**

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

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Nugroho Iman Wibisono

NPM : 0806365085

Tanda Tangan : 

Tanggal : 12 Desember 2011

## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : Nugroho Iman Wibisono  
NPM : 0806365085  
Program Studi : S1-Ekstensi / Fisika Medis  
Judul Skripsi : **Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom Menggunakan Metode CTDI**

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

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Dwi Seno K Sihono, M.Si

Pembimbing II : Heru Prasetio, M.Si

Penguji : Prof.DR. Djarwani S. Soedjoko

Penguji : Kristina Tri Wigati, M.Si

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 12 Desember 2011

## KATA PENGANTAR

Puji syukur atas kehadiran Allah 'Azza wajala yang telah memberikan nikmat dan hidayah-Nya kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini sebagai bentuk dedikasi terhadap bidang ilmu yang penulis tuntut selama berkuliah dan sebagai salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Sains.

Penulis sangat menyadari bahwa dalam penyusunan kali ini, penulis memperoleh banyak dukungan dan bantuan dari berbagai pihak, yang dengan dukungan tersebut penulis dapat menyusun skripsi ini. Oleh karena itu pada kesempatan kali ini penulis ingin menyampaikan rasa terimakasih kepada :

1. Ketua peminatan program studi Fisika Medis Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia Ibu Prof. DR Djarwani S Soejoko yang sekaligus sebagai penguji 1 dalam sidang skripsi penulis, yang telah memberikan ilmu baru dan masukan-masukan yang berharga untuk perbaikan skripsi ini
2. Bapak Dwi Seno K Sihono, M.Si sebagai pembimbing 1 yang telah menyediakan waktu serta sabar dalam membimbing dalam penulisan skripsi ini;
3. Bapak Heru Prasetio, M.Si sebagai pembimbing 2 yang telah menyediakan waktu dan pemikiran untuk penulis yang sangat membantu penulis dalam penyusunan kali ini;
4. Ibu Kristina Tri Wigati, M.Si sebagai penguji 2 yang telah memberikan waktu dan masukan untuk perbaikan skripsi ini;
5. Seluruh Dosen Dep.Fisika Fakultas MIPA Universitas Indonesia dan juga dosen tamu, yang telah memberikan Ilmu yang sangat berarti bagi penulis;
6. Seluruh staf dep. Fisika Fakultas MIPA Universitas Indonesia, yang telah membantu penulis dalam setiap kebutuhan selama proses perkuliahan berlangsung;
7. Allohuyarham Papah yang telah mengisi masa kecil penulis dengan hal - hal indah, sehingga mampu mengantarkan penulis hingga berkuliah seperti saat ini, semoga Alloh menyayangnya dimanapun ia berada;

8. Mamah, kakak - kakak dan keponakan penulis, yang telah memanjangkan doa
9. yang tak terputus atas kelulusan penulis nantinya, juga bantuan moril dan materil yang penulis terima selama ini;
10. Seluruh rekan – rekan instalasi Radiologi RS PMI Bogor, dr, Fajar Winarto,SpRad, dr.Suminarti Sudja'i ,SpRad, Mba Inayati Sulfa, Pa Enju Sarju, Pa Prawoto, Pa Sugi, Mas Tardi, Qnoy, Eny, Myra, Uwi, Uli dan Abah;
11. Rekan radiographer unit PJT RSCM, khususnya Dep. Chatlab;
12. Seluruh staf Dosimetri di unit PTKMR BATAN Pasar Jum'at Jakarta;
13. Teman – teman Fisika Ekstensi 2008 dan 2009 serta regular 2007, khususnya pada peminatan medis, Mas Datu, Bang Dado, Hendya, Mas Ika, Mas Elia, Ongat, Mas Fri, Cici, Mba Dina, Mba Vena, Mba Ica, Bang Misbah, Aden, Devi, Nike, Adi, Melati, Evan, Rifco, Yakub dan teman – teman yang lain;
14. Instalasi Radiologi RS Eka Hospital, yang telah memberikan keuangan untuk pengambilan data;
15. Teman – teman LQ dan Adik – adik ATRO Jakarta dan AKPER Cilendek yang terus berdoa atas kelulusan penulis;
16. Semua pihak yang memberikan dukungan moril dan materil atas penulisan kali ini

Penulis menyadari bahwa penelitian ini masih jauh dari sempurna karena keterbatasan pengetahuan penulis, maka diharapkan kritik dan saran yang membangun dapat disampaikan kepada penulis. Terakhir penulis berharap skripsi ini dapat diaplikasikan sesuai dengan tujuannya dan bermanfaat bagi perkembangan ilmu di masa mendatang.

Terima kasih.

**Penulis**

2011

## HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

---

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

Nama : Nugroho Iman Wibisono  
NPM : 0806365085  
Program Studi : Fisika Medis  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis karya : Skripsi

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

### **Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom Menggunakan Metode CTDI**

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

Demikian saya buat pernyataan ini dengan sebenarnya.

Di buat di : Depok

Pada tanggal : 12 Desember 2011

Yang menyatakan :



( Nugroho Iman Wibisono )

## ABSTRAK

Nama : Nugroho Iman Wibisono

Program Studi : S1 Fisika

Judul : Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom  
Menggunakan Metode CTDI

Pemanfaatan sinar x sebagai pemindai organ guna menegakan diagnostik masih menjadi pilihan populer dalam dunia kesehatan. Di dalam dunia medis CT Scan cukup memberikan nilai kontribusi dosis yang tinggi. Sehingga perhitungan terhadap dosis yang diterima tubuh dalam pemeriksaan CT Scan penting untuk dipantau. Hingga saat ini yang menjadi referensi dosis, yang diterima pada pemeriksaan CT Scan umumnya menggunakan metode perhitungan CTDI, menggunakan Panthom PMMA yang berbentuk bulat atau silinder. Dan realitasnya postur tubuh manusia tidak bulat sempurna, sehingga penulis merasa perlu diadakan koreksi geometri terhadap phantom PMMA yang digunakan dengan postur tubuh manusia. Untuk itu penulis melakukan survey tebal tubuh manusia sebagai nilai koreksi geometri tersebut, dengan ukuran dewasa dengan rentang usia diatas 15 tahun, adalah 23 cm (kepala), 31 cm (rongga thorax), 29,6 cm (abdominal) dan ukuran anak – anak, rentang usia 1-15 tahun, adalah 17 cm (kepala), 21 cm (rongga thorax), 21 cm (abdominal) kemudian merealisaiakannya dalam variasi ukuran phantom, sehingga didapat nilai normalisasi CTDI dalam berbagai ukuran. Penggunaan tebal irisan atau bukaan kolimasi yang lebih kecil akan memberikan nilai CTDI<sub>w</sub> yang lebih tinggi bila dibandingkan dengan penggunaan tebal irisan atau bukaan kolimasi yang lebih besar, yang dapat dilihat pada pesawat single slice antara tebal slice 3 mm dengan 1 mm memiliki prosentase rasio nilai CTDI<sub>w</sub> 3 mm terhadap 1 mm sebesar 50,3%– 51,6%. Sedangkan pada pesawat multi slice rasio prosentase tersebut adalah 105,1%-108,2% pada bukaan kolimator 5 mm dengan 1,2 5mm, begitu pula dalam penggunaan variasi ukuran phantom rasio prosentase nilai CTDI<sub>w</sub> pada pesawat single slice antara phantom 16 cm dengan 10 cm sebesar 75,3% - 77%, sedangkan pada pesawat multi slice prosentase rasio tersebut adalah 76,9 % – 82,4 % antara phantom diameter 16 cm dan 10 cm, maka didapat nilai CTDI<sub>w</sub> Phantom 10 > nilai CTDI<sub>w</sub> Phantom 16 > nilai CTDI<sub>w</sub> Phantom 32. Sehingga perlu diperhatikan nilai dosis pada organ dengan diameter yang lebih kecil (pada anak-anak), dikarenakan nilai dosis yang diterima organ dengan diameter lebih kecil akan berbeda dengan organ yang diameter besar, walau menggunakan kondisi atau parameter pesawat yang sama.

Kata kunci :

Dosis, CT scan, CTDI, phantom

## ABSTRACT

Name : Nugroho Iman Wibisono

Programe : S1 Fisika

Title : The Geometry Correction Dose Measurement Method Using  
Phantom CTDI

Utilization of x-rays as an organ in order to establish diagnostic scanner is still a popular choice in the health world. In the world of medical CT scans give a fairly high dose contribution. So that the calculation of the dose received in the body CT scan is important to monitor. Until now the reference dose, which received CT scans generally use CTDI calculation method, using PMMA Panthom round or cylinder shaped. And the reality is the human's body is not perfectly round, so I felt needed to be corrected geometry of PMMA phantom used with the human's body. To the authors conducted a survey of the human body thick as the geometry correction value, with an adult size by age range above 15 years old, is 23 cm (head), 31cm (thoracic cavity), 29.6 cm (abdominal) and the size of the children, the range 1-15 years old, is 17 cm (head), 21 cm (thoracic cavity), 21 cm (abdominal) then aplicated in phantom size variation, so the normalized CTDI values obtained in various sizes. The use of thick slices or smaller openings colimation will provide CTDI<sub>w</sub> a higher value when compared with the use of thick slices or colimator larger openings, which can be viewed on a single slice plane between 3 mm with 1 mm thick slice has the percentage ratio of the value CTDI<sub>w</sub> 3 mm to 1 mm amount to 50.3% - 51.6%. While on the plane multi-slice percentage ratio was 105.1% -108.2% at 5 mm aperture collimator with 1.25 mm, as well as variations in the use of phantom size ratio of the percentage of the value CTDI<sub>w</sub> on a single plane between the phantom of 16 cm by 10 cm by 75 , 3% - 77%, while on the plane multi-slice percentage ratio was 76.9% - 82.4% between the phantom size of 16 cm and 10 cm, so that the obtained values CTDI<sub>w</sub> Phantom 10 > value CTDI<sub>w</sub> Phantom 16 > value CTDI<sub>w</sub> Phantom 32 Thus, to consider the dose to the organ with a smaller diameter (in children), because the value of the dose received organs with a smaller diameter will vary with the diameter of the organ, although the conditions or parameters using the same plane

Key word :

Dose, CT Scan, CTDI, phantom

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS .....	iii
LEMBAR PENGESAHAN.....	iv
KATA PENGANTAR .....	v
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI ILMIAH .....	vii
ABSTRAK.....	viii
ABSTRACT .....	ix
DAFTAR ISI .....	x
DAFTAR GAMBAR .....	xii
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB 1 Pendahuluan .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	2
1.3 Tujuan Penelitian .....	2
1.4 Batasan Masalah .....	2
1.5 Metodologi Penelitian .....	2
1.6 Sistematika Penelitian .....	3
BAB 2 Landasan Teori .....	4
2.1 Pengertian CT Scan .....	4
2.2 Sejarah Perkembangan CT Scan .....	4
2.2.1 Generasi Pertama .....	6
2.2.2 Generasi Kedua .....	6
2.2.3 Generasi Ketiga .....	7
2.2.4 Generasi Keempat .....	8
2.2.5 Generasi Kelima .....	8
2.2.6 Generasi Keenam .....	9
2.2.7 Generasi Ketujuh .....	9
2.3 Efek Radiasi .....	9
2.3.1 LET dan RBE .....	10
2.3.2 Efek Akut dan Kronis Dalam Radiologi.....	10
2.4 Dosis .....	10
2.4.1 Penyinaran ( <i>Exposure</i> ) .....	11
2.4.2 Dosis Serap .....	11
2.4.3 Dosis Equivalen .....	12
2.4.4 Dosis Efektif .....	12
2.5 Dosis Pada CT Scan .....	13
2.5.1 Computed Tomograohy Dose Index (CTDI) .....	13
2.5.2 CTDI <sub>w</sub> .....	13
2.5.3 CTDI <sub>vol</sub> .....	14
2.5.4 Dose Length Product (DLP) .....	14
BAB 3 Meodelogi penelitian.....	15
3.1 Peralatan Pengukuran .....	15
3.1.1 Pesawat CT scan .....	15
3.1.2 Alat Pengukur adiasi .....	16
3.1.3 Alat Uji Kesesuaian .....	16
3.1.4 Phantom .....	16

3.2 Koreksi Geometri Tebal Tubuh Masyarakat Indonesia .....	17
3.3 Uji Kesesuaian .....	18
3.3.1 Kualitas Citra .....	18
3.3.1.1 Rata – rata CT Number dan Unifomity .....	20
3.3.1.2 Linierity CT Number .....	21
3.3.1.3 Hight Contras Resolution .....	22
3.3.1.4 Slice Thiciness .....	24
3.3.2 Pengukuran Tegangan Tabung .....	24
3.4 Pengambilan Data CTDI .....	25
BAB 4 Hasil dan Pembahasan .....	27
4.1 Pembahasan Hasil pengukuran Kualitas Citra .....	27
4.2 Pembahasan Hasil pengukuran Tegangan Tabung .....	28
4.3 Hasil perhitungan Tebal Tubuh Manusia .....	29
4.4 Hasil perhitungan CTDI .....	29
4.4.1 Pesawat Multi Slice .....	30
4.4.2 Pesawat Single Slice .....	36
BAB 5 Kesimpulan dan Saran .....	48
5.1 Kesimpulan .....	48
5.2 Saran .....	50
Daftar Pustaka	
Lampiran	

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar</b>	<b>2.1</b>	Sir Godfrey Newbold Hounsfield.....	5
<b>Gambar</b>	<b>2.2</b>	Hasil Gambar Axial CT Scan SIRETOM.....	5
<b>Gambar</b>	<b>2.3</b>	CT Scan Generasi Pertama.....	6
<b>Gambar</b>	<b>2.4</b>	CT Scan Generasi Kedua.....	7
<b>Gambar</b>	<b>2.5</b>	CT Scan Generasi Ketiga.....	7
<b>Gambar</b>	<b>2.6</b>	CT Scan Generasi Keempat.....	8
<b>Gambar</b>	<b>2.7</b>	CT Scan Generasi Kelima.....	8
<b>Gambar</b>	<b>3.1</b>	Unforse.....	16
<b>Gambar</b>	<b>3.2</b>	Konversi Luasan Tebal Tubuh.....	17
<b>Gambar</b>	<b>3.3</b>	Posisi Chatphan Pada Pesawat CT Scan .....	19
<b>Gambar</b>	<b>3.4</b>	Ilustrasi Potongan Chatpan Untuk Uji Uniformity.....	21
<b>Gambar</b>	<b>3.5</b>	Ilustrasi Potongan Chatpan Untuk Uji Linierity.....	21
<b>Gambar</b>	<b>3.6</b>	Ilustrasi Potongan Chatpan Untuk Uji Hight Contras Pasangan Garis.....	23
<b>Gambar</b>	<b>3.7</b>	Ilustrasi Potongan Chatpan Untuk Uji Hight Contras Pasangan titik bead.....	23
<b>Gambar</b>	<b>3.8</b>	Ilustrasi Potongan Chatpan Untuk Penentuan Slice Thicness.....	24
<b>Gambar</b>	<b>3.9</b>	Posisi Detektor Pada Pengukuran CTDIw Pada Phantom PMMA.....	25
<b>Gambar</b>	<b>3.10</b>	Penampang Muka Phantom CTDI.....	26
<b>Grafik</b>	<b>4.1</b>	Tegangan Terukur.....	28
<b>Grafik</b>	<b>4.2</b>	CTDIw dan Bukaak Kolimator Pesawat MULTI SLICE.....	31
<b>Grafik</b>	<b>4.3</b>	CTDIvol dan Bukaak Kolimator Pesawat MULTI SLICE.....	32
<b>Grafik</b>	<b>4.4</b>	Ilustrasi potongan axial multi slice dengan single slice .....	33
<b>Grafik</b>	<b>4.5</b>	Faktor Koreksi CTDIvol Terhadap Bukaak Kolimasi 10mm Pada Pesawat MULTI SLICE.....	34
<b>Grafik</b>	<b>4.6</b>	Faktor Koreksi CTDIvol Terhadap Phantom 16cm Pada Pesawat MULTI SLICE.....	35
<b>Grafik</b>	<b>4.7</b>	Faktor Koreksi CTDIvol Terhadap Phantom 32cm Pada Pesawat MULTI SLICE.....	36
<b>Grafik</b>	<b>4.8</b>	CTDIw dan Tebal Irisan Pesawat Single Slice.....	38
<b>Grafik</b>	<b>4.9</b>	CTDIvol dan Tebal Irisan Pesawat Single Slice.....	38
<b>Grafik</b>	<b>4.10</b>	Ukuran Phantom dengan CTDIw Pada Pesawat Single Slice.....	39
<b>Grafik</b>	<b>4.11</b>	Ukuran Phantom dengan CTDIvol Pada Pesawat Single Slice.....	40
<b>Grafik</b>	<b>4.12</b>	Faktor Koreksi CTDIvol Terhadap Bukaak Kolimasi 5mm Pada Pesawat Single Slice.....	43
<b>Grafik</b>	<b>4.13</b>	Faktor Koreksi CTDIvol Terhadap Phantom 16cm Pada Pesawat Single Slice.....	44
<b>Grafik</b>	<b>4.14</b>	Faktor Koreksi CTDIvol Terhadap Phantom 32cm Pada Pesawat Single Slice.....	45
<b>Grafik</b>	<b>4.15</b>	Perbandingan nilai CTDIw pesawat multi slice dengan pesawat single slice pada tebal irisan 5mm .....	46
<b>Grafik</b>	<b>4.16</b>	Faktor Koreksi geometri pada phantom 16 cm dan 32 cm pada tebal irisian 5mm .....	47
<b>Grafik</b>	<b>4.17</b>	Faktor Koreksi CTDIvol Terhadap Phantom 16cm.....	

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 3.1</b>	Rekomendasi Uji Kualitas Berkala .....	18
<b>Tabel 3.2</b>	Nilai Standar Dari Australia Barat.....	19
<b>Tabel 3.3</b>	Nilai Densitas Electron dan CT Number.....	22
<b>Tabel 3.4</b>	Nilai Standar Hight Contrast Resolution.....	23
<b>Tabel 4.1</b>	Hasil Uji Kualitas Pesawat CT GE light Speed .....	27
<b>Tabel 4.2</b>	Uji Tegangan.....	28
<b>Tabel 4.3</b>	Hasil Survey Diameter Tebal Tubuh.....	29
<b>Tabel 4.4</b>	Perhitungan CTDI Phantom 32 Pesawat MULTI SLICE.....	30
<b>Tabel 4.5</b>	Perhitungan CTDI Phantom 16 Pesawat MULTI SLICE.....	30
<b>Tabel 4.6</b>	Perhitungan CTDI Phantom 10 Pesawat MULTI SLICE.....	30
<b>Tabel 4.7</b>	Normalisasi Nilai CTDI <sub>vol</sub> Terhadap Bukaannya Kolimasi 10mm pada Pesawat Single Slice.....	33
<b>Tabel 4.8</b>	Normalisasi Nilai CTDI <sub>vol</sub> Terhadap Ukuran Phantom dengan d = 16cm pada Pesawat MULTI SLICE.....	33
<b>Tabel 4.9</b>	Normalisasi Nilai CTDI <sub>vol</sub> Terhadap Ukuran Phantom dengan d = 32cm pada Pesawat MULTI SLICE.....	34
<b>Tabel 4.10</b>	Perhitungan CTDI Phantom 10 Pesawat Single Slice.....	37
<b>Tabel 4.11</b>	Perhitungan CTDI Phantom 16 Pesawat Single Slice.....	37
<b>Tabel 4.12</b>	Perhitungan CTDI Phantom 32 Pesawat Single Slice.....	37
<b>Tabel 4.13</b>	Nilai Kesalahan Relatif CTDI <sub>w</sub> Console dengan CTDI <sub>w</sub> Pengukuran Pada Pesawat Single Slice .....	42
<b>Tabel 4.14</b>	Normalisasi Nilai CTDI <sub>vol</sub> Terhadap Tebal Irisan 5 mm pada Pesawat Single Slice.....	42
<b>Tabel 4.15</b>	Normalisasi Nilai CTDI <sub>vol</sub> Terhadap Ukuran Phantom dengan d = 16cm pada Pesawat Single Slice.....	42
<b>Tabel 4.16</b>	Normalisasi Nilai CTDI <sub>vol</sub> Terhadap Ukuran Phantom dengan d = 32cm pada Pesawat Single Slice.....	42
<b>Tabel 4.17</b>	Perbandingan Nilai CTDI <sub>w</sub> Pesawat Multi Slice dengan pesawat Single Slice pada tebal irisan 5mm	45
<b>Tabel 4.18</b>	Faktor Koreksi geometri pada Phantom 16 cm dan 32 cm pada Tebal Irisan 5mm	46

# **BAB 1**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1. Latar Belakang**

Pemanfaatan sinar X sebagai salah satu sumber energi pada pesawat diagnostik, hingga saat ini masih menjadi pilihan yang populer dalam dunia kesehatan.

Hal ini menempatkan sinar x, di berbagai negara, baik negara berkembang maupun negara maju didunia, masih menjadi alternatif modalitas medis termurah dan tercepat dalam penegakan diagnosa. Namun sebagai sinar pengion, sinar x memiliki konsekwensi efek radiasi tentunya, baik yang bersifat stokastik maupun yang bersifat deterministik. Hal ini juga harus menjadi pertimbangan bagi para praktisi kesehatan, yakni memperhitungkan nilai dosis yang diterima pasien dalam pelaksanaan diagnosanya.

Sedangkan menurut NCRP pada tahun 2008 mengemukakan bahwa sekitar 48% kontribusi penerimaan dosis radiasi akumulatif per-tahun masyarakat Amerika Serikat adalah dari radiasi medik, dan setengahnya atau hingga 28 % di dapat dari tindakan medik menggunakan modalitas CT Scan. Sehingga perhitungan terhadap dosis yang diterima tubuh dalam pemeriksaan CT Scan sangatlah penting untuk dipantau, dan terhadap pasien sendiri, sudah sepantasnya mereka mendapatkan informasi terhadap estimasi nilai dosis yang mereka terima selama proses diagnostik berlangsung.

Hingga saat ini yang menjadi referensi dosis yang diterima pada pemeriksaan CT Scan umumnya menggunakan metode perhitungan CTDI, yang mana nilai tersebut di dapat dari perhitungan  $CTDI_w$  menggunakan Panthom PMMA yang berbentuk bulat atau silinder. Sedangkan dalam realitasnya postur tubuh manusia tidaklah bulat sempurna (penampang silinder), sehingga penulis merasa perlu diadakan koreksi geometri terhadap phantom PMMA yang digunakan dengan postur tubuh manusia (dalam hal ini penulis membatasi pada

organ yang menjadi modus pemeriksaan saja yakni kepala, rongga thorax dan abdomen) pada pemeriksaan medis di rumah sakit.

Hal ini nantinya diharapkan, penulis akan mendapatkan nilai dosis yang mendekati kondisi yang sebenarnya. Dan juga perlu diperhatikan nilai dosis pada bagian tubuh dengan diameter yang lebih kecil (*pediatric*), hal ini dikarenakan nilai dosis yang diterima bagian tubuh dengan diameter lebih kecil akan berbeda dengan bagian tubuh yang berdiameter besar, walau menggunakan kondisi atau parameter pesawat yang sama, maka dari itu penulis juga berupaya untuk memberikan variasi pada ukuran phantom yang digunakan, yang dimulai dari diameter terkecil (*pediatric* kepala) hingga terbesar (Abdomen dewasa).

### **1.2. Perumusan Masalah**

Berdasarkan latar belakang tersebut dapat dirumuskan masalah dalam penelitian kali ini adalah nilai perhitungan dosis pasien CT Scan yang masih mengacu pada bentuk phantom yang bulat atau silindris sempurna, dan terbatasnya ukuran phantom umumnya hanya pada ukuran 16 cm dan 32 cm saja. Sehingga perlu dilakukan koreksi geometris dan perhitungan CTDI menggunakan ukuran phantom yang lebih bervariasi,

### **1.3. Tujuan Penelitian**

Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan metode perhitungan dosis CT Scan yang lebih akurat, dan meminimalisasi dosis yang diterima pasien. Sehingga usaha untuk mendapatkan diagnosa yang akurat dengan tetap mengedepankan asas proteksi radiasi dapat terlaksana.

### **1.4. Batasan Masalah**

Masalah dalam penelitian kali ini dibatasi pada nilai koreksi geometri dari perhitungan dosis CT scan menggunakan Phantom CTDI.

### **1.5. Metodologi Penelitian**

Tahap pertama yang dilakukan dalam penelitian ini ialah uji kesesuaian pesawat CT scan. Uji ini dilakukan untuk memastikan pesawat dalam kondisi

prima, baik dari segi kualitas citra maupun output radiasi. Untuk uji kualitas citra, digunakan Phantom Catphan, sedangkan untuk pengukuran output radiasi digunakan detektor *solidstate* unfors. Uji kesesuaian dilakukan berdasarkan standar Konsil Radiologi Australia Barat yang disesuaikan dengan buku panduan penggunaan catphan 412 – 424 dari *manufacture* The Phantom Laboratory.

Tahap selanjutnya adalah mengukur nilai CTDI pada pesawat CT Scan. Yang dilakukan dengan menghitung nilai CTDI<sub>w</sub> yang didapat dengan mengkalkulasi nilai CTDI<sub>p</sub> dan CTDI<sub>c</sub> yakni nilai CTDI dipermukaan dan dibagian tengah dari phantom. Yang tentu saja hal ini dilakukan setelah melakukan inventarisasi data tebal tubuh pasien yang dilakukan dengan cara pengukuran langsung dan pengukuran melalui topogram CT scan, kemudian dilakukan koreksi diameter ekuivalen dari data tersebut sehingga mendapatkan nilai perhitungan yang mendekati nilai data tebal tubuh pasien yang sebenarnya.

#### **1.6. 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 I Pendahuluan, berisi latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, metode penulisan dan sistematika penulisan dari skripsi ini.
- BAB II Teori dasar, berisi landasan-landasan teori sebagai hasil dari studi literatur yang berhubungan dengan perhitungan dosis dan perkembangan pesawat CT Scan
- BAB III Metode penelitian menjelaskan langkah-langkah dan prosedur dari penelitian ini
- BAB IV Hasil dan Pembahasan menjelaskan tentang hasil pengukuran data serta analisis dari data tersebut.
- BAB V Penutup yang berisi kesimpulan dan saran-saran dari hasil pembahasan yang telah diuraikan.

## **BAB 2**

### **LANDASAN TEORI**

#### **2.1. Pengertian CT Scan**

*Computed Tomography* (CT) scan merupakan perkembangan modalitas radiologi menggunakan prinsip kerja tomografi, yakni pencitraan diagnostik yang menggunakan metode dua diantara tiga komponen (sumber radiasi, objek dan penerima atau *receptor*) yang bergerak, sehingga mampu menghasilkan potongan tubuh, setelah melalui perhitungan matematis, dalam bentuk *axial*, *coronal*, *tangensial* maupun *3D*.

Dalam perkembangannya CT scan tidak hanya digunakan dalam bidang medik saja tapi juga digunakan dalam bidang keamanan, industri, biologi dan dunia arkeologi.

#### **2.2 Sejarah Perkembangan CT Scan**

Dalam perkembangannya CT scan mengalami kemajuan dari waktu ke waktu, hal ini dimulakan pada awal tahun 1900-an yakni ahli fisika bernama Alessandro Vallebona mengusulkan suatu metode untuk mewakili sepotong tunggal tubuh pada film radiografi. Metode ini dikenal sebagai tomografi sederhana. Dengan prinsip, geometri proyektif bergerak serentak dan dalam arah yang berlawanan dengan sinar-X dan film, yang dihubungkan oleh sebuah batang poros yang titik fokusnya muncul lebih tajam, sedangkan gambar dari titik-titik lainnya tersamarkan dengan sedikit kabur.

Kemudian CT scan yang layak secara komersial pertama ditemukan oleh Hounsfield di Hayes, United Kingdom, dalam penelitiannya di Laboratorium EMI menggunakan sinar-X. Penemuan Hounsfield pada tahun 1967, dipasang di Atkinson Morley Hospital di Wimbledon, Inggris, dan scan otak pasien pertama dilakukan pada tanggal 1 Oktober 1971. Ini diumumkan ke publik pada tahun 1972.

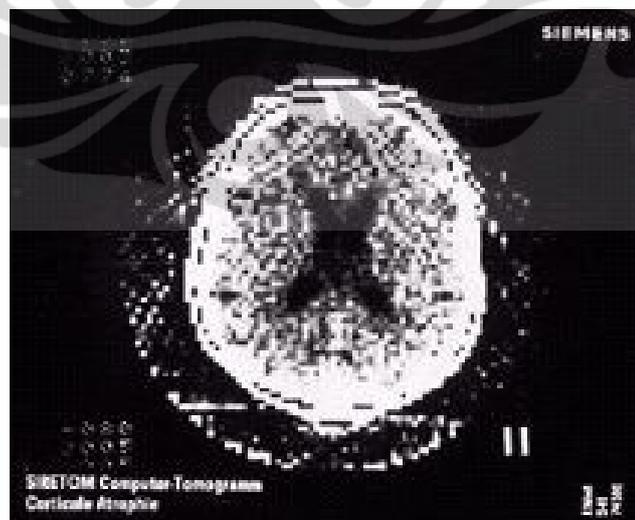


[sumber : <http://www.catscanman.net/blog/wp-content/uploads/Hounsfield.jpg>]

Gambar 2.1. Sir Godfrey Newbold Hounsfield

Prototipe 1971 asli mengambil 160 pembacaan paralel melalui sudut  $180^\circ$ , masing-masing  $1^\circ$  terpisah, dengan setiap scan membutuhkan waktu kurang lebih 5 menit. Gambar-gambar dari scan ini memakan waktu 2,5 jam untuk diproses dengan teknik rekonstruksi aljabar pada komputer besar. Pemindai memiliki detektor photomultiplier tunggal, dan dioperasikan dengan cara di putar.

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



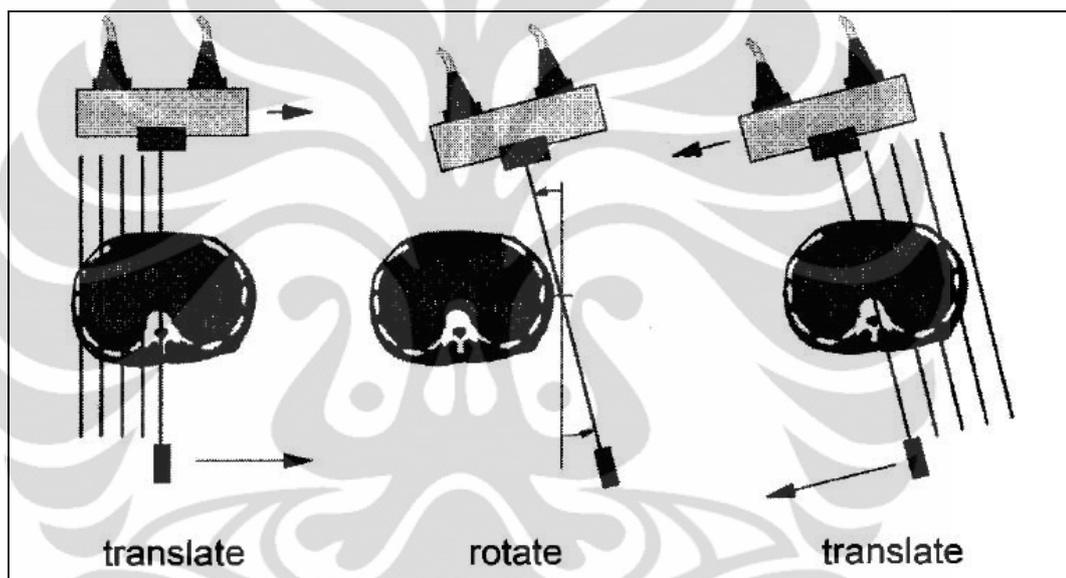
[ Sumber : <http://www.imaginis.com/ct-scan/brief-history-of-ct> ]

Gambar 2.2. Hasil gambaran *axial* CT Scan SIRETOM

### 2.2.1. Generasi Pertama

Generasi pertama CT scan ini menggunakan *single tube* yang menghasilkan berkas pensil yang kecil dengan lebar beberapa milimeter. *Tube* dan detektor dipasang dengan arah berlawanan pada satu *gantry* dan berkas sinar mengarah langsung ke *detector*.

Proses scan dilakukan dengan mengerjakan *tube* ke samping ke seluruh daerah kepala kemudian *gantry* berputar  $1^\circ$  dan proses tersebut berulang sebanyak 180 kali. Proses scan untuk satu *slice* adalah sekitar 5 menit.

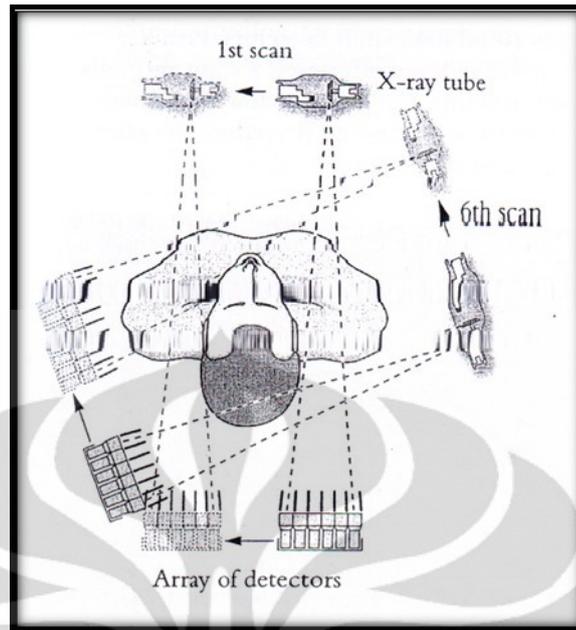


[Sumber : Bushberg : 2002]

Gambar 2.3. CT scan generasi pertama

### 2.2.2. Generasi Kedua

Pada generasi ini yang berbeda dari generasi sebelumnya adalah *tube* menggunakan berkas sinar kipas, karena berkas sinar kipas mencakup bagian kepala lebih luas sehingga perputaran *gantry* bisa lebih besar yaitu  $10^\circ - 30^\circ$  sehingga waktu yang di butuhkan pun berkurang sekitar 15 detik.

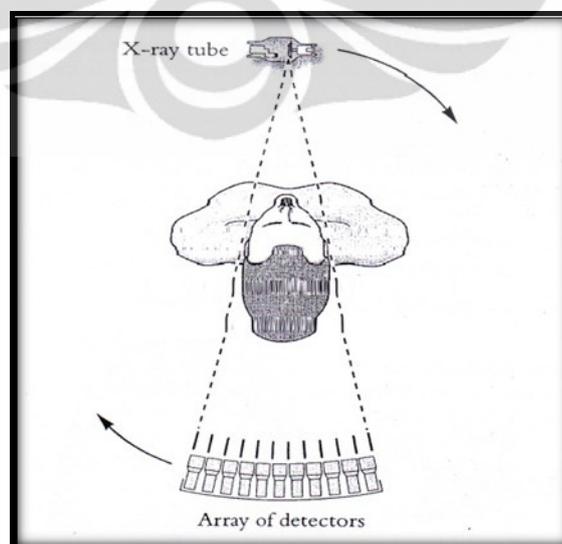


[Sumber : Wolbarst : 2004]

Gambar 2.4. CT scan generasi kedua

### 2.2.3. Generasi Ketiga

Generasi ketiga ini dikenalkan pada tahun 1976, sejak di kenalkan generasi ini telah mengurangi gerak linier dengan berkas sinar kipas yang cukup lebar untuk menangkap gambaran objek yang diperiksa. *Tube* dan detektor bergerak  $360^\circ$  mengelilingi objek sehingga mengurangi waktu pemeriksaan.

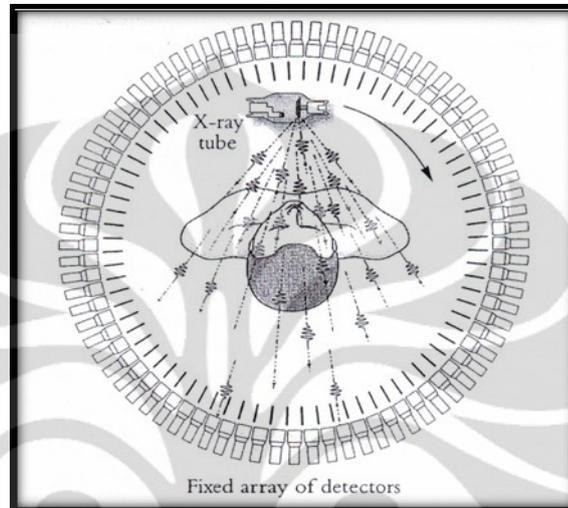


[Sumber : Wolbarst : 2004]

Gambar 2.5. CT scan generasi ketiga

### 2.2.4. Generasi Keempat

Generasi ini hampir sama seperti generasi ketiga tetapi detektornya tetap tidak bergerak hanya *tube* yang berputar mengelilingi pasien.

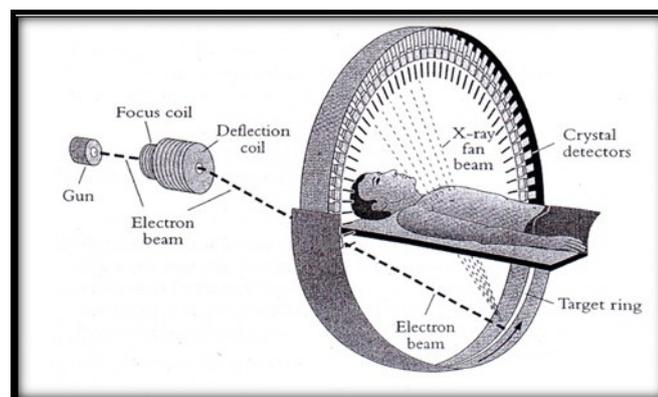


[Sumber : Wolbarst : 2004]

Gambar 2.6. CT scan generasi keempat

### 2.2.5. Generasi Kelima

Tidak menggunakan *tube* adalah perbedaan yang mencolok pada generasi ini. Pada generasi ini sinar x di hasilkan dari electron yang menumbuk tungsten yang berbentuk curva. Sinar x bergerak mengikuti kurva tungsten 180° dan detector yang *fix* menangkap berkas sinar tersebut.



[Sumber : Wolbarst : 2004]

Gambar 2.7. CT scan generasi kelima

### 2.2.6. Generasi Keenam

Generasi ini di sebut sebagai *helical* scan. Karena bentuk lintasan saat melakukan scan seperti spiral. *Helical* merupakan pengembangan dari generasi ketiga. Karena saat melakukan scan sinar x beroperasi terus menerus sehingga kapasitas panas *tube* dari *helical* scan lebih besar. Secara keseluruhan *helical* scan memberikan keuntungan dengan 1 detik 1 putaran membuat pemeriksaan lebih cepat.

### 2.2.7. Generasi Ketujuh

Generasi ini merupakan pengembangan dari generasi sebelumnya yaitu *helical* CT scan. Generasi ke tujuh ini biasa di sebut *multirow* atau *multislice*, pada *multislice* dapat beroperasi sebagai axial maupun *helical*, *helical* pada *single slice* menggunakan *single ring detector* tetapi pada *multislice* *single ring* diganti dengan 4,8,16,32, bahkan 64 paralel *ring detector*.

## 2.3. Efek Radiasi

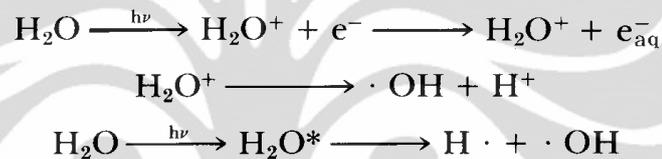
Sebagai sebuah konsekwensi dari sinar x sebagai radiasi pengion adalah keberadaannya memberikan kontribusi paparan radiasi pada objek, dalam hal ini adalah dosis radiasi pada organ tubuh yang dilaluinya. Dalam dunia medik, pemanfaatan radiasi sebagai alat terapi dan penegak diagnosa, haruslah mengacu kepada pedoman proteksi radiasi, yang diatur melalui regulasi yang ditetapkan komisi internasional pengawas pemanfaatan radiasi seperti IAEA (International Atomic Energy Agency) atau badan pemerintah lokal dalam negri seperti BAPETEN. Dalam hal ini tentu saja prinsip ALARA (*as low as reasonably achievable*) haruslah dikedepankan dan tetap mengacu pada pencegahan terjadinya efek deterministik dan membatasi probabilitas terjadinya efek stokastik. Sehingga penegakan diagnosa atau terapi dapat tetap terlaksana dengan tetap memperhatikan proteksi radiasi terhadap pasien.

Interaksi radiasi pengion didalam sel jaringan hidup mengalami dua macam interaksi diantaranya adalah interaksi langsung dan interaksi tidak langsung (melalui dua tahap).

Interaksi langsung merupakan deposit energi melalui interaksi Coulomb antara partikel bermuatan dengan elektron orbital atom dalam medium biasanya berupa elektron, proton, partikel alfa, ion berat. Sedangkan interaksi tidak langsung, deposit energi dalam medium melalui dua tahap yaitu :

- Pertama, partikel bermuatan dilepaskan dalam medium (foton melepaskan elektron atau positron, neutron melepaskan proton atau ion berat)
- Kedua, partikel bermuatan yang dilepaskan deposit energi melalui interaksi Coulomb langsung dengan elektron orbital atom dalam medium

Selain itu bahwa sel terdiri dari mayoritas air dalam materi penyusunnya, dalam interaksi radiasi dengan air menghasilkan radikal bebas, dengan interaksi fisis dan kimia sebagai berikut :



Sehingga hydrogen peroksida yang dihasilkan akan terdeposit sebagai toksik dalam tubuh.

### 2.3.1. LET dan RBE

LET (*linear energy transfer*), dinyatakan dalam keV/ $\mu\text{m}$ , difokuskan pada laju absorpsi energi linear oleh medium selama partikel bermuatan bergerak dalam medium.

LET = (dE/dl), biasanya dipakai satuan keV/ $\mu\text{m}$ , dE merupakan energi rata-rata yang diberikan pada medium oleh partikel bermuatan dengan energi tertentu dalam lintasannya yang berjarak dl. Harga LET tergantung pada energi dan muatan partikel. Muatan tinggi dan energi rendah mempunyai LET tinggi.

RBE (*Radiobiological equivalent*) adalah dosis dari radiasi standar yang menghasilkan efek biologi tertentu atau dosis dari radiasi yang dimaksud yang menghasilkan efek biologi sama.

### 2.3.2. Efek Akut dan Kronis Dalam Radiasi

Efek akut adalah efek radiasi yang terjadi karena penyinaran radiasi tunggal yang berlebihan dalam periode waktu pendek, yang bisa mengakibatkan efek biologis dalam waktu pendek setelah penyinaran, sedangkan efek kronis adalah tingkat penyinaran rendah dalam waktu panjang, dimana akibat – akibatnya akan tampak setelah beberapa tahun. Penyinaran ini sering juga disebut sebagai penyinaran kontinyu (Herman Camber, *Introduction Of Health Physics Second Edition*)

## 2.4. Dosis

### 2.4.1. Penyinaran (*exposure*)

Besaran penyinaran (*exposure*) didefinisikan sebagai kemampuan radiasi sinar X untuk menimbulkan ionisasi di udara. (Cunninghum : 1983)

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.1)$$

dengan :

$X$  = penyinaran ( $C.kg^{-1}$ )

$dQ$  = jumlah muatan pasangan ion dalam suatu volume (C)

$dm$  = jumlah massa dalam suatu volume (kg)

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

### 2.4.2. Dosis Serap

Dosis serap didefinisikan sebagai energi rata-rata yang diserap bahan persatuan massa bahan, (Cunninghum : 1983)

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.2)$$

dengan :

$D$  = dosis serap ( $J.kg^{-1}$ ).

$dE$  = energi (Joule).

$dm$  = massa dalam suatu volume (kg)

Satuan dosis serap dalam SI adalah Gy (gray), tetapi masih ada juga yang menggunakan Rad ( 1 Gy = 100 Rad)

### 2.4.3. Dosis Ekuivalen

Dosis serap lebih banyak digunakan atau berkaitan dengan pengaruh radiasi terhadap manusia. (Cunninghum : 1983)

$$H = D Q N \quad (2.3)$$

dengan :

H = dosis ekuivalen ( $J.kg^{-1}$ )

D = dosis serap ( $J.kg^{-1}$ ).

Q = faktor bobot radiasi

N = faktor modifikasi

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

### 2.4.4. Dosis Efektif

Diasumsikan sebagai probabilitas efek stokastik dalam jaringan yang sebanding dengan dosis ekuivalen pada jaringan. Namun karena sensitivitas jaringan yang berbeda-beda sehingga faktor nilai sebanding pun berbeda beda tiap jaringan yang biasa di sebut factor bobot jaringan. (BATAN : 2009)

$$E = H \times \omega_t \quad (2.4)$$

Dengan :

E = dosis efektif ( $J.kg^{-1}$ )

H = dosis ekuivalen ( $J.kg^{-1}$ )

$\omega_t$  = factor bobot jaringan

## 2.5. Dosis Pada CT Scan

### 2.5.1. *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*

*CT dose index* pertama kali diperkenalkan pada era CT scanner single-slice dan itu didefinisikan sebagai integral dari profil dosis  $D(z)$  dari sumbu tunggal scan sepanjang garis tegak lurus terhadap bidang tomografi ( $z$ -axis) dibagi dengan produk dari irisan nominal Ketebalan ( $T$ ) :

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2.5)$$

Untuk kasus CT scanner Multislice dimana  $N$  irisan  $T$  ketebalan yang diperoleh selama single axial scan, dua definisi CTDI diperkenalkan:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{NT} \int_{-7}^{+7} D(z) dz \quad (2.6)$$

dan

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (2.7)$$

Dari kedua model tersebut yang paling sering di gunakan adalah  $CTDI_{100}$ , yang diukur dengan menggunakan detector *pencil ion chamber* dengan panjang aktif detector 100 mm, pengukuran dilakukan pada udara dan dalam phantom selinder (PMMA) dengan diameter 16 cm dan 32 cm.  $CTDI_{100}$  diposisikan di udara bebas di pusat rotasi disebut sebagai  $CTDI_{air}$ . sedangkan  $CTDI_c$  dan  $CTDI_p$  masing-masing didefinisikan sebagai  $CTDI_{100}$  diukur dengan ionisasi chamber di pusat dan empat posisi jam 12, 3, 6, 9 pada phantom. (Tsalafoutas : 2011)

### 2.5.2. $CTDI_w$

$CTDI_w$  digunakan untuk mendekati dosis rata-rata pada single slice dan didefinisikan oleh persamaan berikut

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p \quad (2.8)$$

Dimana  $CTDI_p$  adalah rata-rata pengukuran pada *perifer*. (Tsalafoutas : 2011)

### 2.5.3. $CTDI_{vol}$

$CTDI_{vol}$  digunakan untuk pengukuran pada *helical scanning*. Dan di definisikan sebagai berikut:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \frac{NT}{I} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (2.9)$$

Dimana  $NT$  adalah total kolimasi dan  $I$  pergerakan meja selama *helical scan* (faktor  $pitch = \frac{I}{NT}$ ). (Tsalafoutas : 2011)

### 2.5.4. *Dose Length Product (DLP)*

DLP digunakan untuk menghitung dosis pemeriksaan lengkap atau keseluruhan sepanjang bagian yang di scan. (Tsalafoutas : 2011) DLP didefinisikan oleh persamaan berikut:

$$DLP = \sum_{i=1}^N (CTDI_{vol}) L_i \quad (2.10)$$

## **BAB 3**

### **METODE PENELITIAN**

Dalam penelitian kali ini dilaksanakan dengan melakukan empat tahapan pengerjaan, yaitu melakukan survey tebal tubuh manusia dengan variasi usia anak – anak dan dewasa, pada bagian tubuh kepala, rongga dada (thorax) dan perut (abdominal) yang kemudian dilakukan konversi diameter ekuifalen dari setiap tebal tubuh tersebut dengan phantom PMMA yang tersedia, tahap kedua adalah menguji kesesuaian pesawat yang dilakukan berdasarkan standar Australia Barat ,kemudian langkah selanjutnya pengambilan *sample* data, yaitu perhitungan CTDI<sub>w</sub> menggunakan phantom CTDI<sub>100</sub>, kemudian langkah terakhir adalah pengolahan data sehingga nantinya didapat nilai koreksi geometri untuk tebal tubuh pasien terhadap nilai dosis dari CT scan dari berbagai ukuran diameter.

#### **3.1. Peralatan Pengukuran**

Dalam penelitian kali ini digunakan beberapa instrumentasi peraga dan alat ukur radiasi serta pesawat CT Scan sendiri sebagai objek pengukuran. Modalitas dan instrumentasi tersebut antara lain adalah pesawat CT Scan, Chatphan, bilik ionisasi udara berbentuk pensil dan *solid state*, dan phantom CTDI.

##### **3.1.1. Pesawat CT Scan**

Dalam penelitian kali ini penulis melakukan pengambilan *sample* pada dua rumah sakit yang pertama menggunakan data dari RS PMI Bogor yang menggunakan pesawat Pronto-SE Single Slice Helical (yang selanjutnya disebut CT Scan Single Slice) dengan :

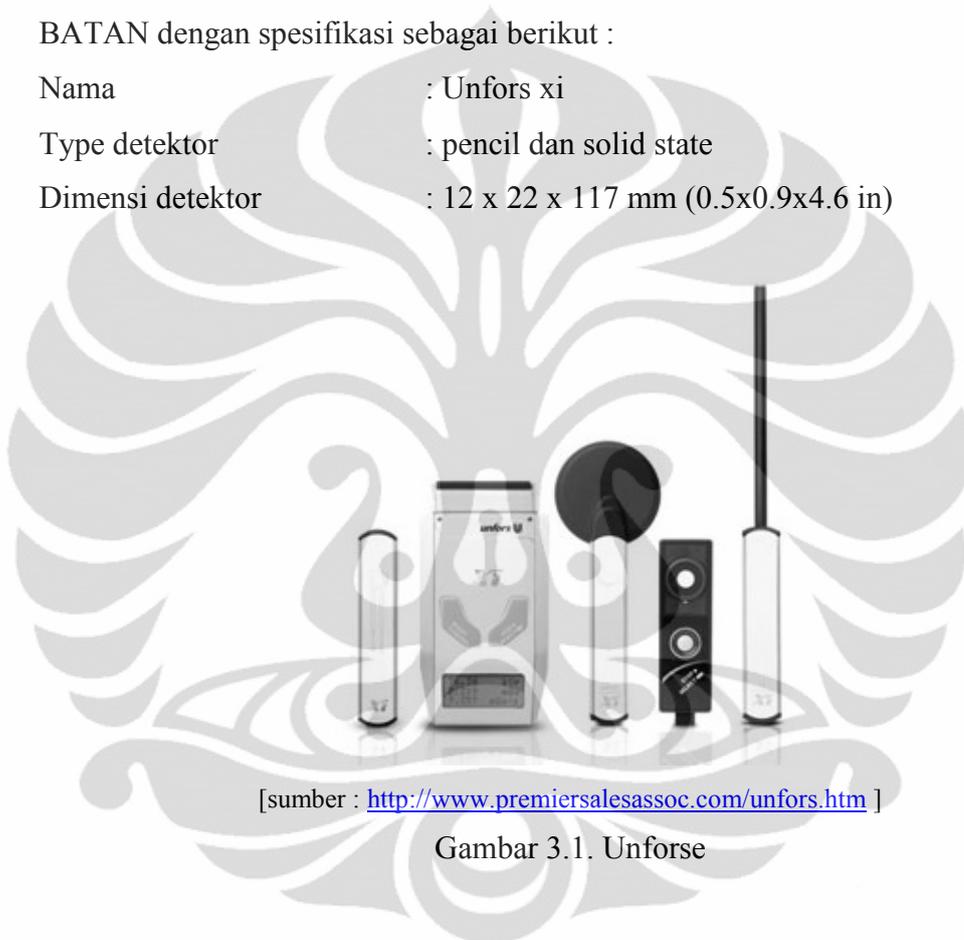
- a. spartial resolution : 0.38 mm
- b. Slice thickness : 2,3,5,7,10 dan 1 optional
- c. Efektif FOV : 20 ~ 430mm  $\phi$
- d. Detector : solid state detector, 752 element
- e. Tegangan tabung : 100, 120 dan 130 KV
- f. Arus tabung : 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200 dan 225mA

Dan RS Eka Hospital Tangerang yang menggunakan pesawat CT Scan GE light speed VCT Multy Slice CT 64 Slice (yang selanjutnya disebut CT scan Multi Slice)

### 3.1.2. Alat Pengukur Radiasi

Dalam penelitian kali ini penulis menggunakan alat detector milik BATAN dengan spesifikasi sebagai berikut :

Nama : Unfors xi  
 Type detektor : pencil dan solid state  
 Dimensi detektor : 12 x 22 x 117 mm (0.5x0.9x4.6 in)



[sumber : <http://www.premiersalesassoc.com/unfors.htm> ]

Gambar 3.1. Unforse

### 3.1.3. Alat Uji kesesuaian

Dalam uji kesesuaian kali ini digunakan alat untuk kalibrasi berupa chatphan 400 milik PTKMR BATAN Jakarta

### 3.1.4. Phantom

Dalam penelitian kali ini, penulis menggunakan objek alat peraga tubuh manusia berupa phantom PMMA<sub>100</sub> milik Dep. Fisika Fakultas MIPA Universitas Indonesia yakni phantom PMMA PTW Ref-40027 CT Head and Body Phantom

ukuran 16cm dan 32cm yang tergabung menjadi satu set. Sedangkan phantom ukuran 10cm penulis pinjam dari PTKMR BATAN Jakarta.

### 3.2. Koreksi Geometri Tebal Tubuh Masyarakat Indonesia

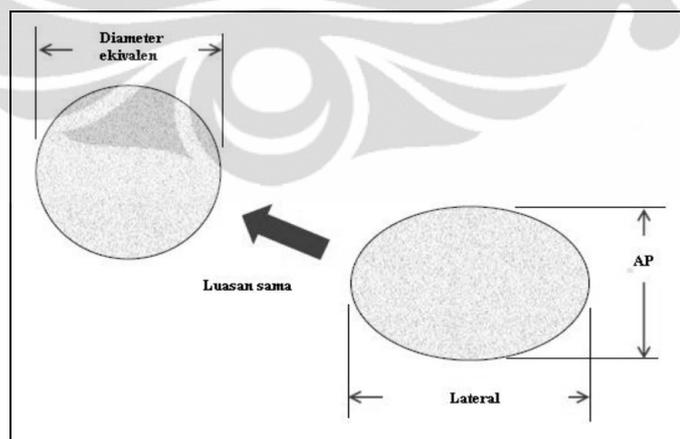
Dalam lapangan tubuh pasien tidaklah bulat silindris seperti halnya phantom CTDI, melainkan ellipsoid. Sehingga nilai diameter elips yang dipersentasikan dengan ukuran panjang Anterior – Posterior dan medial lateral kemudian dikonversi kepada nilai jari – jari lingkaran yang memenuhi persamaan sebagai berikut :

$$\begin{aligned} \text{Luas elips} &= \text{Luas lingkaran} \\ \frac{1}{2} \pi * \text{lateral} * AP &= \pi * r^2 \end{aligned} \quad (3.1)$$

$$r = \sqrt{\frac{\text{Lateral} * AP}{2}} \quad (3.2)$$

$$\text{diameter} = 2 \sqrt{\frac{\text{Lateral} * AP}{2}} \quad (3.3)$$

Yang dapat diilustrasikan dengan pendekatan sebagai berikut :



[sumber : PTKMR BATAN]

Gambar 3.2 Konversi Luasan Tebal Tubuh

Yang mana nilai tebal tubuh yang menjadi sample diambil dari tebal tubuh pasien Indonesia pada usia anak – anak hingga dewasa pada bagian tubuh yang menjadi modus pemeriksaan yakni kepala, rongga dada dan perut.

### 3.3. Uji Kesesuaian

Uji kesesuaian ini dilakukan untuk mengetahui kondisi alat pada saat sebelum dilakukan penelitian. Kualitas citra dan evaluasi nilai CTDI merupakan yang harus dilakukan dalam uji kesesuaian ini.

#### 3.3.1. Kualitas Citra

Tinjauan terhadap kualitas citra dari pesawat CT scan sangatlah penting karena hal ini memastikan performa alat tetap dalam keadaan prima, yang tentu saja hal ini sangat berpengaruh pada hasil gambaran yang diperoleh, sehingga nantinya *image* yang didapat bukan saja memberikan gambaran yang jelas tetapi juga mampu memberikan informasi diagnosa yang akurat, sehingga tidak menimbulkan interpretasi yang ambigu dari pada konsumen dalam hal ini dokter yang membaca hasil.

Memastikan kualitas gambar yang baik, tidak cukup hanya dengan melakukan kalibrasi rutin setiap harinya, melainkan butuh tes kualitas citra yang meliputi linieritas CT number, tingkat keseragaman, resolusi tinggi dan kontras rendah, akurasi tebal irisan dan evaluasi nilai CTDI, yang setidaknya dilakukan setiap tahunnya. Walaupun dalam buku manual Chatphan sendiri disarankan untuk uji kualitas citra mulai dari perhari, perminggu hingga tiap bulanya.

Table 3.1. Rekomendasi Uji kualitas Citra berkala

Suggested Frequency of tests			
	daily	weekly	Monthly
Positional verivication	●	●	●
Scan slice geometry			●
Impulse responsfunction		●	●
Resolution			●
Low kontras		●	●
Contras sensitifity		●	●
Uniformity and noise characteristic	●	●	●

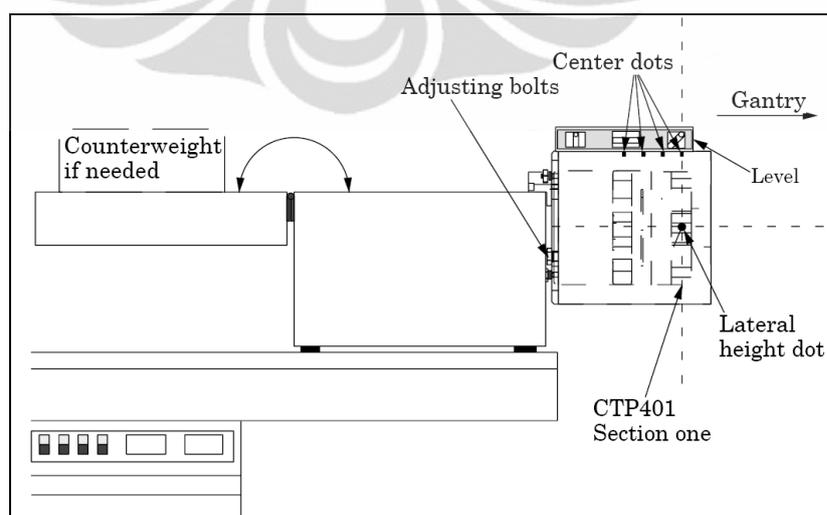
Hal ini juga akan menjamin tingkat keselamatan pasien dan pekerja yang berada disekitar medan radiasi, dengan estimasi nilai dosis yang diterimanya setiap kali melakukan pemeriksaan dengan nilai yang akurat.

Sehingga pada kesempatan kali ini penulis akan melakukan uji kualitas citra menggunakan Chatphan 400 yang nantinya akan dihitung berdasarkan standar Konsil Radiologi Australia Barat yang disesuaikan dengan buku panduan penggunaan catphan 412 – 424 dari *manufacture* The Phantom Laboratory.

Table 3.2. Nilai standar dari Australia barat

Parameter	Standar / batas toleransi
<i>Image Noise</i>	Max <i>noise</i> – min <i>noise</i> $\leq 2$ CT
<i>CT Values</i>	Koefisien korelasi $> 0.990$
<i>CT number Uniformity</i>	Tengah $\pm 4$ CT number dari 0 Di sekitar tengah $\pm 2$ CT dari tengah
<i>Image slice thickness</i>	$\pm 0.5$ mm

Dalam penggunaan Chatpan guna menguji kualitas citra gambar, prosedur yang dilakukan haruslah benar sesuai dengan langkah yang sesuai dan pemasangan chatphan sendiri juga harus tepat-presisi sehingga kualitas gambar yang diperoleh sesuai dengan standar yang diharapkan untuk diukur. Sehingga dibutuhkan tahapan pemasangan yang sesuai.



[sumber: C a t p h a n M a n u a l 2005]

Gambar 3.3. Posisi ChatPhan pada pesawat CT Scan

### 3.3.1.1. Rata-rata *CT Number* dan *Uniformity*

Uji ini bertujuan untuk mengetahui rata-rata *CT number* pada air dan uniformitynya serta sekaligus mengetahui *noise* pada gambaran. setelah dilakukan scan maka gambaran siap dianalisa. Dengan memilih *Region of Interest* (ROI) pada tengah dan 4 yang lainnya di sekeliling yaitu pada posisi jam 12, 3, 6, 9. dari hasil gambaran scan nilai dari ke lima ROI di sebut rata-rata *CT number* dan *uniformity*. standar nilai *CT number* pada tengah phantom penyimpangannya  $\pm 4$  CTnumber dari nilai 0 dan untuk nilai *CT number* pada arah jam 12, 3, 6, 9 penyimpangannya  $\pm 2$  dari nilai *CT number* di tengah. Sedangkan untuk mengetahui nilai *noise* kondisi saat *scanning* di bandingkan dengan kondisi scan standar yaitu 120 kV 300mAs 8mm slice width dengan mengunakan rumus (Catphan Manual : 2005)

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{kV_m}{120} \sqrt{\frac{mAs_m \times slice\ width_m}{300 \times 8}} \quad (3.4)$$

Dimana :

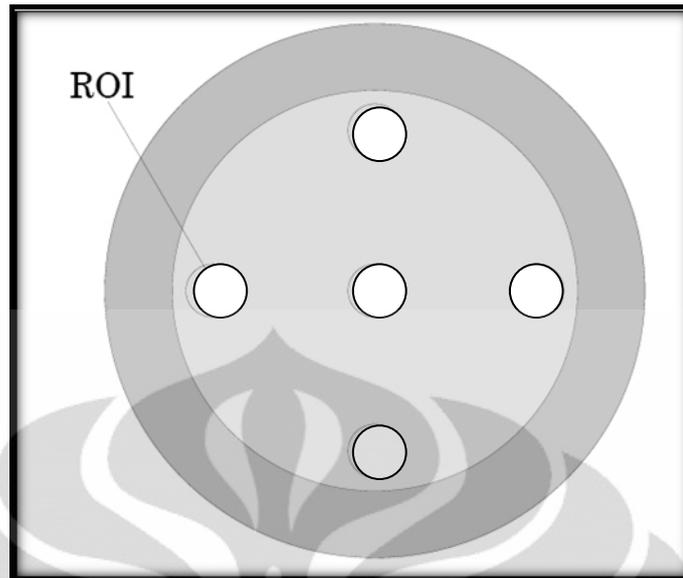
$\sigma_s = noise$

$\sigma_m =$  standar deviasi

$kV_m =$  nilai kV saat melakukan scan pada phantom

$mAs_m =$  nilai mAs saat melakukan scan pada phantom

$slice\ width_m = slice\ width$  saat melakukan scan pada phantom

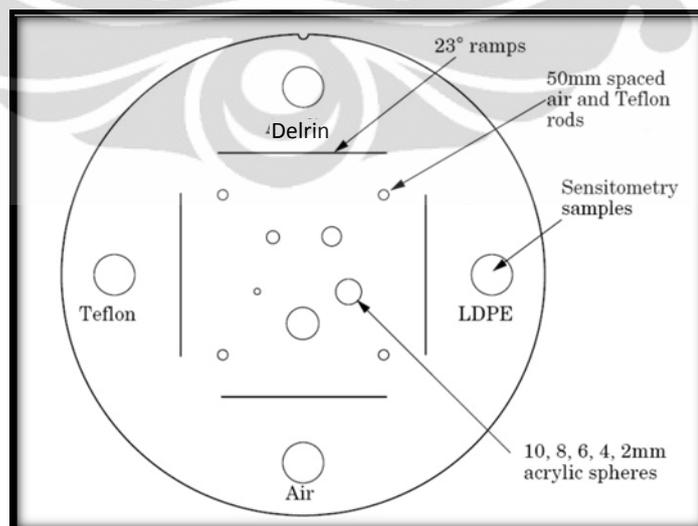


[Sumber : Catphan Manual : 2005]

Gambar 3.4. Ilustrasi potongan catphan untuk uji uniformity

### 3.3.1.2. *Linearity CT Number*

Tujuan dari uji ini adalah melihat linearity dari *CT number* dengan membandingkannya dengan densitas elektron dari masing-masing material yang ada di dalam catphan. Material yang di dalamnya adalah udara, teflon, delrin dan *low density polyethylene* (LDPE).



[Sumber : Catphan Manual : 2005]

Gambar 3.5. Ilustrasi potongan catphan untuk uji linearity

Dari hasil citra DICOM kemudian dilakukan pemilihan ROI di setiap gambaran material yang ada dengan diameter  $\pm 20$  mm dan catat nilai rata-ratanya. Nilai *CT number* dari setiap material akan dibandingkan dengan nilai *CT number* referensi selain itu juga nilai *CT number* harus memiliki hubungan yang linier dengan nilai densitas elektron-nya. Berikut ini nilai densitas elektron berdasarkan buku manual catphan

Tabel 3.3. Nilai densitas elektron dan *CT number*

[Sumber : Catphan Manual : 2005]

Material	Densitas elektron (electron.m <sup>-3</sup> x10 <sup>23</sup> )	<i>CT number</i>
Udara	4	-1000
LDPE	3180	-100
Delrin	4560	340
Teflon	6220	990

Perhitungan dilakukan dengan cara membuat grafik antara *CT number* pada sumbu y dan densitas elektron pada sumbu x, kemudian buat garis linear dan persamaannya. Batas Nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ )  $\geq 0.99$

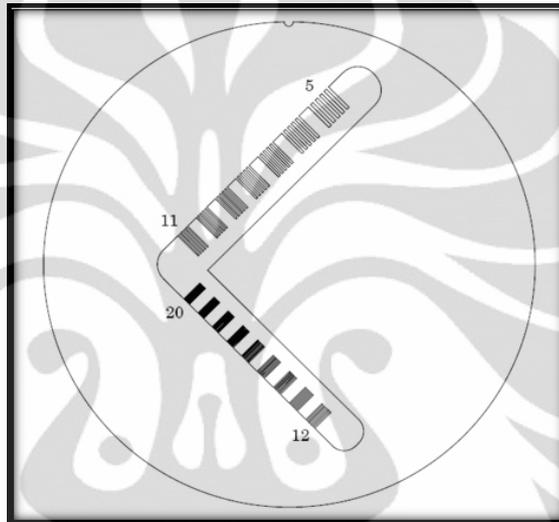
### 3.3.1.3. *High Contrast Resolution*

Uji ini Untuk melihat kemampuan resolusi kontras pada pesawat CT scan. hasil gambarannya berupa pasangan garis yang terdiri dari 5 sampai 20 pasangan garis per cm. garis-garis yang masih terlihat menentukan nilai resolusi dari pesawat CT scan. Selain dengan melihat pasangan garis uji ini juga dapat dianalisa dengan gambaran titik bead pada catphan, titik tersebut dilakukan plotting profil dengan menggunakan ImageJ kemudian di tentukan *point spread function* (PSF) dan *line spread function* (LSF), untuk membuat kurva MTF dilakukan dengan transformasi fourier terhadap LSF.

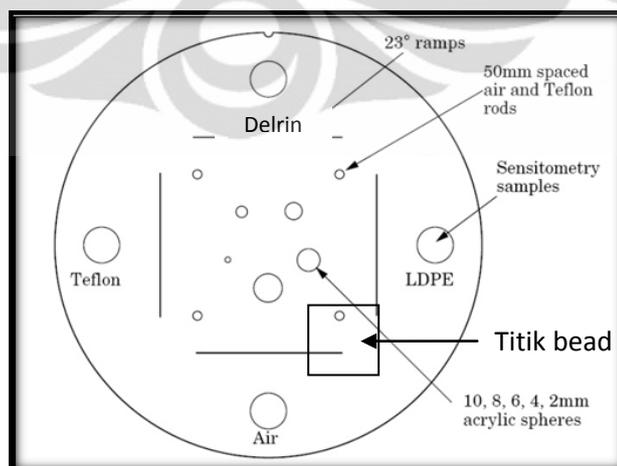
Tabel 3.4. Nilai standar *High contrast resolution*

[Sumber : Buku manual Catphan]

Reconstruction matrix	MTF cut-off $\text{mm}^{-1}$
256	$\geq 0,5$
512	$\geq 1,0$
1024	$\geq 2,0$



[Sumber : Catphan Manual : 2005]

Gambar 3.6. Ilustrasi potongan catphan untuk uji *high contrast* pasangan garis

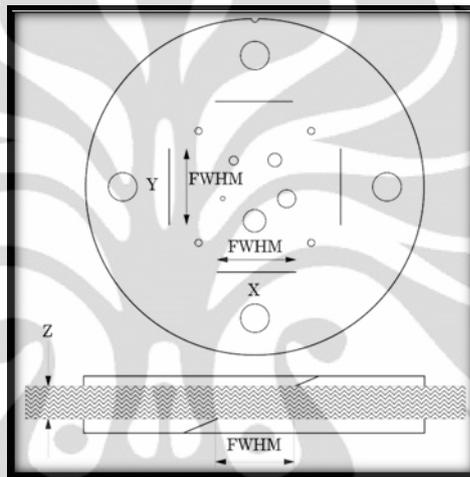
[Sumber : Catphan Manual : 2005]

Gambar 3.7. Ilustrasi potongan catphan untuk uji *high contrast* titik bead

### 3.3.1.4. Slice Thickness

Tujuan dari uji ini yaitu untuk mengevaluasi *slice width* ( $Z$  mm), dari hasil gambaran yang di peroleh cara mengevaluasinya adalah dengan mengukur panjang *Full Width at Half Maximum* (FWHM) dari keempat garis yang ada pada gambar kemudian di rata-ratakan dan dikalikan dengan 0,42.

$$Z \text{ mm} = FWHM \times 0.42 \quad (3.5)$$



[Sumber : Catphan Manual : 2005]

Gambar 3.8. Ilustrasi potongan catphan untuk penentuan nilai *slice thickness*

### 3.3.2. Pengukuran Tegangan Tabung

Uji tegangan tabung berfungsi untuk memastikan keakurasian dari voltasi yang keluar dari tabung, apakah bersesuaian dengan tegangan yang diberikan pada konsul. Dalam uji ini penulis menggunakan unfors dengan detector solid state.

Adapun langkah kerjanya dengan meletakkan solid state pada meja pemeriksaan dengan arah melintang yaitu garis low dan high kontras resolution tools pada solid state unfors sejajar dengan sumbu putar irisan pesawat CT Scan. Perlu diperhatikan letak dari solid state itu sendiri haruslah simetris benar, sehingga sejajar dengan tanah. Kemiringan dari peletakan dapat menyebabkan tidak

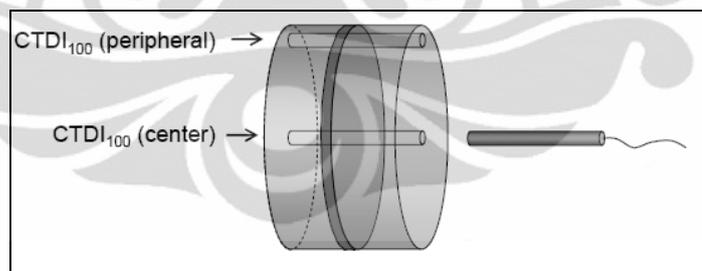
terbacanya output tegangan dan radiasi yang keluar. Lakukan pengambilan topogram dengan variasi KV yang tersedia dengan variable lain yang sama.

### 3.4. Pengambilan Data CTDI

Dalam pengambilan data CTDI, alat peraga yang digunakan adalah Phantom CTDI<sub>100</sub> yang berbahan PMMA, hal ini berdasarkan dengan masih dapat diterimanya bahan PMMA sebagai representasi dari tubuh manusia. Maria Luis et.al., menyatakan bahwa untuk keperluan survey dan penentuan dosis panduan penggunaan phantom berbahan PMMA masih dapat diterima walaupun ada sedikit perbedaan dengan penggunaan material yang memiliki karakteristik yang sama dengan jaringan tubuh.

Variasi penggunaan ukuran phantom CTDI mengacu pada pemeriksaan yang menjadi modus di lapangan yakni pada ukuran diameter 32 cm, 16 cm dan 10 cm. yang masing – masing mewakili ukuran kepala, rongga thorax dan Abdominal manusia Indonesia dewasa dan anak – anak.

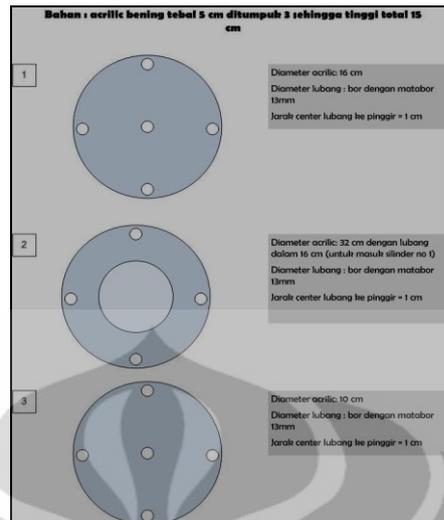
Phantom CTDI berbeda dengan phantom PMMA CT biasa, dalam Phantom CTDI ini terdapat lubang untuk meletakkan bilik ionisasi pensil yang terletak pada lima tempat, yaitu bagian tengah phantom dan di keempat bagian tepi phantom.



[sumber : John M. Boone]

Gambar 3.9. Posisi detektor pada pengukuran CTDIw pada phantom PMMA

Sedangkan bentuk penampang yang penulis rencanakan adalah sebagai berikut, berdasarkan ketersediaan phantom CTDI pada lab. medis dep. Fisika Fakultas MIPA Universitas Indonesia dan milik PTKMR BATAN Jakarta.



[sumber : PTKMR BATAN]

Gambar 3.10. Penampang muka phantom CTDI

Pengambilan data dilakukan menggunakan beberapa variasi dari bukaan kolimasi dan tebal irisan yang diambil dalam tiap akuisisi. Sedangkan parameter lainnya seperti tegangan tabung, arus, dan waktu tetap dalam nilai yang sama.

Pengukuran dilakukan pada bagian tengah phantom sehingga mendapat nilai  $CTDI_c$  dan pada tepi Phantom sehingga mendapat nilai  $CTDI_p$ , pengukuran pada sisi tepi phantom dilakukan dengan mengikuti arah jarum jam 12, 3 (pada phantom tertentu), dan 9 yang memenuhi persamaan :

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p \quad (3.6)$$

dengan :

$CTDI_c$  = hasil pengukuran di tengah

$CTDI_p$  = hasil pengukuran di arah jam 12, 3, 9

Persamaan di atas di gunakan pada *single slice* sedangkan untuk *helical* menggunakan Volume CTDI ( $CTDI_{vol}$ ) yang didapat dari pembagian antara  $CTDI_w$  dengan pitch sehingga dapat dituliskan. (Tsalafoutas : 2011)

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} = CTDI_w \frac{NT}{I} \quad (3.7)$$

Dengan

NT = besar kolimator

I = pergerakan meja per rotasi

Pitch = pergerakan meja per rotasi / besar kolimator

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1. Pembahasan Hasil Pengukuran Kualitas Citra

Dalam uji kesesuaian kali ini diharapkan penulis dapat mengetahui apakah pesawat yang digunakan memenuhi standar yang ada. Yang meliputi uji kualitas citra, tegangan tabung dan nilai CTDI.

Namun dalam penulisan kali ini penulis mendapatkan data pengukuran pada pesawat yang sama yang telah dilakukan oleh Misbahul Munir yang ditulisnya dalam skripsi yang berjudul *Dosis Radiasi Dan Faktor Resiko Pada Pemeriksaan CT Scan Whole Abdomen 3 Phase*. 2011

Didapat hasil yang diwakili oleh table berikut :

Tabel.4.1. Hasil Uji kualitas pesawat CT GE Light Speed

[sumber : skripsi *Dosis Radiasi Dan Faktor Resiko Pada Pemeriksaan CT Scan Whole Abdomen 3 Phase*, Munir Misbahul.2011 ]

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

Dari hasil uji kualitas citra dan CTDI dapat disimpulkan bahwa pesawat tersebut lolos dalam uji kesesuaian dan masih dalam performa yang baik.

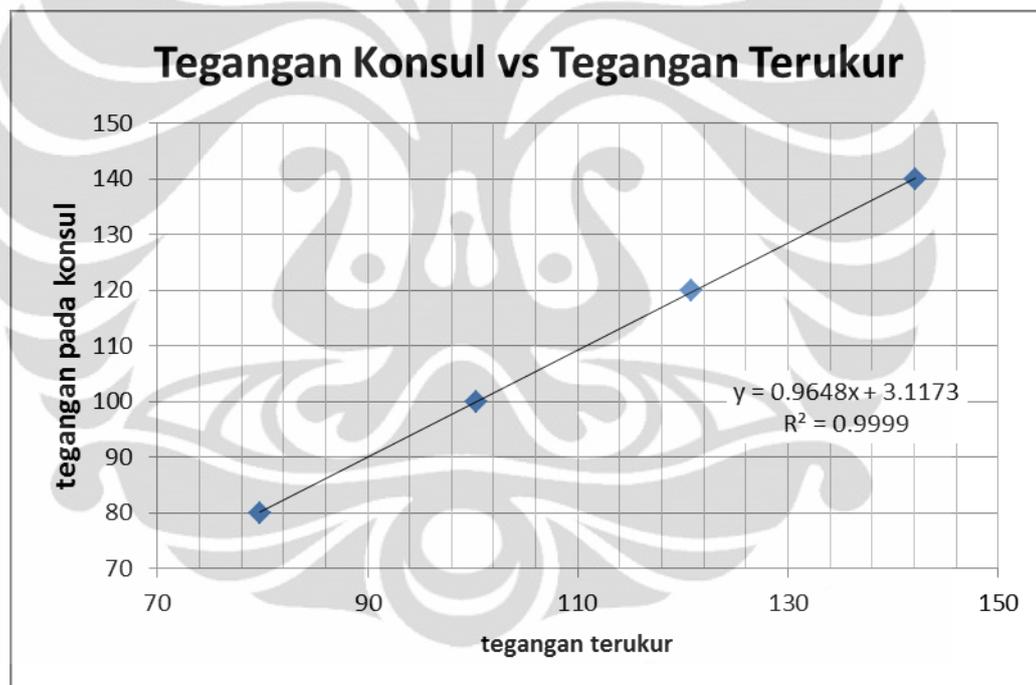
#### 4.2. Pembahasan Hasil Pengukuran Tegangan Tabung

Dengan adanya pengukuran tegangan tabung diharapkan kita mampu mengetahui kesesuaian antara tegangan tabung yang kita berikan pada konsul dengan nilai keluaran yang sebenarnya.

Table 4.2. Uji Tegangan

Sample	kV awal	kV keluaran	Kesalahan Relatif (%)	mA
1	80	79,81	0,24	50
2	100	100,40	0,40	50
3	120	120,80	0,67	50
4	140	142,10	1,50	10

Dari data tersebut didapat grafik sebagai berikut :



Grafik 4.1. Grafik Tegangan Terukur

Dari table dan grafik tersebut didapat bahwa nilai kesalahan relatif rata – rata dari pesawat tersebut 0,7 % tegangan tabung dan nilai terbesarnya adalah pada tegangan 140 kV, namun nilai 1,5 % masih dapat ditoleransi.

### 4.3. Hasil Perhitungan Terhadap Tebal Tubuh Manusia

Bentuk tubuh pasien yang tidak bulat silindris dalam kenyataannya melainkan ellipsoid, menjadikan kita butuh koreksi ekuifalen bentuk tubuh pasien dengan phantom CTDI yang ada.

Telah penulis lakukan perhitungan tebal tubuh pasien pada rentang usia anak – anak (1 s.d 15 tahun) hingga dewasa (> 15 tahun) dengan regio *sample* kepala, rongga dada dan perut dengan hasil sebagai berikut :

Table 4.3. hasil *survey* diameter tebal tubuh

Organ Tubuh	Nilai Rata - Rata Diameter <i>Equivalent</i> (cm)	Jumlah Sample	Deviasi	Kesalahan Relatif	Keterangan
kepala	23	50	1,570	6,7%	Dewasa
	17	10	2,546	14,9%	Anak -anak
Thorax	31	11	4,344	14%	Dewasa
	21	10	4,362	21%	Anak -anak
Abdomen	30	12	6,514	22%	Dewasa
	21	10	3,491	17%	Anak -anak

Nilai rata – rata diameter *equivalent* didapat dari memasukkan data tebal tubuh pasien ( terlampir) pada persamaan 3.3

Dari data tersebut dapat di ketahui bahwa penggunaan phantom ukuran 16cm sebagai bentuk representatif dari kepala orang dewasa tidaklah tepat benar, karena berdasarkan data yang penulis peroleh dari sampling yang dilakukan tebal kepala dewasa rata – rata 23,4 cm, dan tebal kepala anak – anak rata – rata 17,2 cm.

### 4.4. Hasil Perhitungan CTDI

Dalam pengukuran yang penulis lakukan selama pengambilan data, penulis melakukan perhitungan CTDI terhadap 3 buah phantom PMMA<sub>100</sub> yaitu phantom dengan diameter 10 cm, 16 cm, dan 32 cm. dengan menggunakan detector Unfors Xi dengan detector berbentuk pensil, tipe CT detector platinum dengan panjang aktif sepanjang 10 cm dan diameter detektor 8 mm. Pengukuran

dilakukan dengan mengukur nilai CTDIc dan rata – rata CTDIp sehingga di dapat nilai dari CTDIw dan CTDIvol, dengan menggunakan persamaan 2.8 dan 2.9

#### 4.4.1 Pesawat Multi Slice

Table 4.4. Perhitungan CTDI Phantom 32cm pesawat Multi slice

jumlah slice	Slice (mm)	Lebar Slice (mm)	CTDIp (Posisi jarum jam) (mGy)				ctdic ukur (mGy)	CTDI Centre <sup>1</sup> (mGy)	CTDIw (mGy)	CTDIvol (mGy)
			9	12	15	rata – rata <sup>1</sup>				
8	5	40	11,890	11,900	11,710	29,583	5,715	14,288	24,485	24,485
4	5	20	6,253	6,283	6,151	31,145	2,990	14,950	25,747	25,747
2	5	10	3,566	3,570	3,535	35,570	1,679	16,790	29,310	29,310
1	5	5	2,153	2,264	2,140	43,713	1,025	20,500	35,976	35,976
1	1,25	1,25	0,633	0,638	0,615	50,256	0,279	22,320	40,944	40,944

Tabel 4.5. Perhitungan CTDI Phantom 16 cm pesawat Multi slice

jumlah slice	Slice (mm)	Lebar Slice (mm)	CTDIp (Posisi jarum jam) (mGy)				ctdic ukur (mGy)	CTDI Centre <sup>1</sup> (mGy)	CTDIw (mGy)	CTDIvol (mGy)
			9	12	15	rata – rata <sup>1</sup>				
8	5	40	21,040	22,450	21,300	53,992	18,390	45,975	51,319	51,319
4	5	20	11,350	12,090	11,320	57,933	10,150	50,750	55,539	55,539
2	5	10	6,557	6,925	6,653	67,117	5,880	58,800	64,344	64,344
1	5	5	3,932	4,175	3,925	80,213	3,514	70,280	76,902	76,902
1	1,25	1,25	1,084	1,153	1,104	89,093	0,918	73,424	83,870	83,870

Tabel 4.6. Perhitungan CTDI Phantom 10cm pesawat Multi slice

jumlah slice	Slice (mm)	Lebar Slice (mm)	CTDIp (Posisi jarum jam) (mGy)				ctdic ukur (mGy)	CTDI Centre <sup>1</sup> (mGy)	CTDIw (mGy)	CTDIvol (mGy)
			9	12	15	rata – rata <sup>1</sup>				
8	5	40	26,38	28,150	26,510	67,533	26,00	65	66,689	66,689
4	5	20	14,01	15,050	14,300	72,267	13,930	69,65	71,394	71,394
2	5	10	8,104	8,510	8,123	82,457	8,011	80,11	81,674	81,674
1	5	5	4,837	5,106	4,862	98,700	4,752	95,04	97,480	97,480
1	1,25	1,25	1,279	1,347	1,284	104,267	1,207	96,56	101,698	101,698

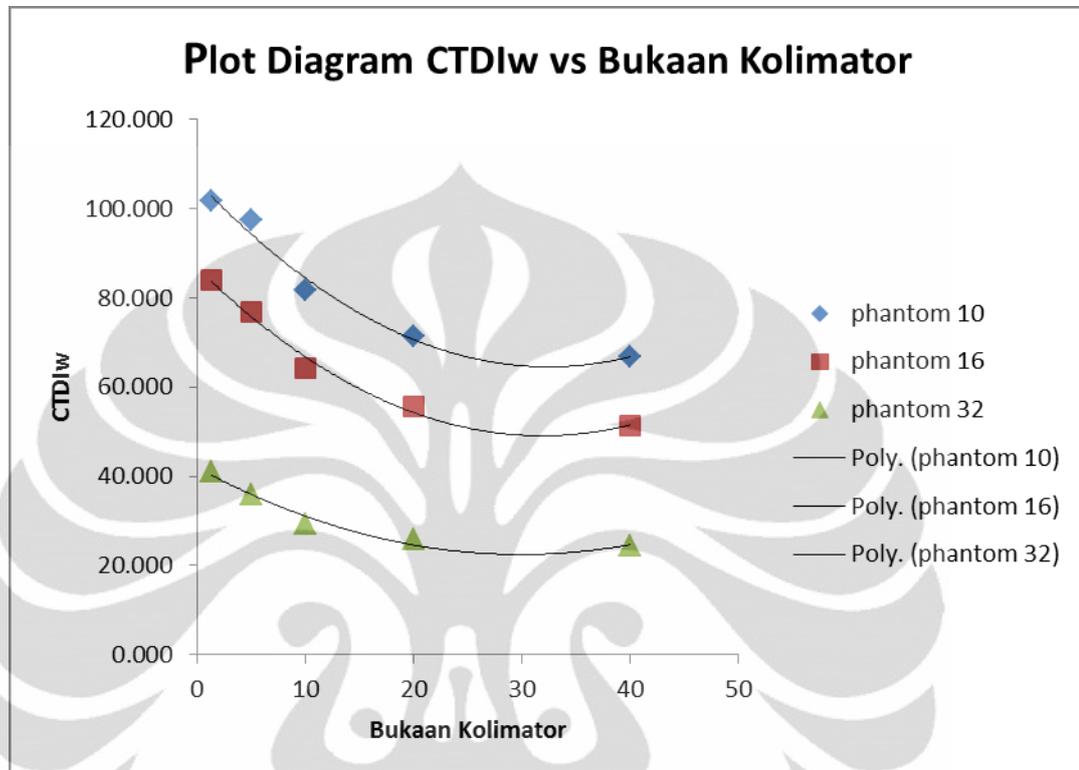
<sup>1</sup> Nilai tersebut telah di kalikan dengan D / (N.T) dimana:

D = panjang detector

N = tebal irisan

T = banyaknya Irisan

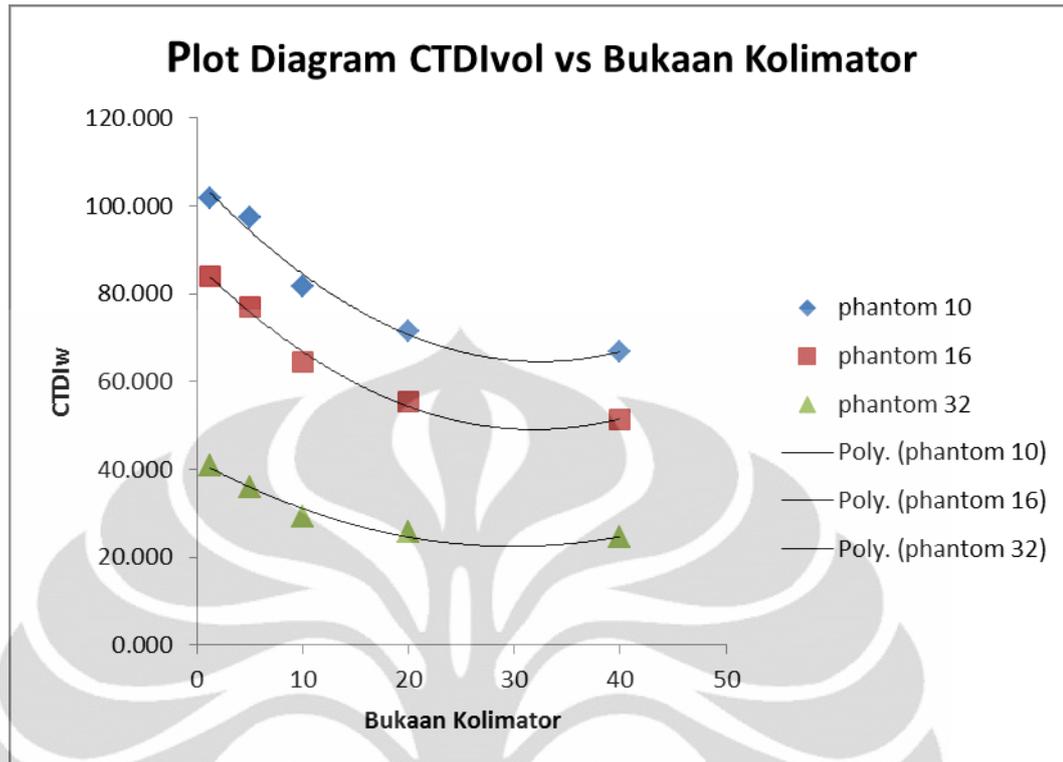
Dari tabel tersebut dapat kita peroleh hubungan antara bukaan kolimator dengan nilai CTDI, yang diwakili oleh diagram berikut :



Grafik 4.2. CTDI<sub>w</sub> dan Bukaan Kolimator pesawat Multi slice

Dengan nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ ) =

Phantom 10	Phantom 16	Phantom 32
$y = 0.0395x^2 - 2.5607x + 106.06$	$y = 0.037x^2 - 2.3562x + 86.604$	$y = 0.0218x^2 - 1.3011x + 41.871$
$R^2 = 0.9792$	$R^2 = 0.9886$	$R^2 = 0.9751$



Grafik 4.3. CTDI<sub>vol</sub> dan Bukaannya Kolimator pesawat Multi slice

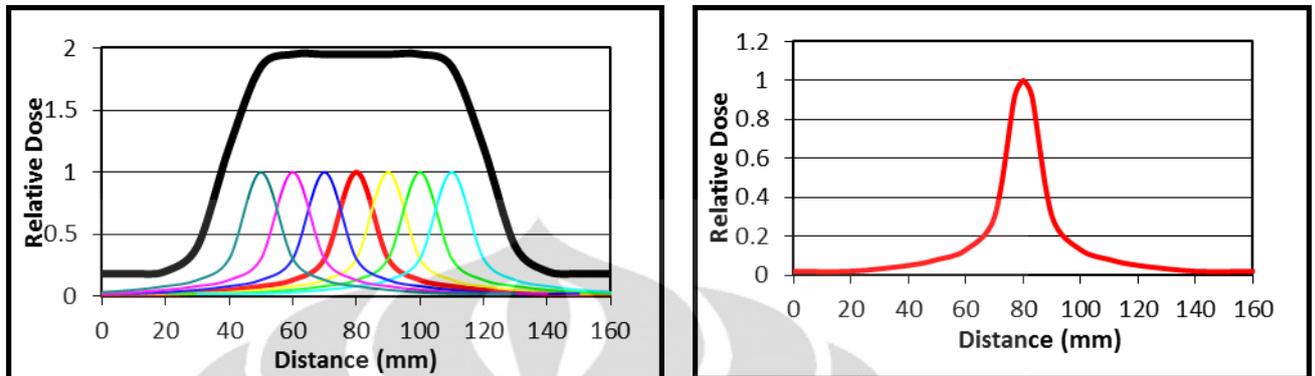
Dengan nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ ) =

Phantom 10	Phantom 16	Phantom 32
$y = 0.0395x^2 - 2.5607x + 106.06$	$y = 0.037x^2 - 2.3562x + 86.604$	$y = 0.0218x^2 - 1.3011x + 41.871$
$R^2 = 0.9792$	$R^2 = 0.9886$	$R^2 = 0.9751$

Dari data dan grafik diatas dapat kita amati bahwa nilai CTDI<sub>w</sub> dan CTDI<sub>vol</sub> pada bukaan kolimasi besar akan memberikan nilai yang lebih kecil dari pada nilai CTDI<sub>w</sub> dan CTDI<sub>vol</sub> dengan bukaan kolimasi ukuran kecil. Hal ini dapat dimengerti karena pada CT scan potongan axial akan menambahkan ekor radiasi penumbra, sedangkan pada potongan tunggal yang mewakili beberapa irisan, jumlah ekor dosis untuk meningkatkan dosis total hanya berlaku pada paparan primer saja.

Hal ini dapat diilustrasikan pada gambar berikut :

Grafik 4.4 Ilustrasi potongan axial multi slice dengan single slice



Grafik pada potongan aksial Multiple slice

Grafik pada potongan aksial single slice

Sumber : (Beth Schueler, Ph.D. Mayo Clinic)

Kemudian pada data tersebut juga dapat kita amati penggunaan phantom dengan diameter besar akan memberikan nilai CTDI<sub>w</sub> yang lebih kecil, jika dibandingkan dengan phantom yang berdiameter lebih kecil.

Dari data tersebut juga dapat kita berikan nilai normalisasi CTDI<sub>vol</sub> berdasarkan ukuran phantom dan bukaan kolimasi, sehingga diperoleh pengolahan data sebagai berikut :

Tabel 4.7. Normalisasi nilai CTDI<sub>vol</sub> terhadap bukaan kolimasi 10mm pada pesawat multi slice

ukuran phantom	ukuran kolimasi (mm)				
	1,25	5	10	20	40
10	1,245	1,194	1,000	0,874	0,817
16	1,303	1,195	1,000	0,863	0,798
32	1,397	1,227	1,000	0,878	0,835

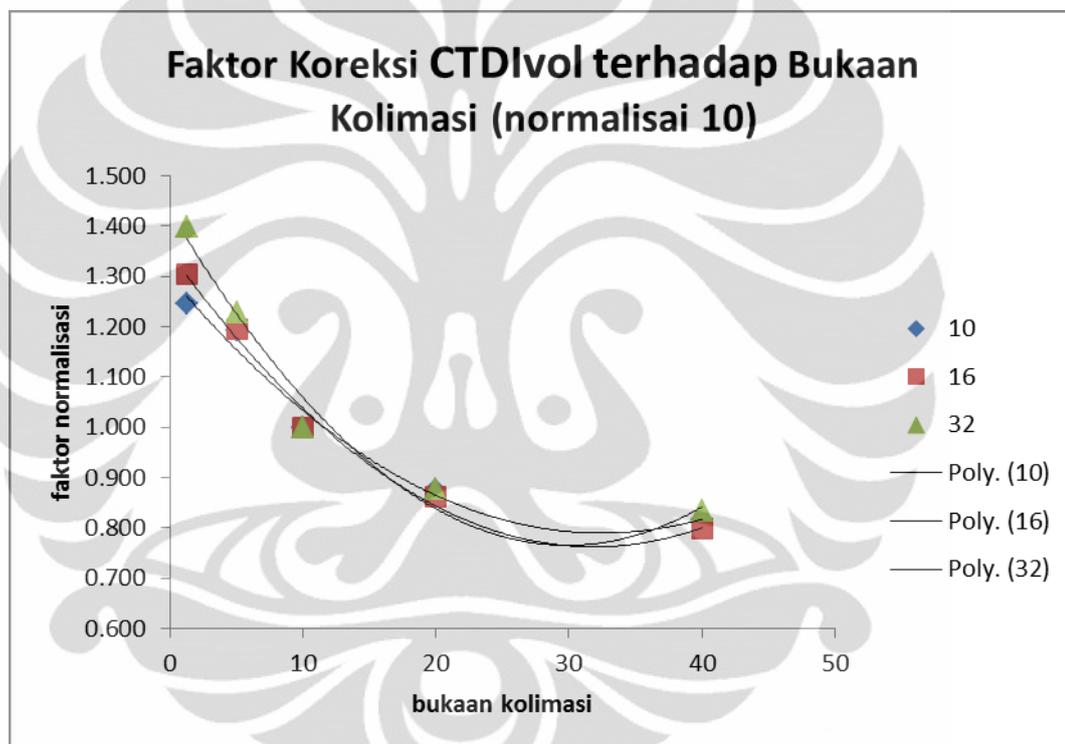
Tabel 4.8. Normalisasi nilai CTDI<sub>vol</sub> terhadap phantom d = 16mm pada pesawat multi slice

ukuran phantom	ukuran kolimasi (mm)				
	1,25	5	10	20	40
10	1,213	1,268	1,269	1,285	1,299
16	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
32	0,488	0,468	0,456	0,464	0,477

Tabel 4.9. Normalisasi nilai CTDI<sub>vol</sub> terhadap phantom d = 32mm pada pesawat multi slice

ukuran phantom	ukuran kolimasi (mm)				
	1,25	5	10	20	40
10	2,484	2,710	2,787	2,773	2,724
16	2,048	2,138	2,195	2,157	2,096
32	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

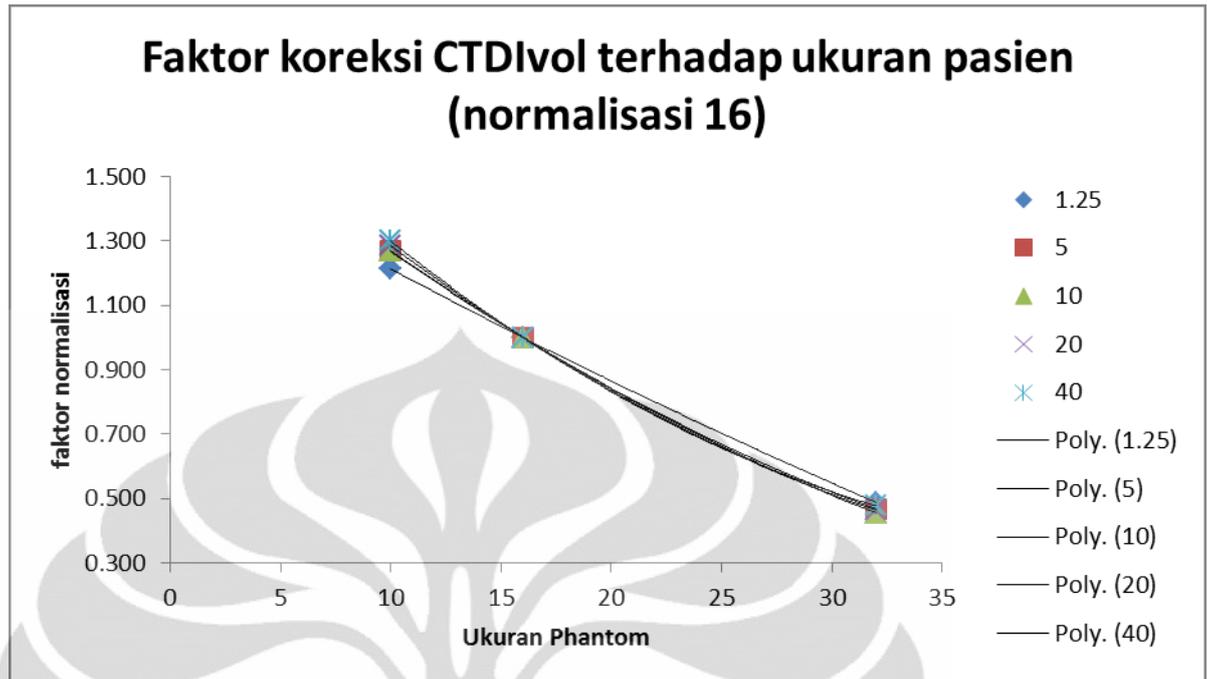
Sehingga diwakili oleh grafik sebagai berikut :



Grafik 4.5. Faktor Koreksi CTDI<sub>vol</sub> terhadap bukaan kolimasi 10mm pada pesawat multi slice

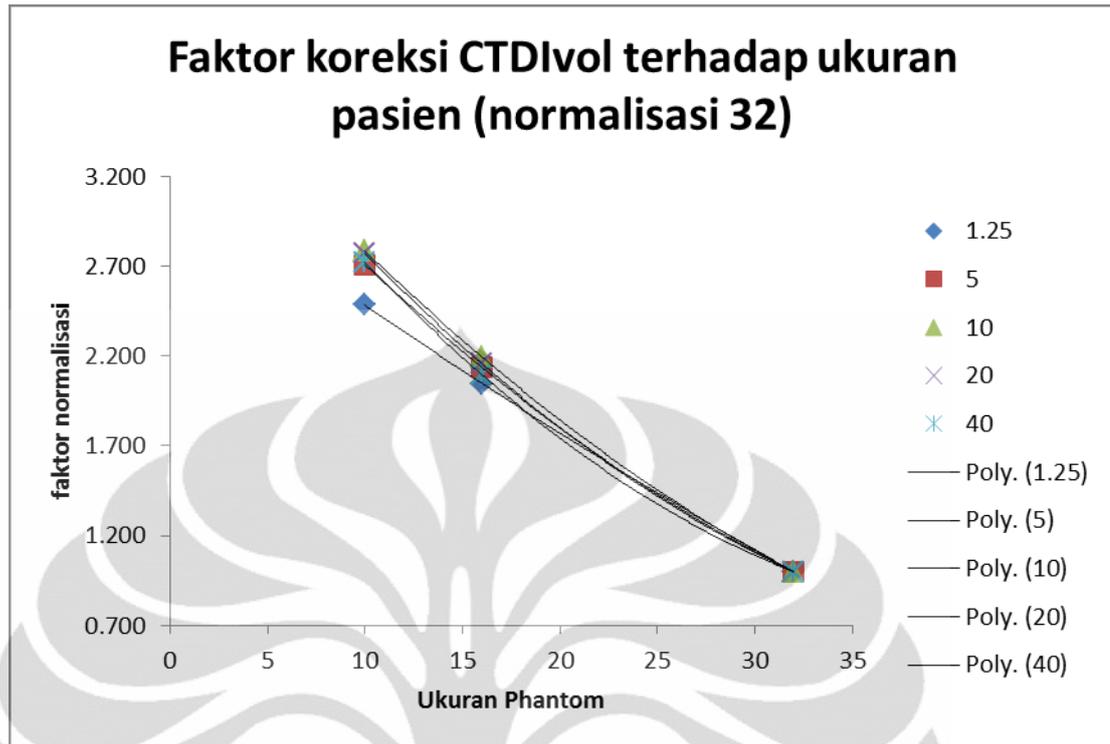
Dengan nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ ) =

Phantom 10	Phantom 16	Phantom 32
$y = 0.0005x^2 - 0.0314x + 1.2985$	$y = 0.0006x^2 - 0.0366x + 1.345$	$y = 0.0007x^2 - 0.0444x + 1.4285$
$R^2 = 0.9792$	$R^2 = 0.9886$	$R^2 = 0.9751$



Grafik 4.6. Faktor Koreksi CTDI<sub>vol</sub> terhadap phantom dengan  $d = 16\text{cm}$  pada pesawat multi slice

Kolimasi 1,25	Kolimasi 5	Kolimasi 10	Kolimasi 20	Kolimasi 40
$y = 0.0002x^2 - 0.0395x + 1.5918$	$y = 0.0005x^2 - 0.058x + 1.796$	$y = 0.0005x^2 - 0.0577x + 1.7972$	$y = 0.0006x^2 - 0.0642x + 1.8635$	$y = 0.0008x^2 - 0.0703x + 1.924$
$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$



Grafik 4.7. Faktor Koreksi CTDI<sub>vol</sub> terhadap phantom dengan d = 32cm pada pesawat multi slice

Kolimasi 1,25	Kolimasi 5	Kolimasi 10	Kolimasi 20	Kolimasi 40
$y = 0.0003x^2 - 0.0809x + 3.2607$	$y = 0.0011x^2 - 0.124x + 3.8392$	$y = 0.0011x^2 - 0.1267x + 3.9454$	$y = 0.0014x^2 - 0.1385x + 4.0198$	$y = 0.0016x^2 - 0.1473x + 4.0326$
$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$

#### 4.4.2 Pesawat Single slice

Seperti halnya pada pesawat multi slice, penulis juga melakukan perhitungan nilai CTDI<sub>w</sub> dan CTDI<sub>vol</sub> pada pesawat single slice, dan didapat data sebagai berikut :

Tabel 4.10. Perhitungan CTDI Phantom 10cm pesawat Single Slice

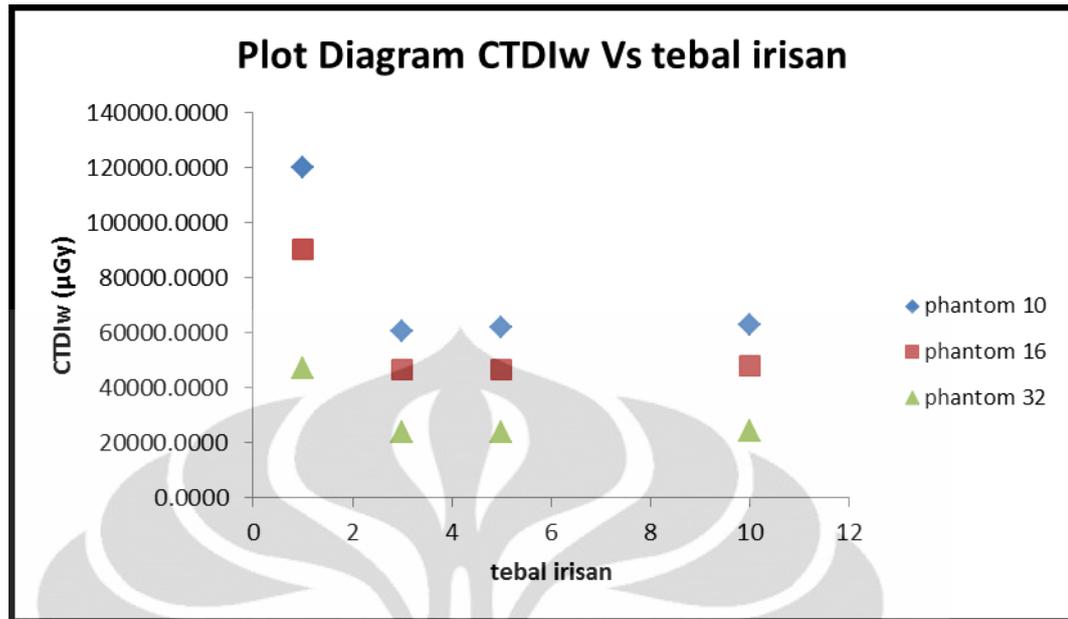
Jumlah slice	Slice (mm)	CTDip Posisi jarum jam (mGy)			Rata-rata tepi (mGy)	terukur rata tepi (mGy)	CTDIc (mGy)	ukur ctdic (mGy)	CTDIw Consule	CTDI w (mGy)	CTDIvol (mGy)
		12	3	9							
1	10	6,459	6,307	6,257	63,410	6,341	61,672	6,167	55,1	62,831	62,831
1	5	3,141	3,115	3,105	62,407	3,12	61,060	3,053	55,1	61,958	61,958
1	3	1,860	1,808	1,806	60,822	1,825	59,867	1,796	55,1	60,504	60,504
1	1	1,239	1,182	1,2	120,7	1,207	118	1,180	110,2	119,8	119,8

Tabel 4.11. Perhitungan CTDI Phantom 16 cm pesawat Single Slice

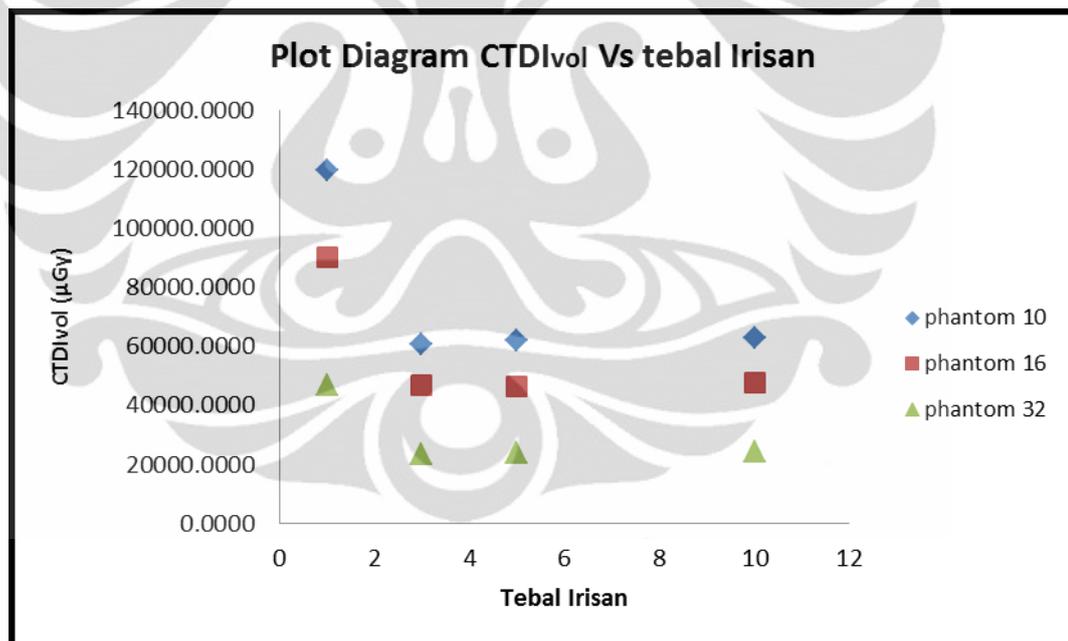
jumlah slice	Slice (mm)	CTDip Posisi jarum jam (mGy)			Rata-rata tepi (mGy)	terukur rata tepi (mGy)	CTDIc (mGy)	ukur ctdic (mGy)	CTDIw Consule	CTDI w (mGy)	CTDIvol (mGy)
		12	3	9							
1	10	5,184	4,99	4,97	50,48	5,048	42,358	4,235	55,1	47,772	47,772
1	5	2,497	2,397	2,416	48,733	2,436	42,08	2,104	55,1	46,515	46,515
1	3	1,519	1,443	1,454	49,066	1,472	41,666	1,25	55,1	46,6	46,6
1	1	0,958	0,927	0,952	94,613	0,946	81,41	0,814	110,2	90,212	90,212

Tabel 4.12. Perhitungan CTDI Phantom 32 cm pesawat Single Slice

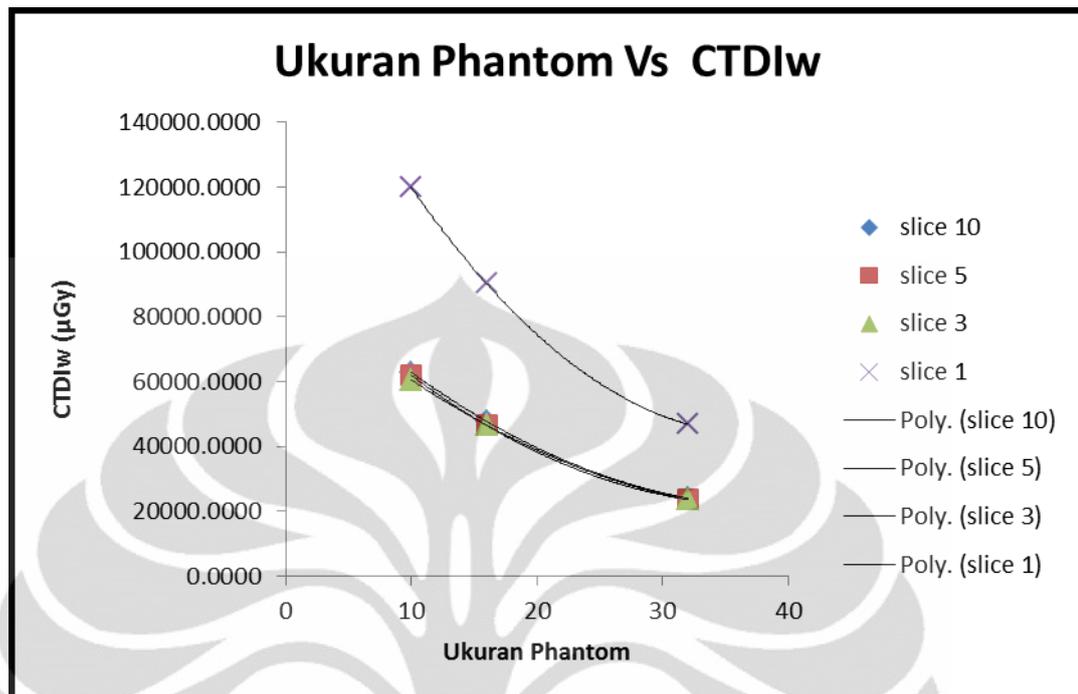
jumlah slice	Slice (mm)	CTDip Posisi jarum jam (mGy)			Rata- rata tepi (mGy)	terukur rata tepi (mGy)	CTDIc (mGy)	ukur ctdic (mGy)	CTDIw Consule	CTDI w (mGy)	CTDIvol (mGy)
		12	3	9							
1	10	3,025	2,956	2,93	29,703	2,97	12,83	1,283	55,1	24,079	24,079
1	5	1,457	1,467	1,455	29,193	1,459	12,722	0,636	55,1	23,703	23,703
1	3	0,858	0,869	0,895	29,128	0,874	12,593	0,378	55,1	23,616	23,616
1	1	0,584	0,57	0,584	57,913	0,579	24,84	0,248	110,2	46,889	46,889



Grafik 4.8. CTDI<sub>w</sub> dan tebal irisan pesawat single slice



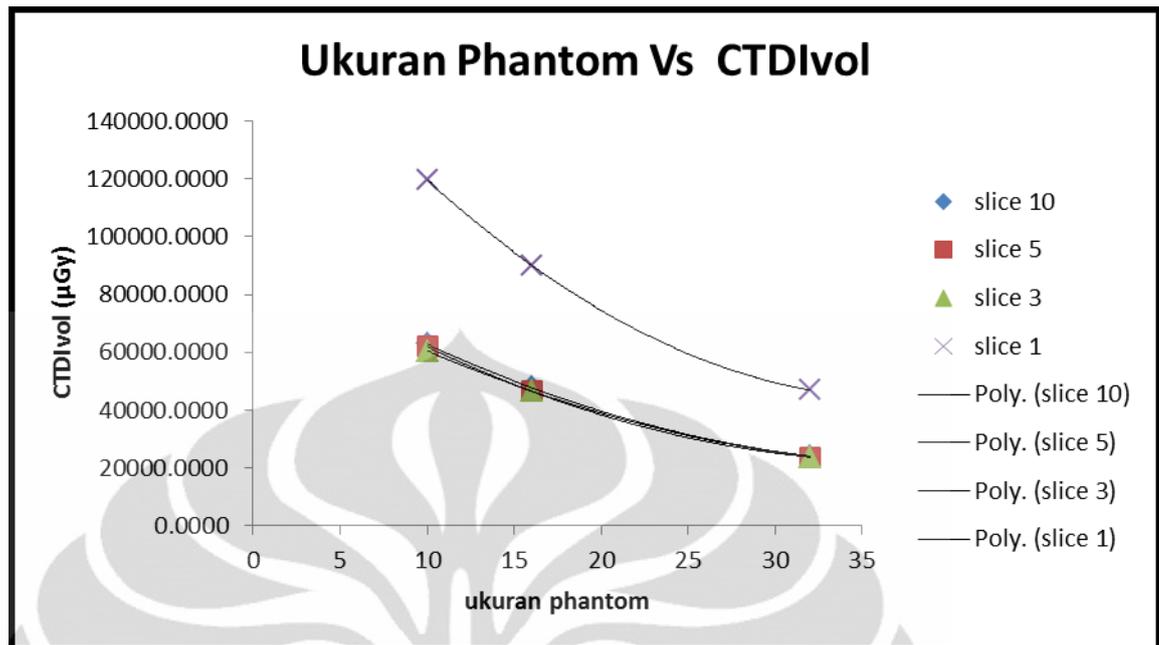
Grafik 4.9. Grafik CTDI<sub>vol</sub> dan tebal irisan pesawat single slice



Grafik 4.10. Ukuran Phantom dengan CTDIw pada pesawat single slice

Dengan nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ ) =

Slice 10	Slice 5	Slice 3	Slice 1
$y = 46.764x^2 - 3725.5x + 95410$	$y = 52.178x^2 - 3930.3x + 96043$	$y = 40.036x^2 - 3358.2x + 90082$	$y = 101.07x^2 - 7559.2x + 185285$
$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$



Grafik 4.11. Ukuran Phantom dengan CTDIvol pada pesawat single slice

Dengan nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ ) =

Slice 10	Slice 5	Slice 3	Slice 1
$y = 46.764x^2 - 3725.5x + 95410$	$y = 52.178x^2 - 3930.3x + 96043$	$y = 40.036x^2 - 3358.2x + 90082$	$y = 101.07x^2 - 7559.2x + 185285$
$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$

Pada pesawat single slice, besar bukaan kolimasi yang ada pada pesawat multi slice, diwakili oleh tebal irisan. Dan berdasarkan data yang penulis peroleh diatas, dapat kita amati bahwa antara multi slice dengan single slice memiliki *trend* kurva yang sama, yaitu nilai CTDIw dan CTDIvol akan bertambah seiring dengan bertambah kecilnya tebal irisan dan ukuran phantom yang digunakan. Pada grafik 4.8 dan 4.9 dapat diamati penurunan nilai CTDI yang cukup drastis antara tebal irisan 1mm dengan 3mm, sedangkan pada irisan 3mm terhadap 5mm dan 10mm tampak kenaikan nilai yang kecil, sehingga dapat diasumsikan bernilai sama atau konstan. Walaupun demikian dapat kita asumsikan bahwa nilai CTDIw pada pesawat single slice tetap mamiliki *trand* yang sama dengan pesawat multi slice, yaitu semakin besar tebal irisan yang digunakan maka nilai CTDIw dan CTDIvol yang diperoleh semakin kecil.

Pada data diatas juga dapat kita amati (grafik 4.10 dan 4.11) bahwa semakin besar ukuran diameter phantom yang digunakan maka nilai CTDI<sub>w</sub> dan CTDI<sub>vol</sub> yang diperoleh semakin kecil.

Juga dapat dilihat pada pesawat single slice Pronto antara nilai CTDI<sub>w</sub> konsul dengan nilai CTDI<sub>w</sub> pengukuran memiliki perbedaan dengan nilai deviasi sebesar :

Tabel 4.13. Nilai Kesalahan Relatif CTDI<sub>w</sub> Consul Dengan CTDI<sub>w</sub> Pengukuran Pada Pesawat Single Slice

diameter phantom	Tebal irisan	CTDI <sub>vol</sub> (μGy)	CTDI console (μGy)	kesalahan relative (%)
phantom 10	10	62830,667	55100	14,03
	5	61957,778	55100	12,446
	3	60503,704	55100	9,807
	1	119800	110200	8,711
Phantom 16	10	47772,667	55100	-13,298
	5	46515,556	55100	-15,58
	3	46600	55100	-15,427
	1	90212,222	110200	-18,138
Phantom 32	10	24078,889	55100	-56,3
	5	23702,889	55100	-56,982
	3	23616,296	55100	-57,139
	1	46888,889	110200	-57,451

Besarnya deviasi tersebut penulis duga karena adanya pergantian tube pada periode beroperasi pesawat, sehingga hal ini mengharuskan pihak teknisi pesawat untuk mengatur ulang program yang dimilikinya.

Seperti pada pesawat multi slice, maka pada pesawat single slice penulis juga melakukan normalisasi nilai CTDI terhadap bukaan kolimasi dan ukuran phantom, sebagai berikut :

Tabel 4.14. Normalisasi nilai CTDI<sub>vol</sub> terhadap tebal irisan 5mm pada pesawat single slice

phantom	Tebal Irisan (mm)			
	1	3	5	10
10	1,934	0,977	1	1,014
16	1,940	1,002	1	1,027
32	1,978	0,996	1	1,016

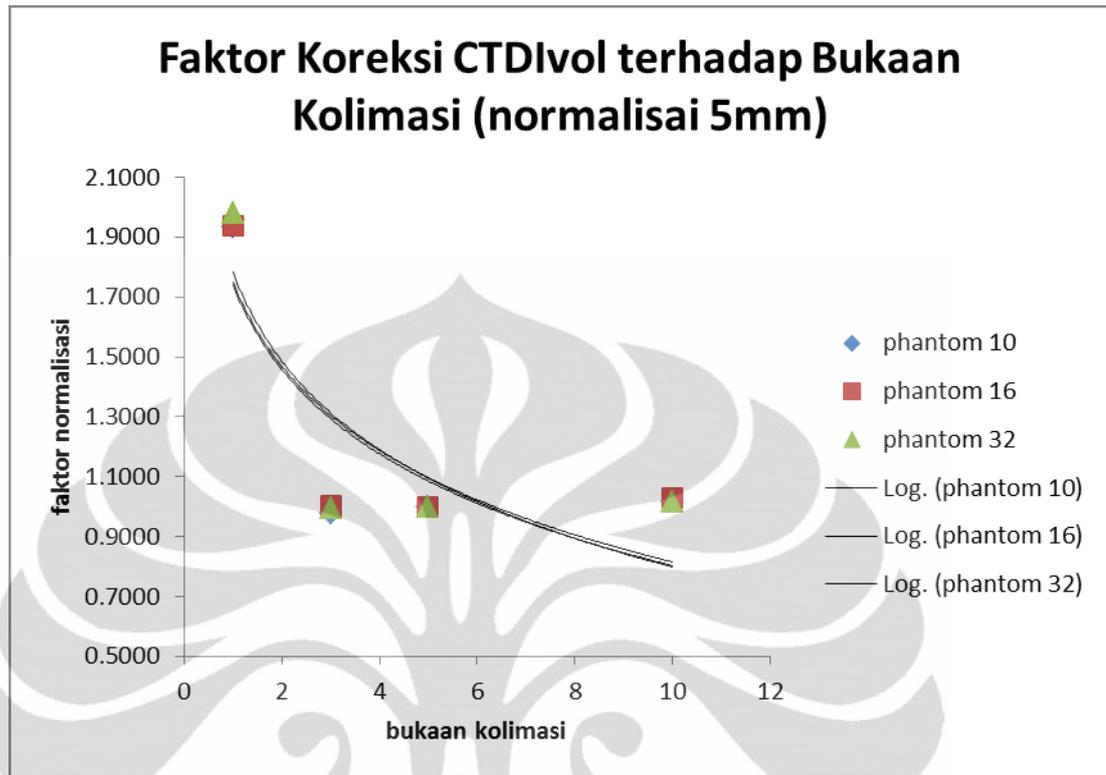
Tabel 4.15. Normalisasi nilai CTDI<sub>vol</sub> terhadap ukuran phantom d = 16cm pada pesawat single slice

phantom	Tebal Irisan (mm)			
	1	3	5	10
10	1,328	1,299	1,332	1,315
16	1	1	1	1
32	0,520	0,5068	0,510	0,504

Tabel 4.16. Normalisasi nilai CTDI<sub>vol</sub> terhadap ukuran phantom d = 32cm pada pesawat single slice

phantom	Tebal Irisan (mm)			
	1	3	5	10
10	2,555	2,562	2,614	2,610
16	1,924	1,973	1,962	1,984
32	1	1	1	1

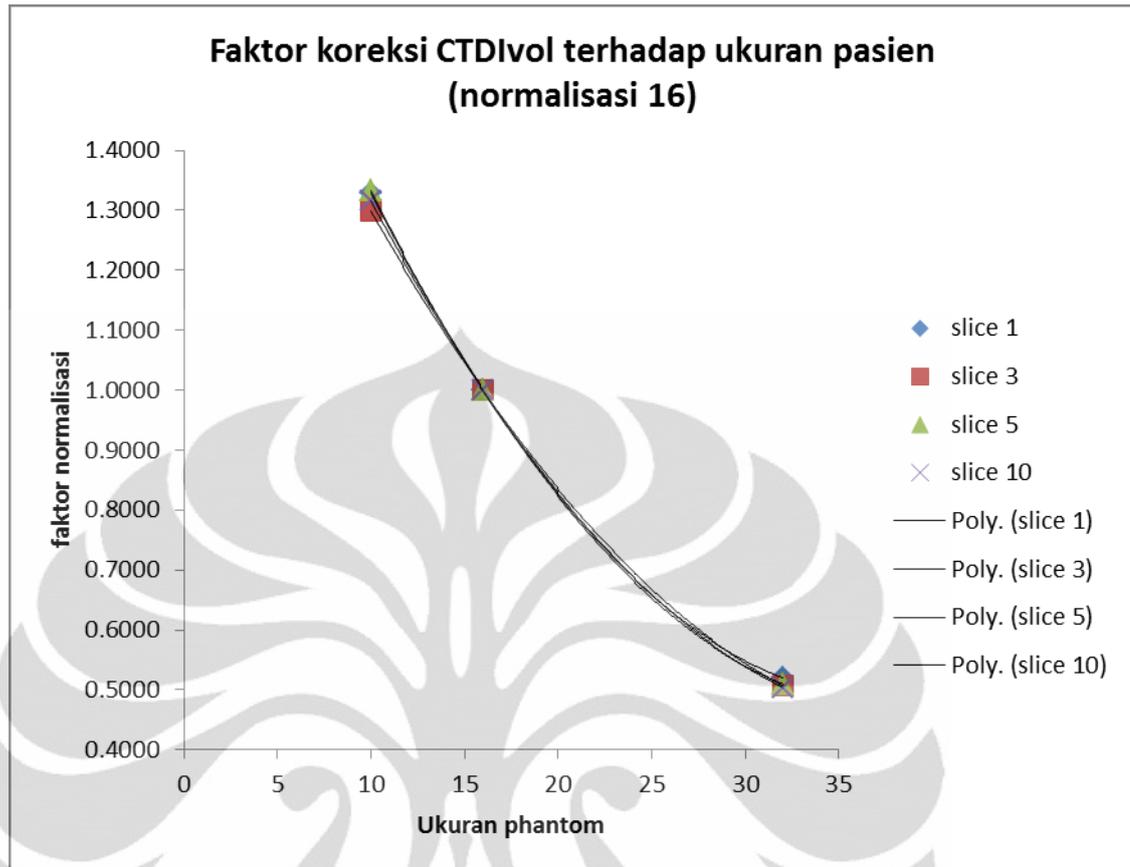
Sehingga menghasilkan grafik sebagai berikut :



Grafik 4.12. Faktor Koreksi CTDIvol terhadap bukaan kolimasi 5mm pada pesawat single slice

Dengan nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ ) =

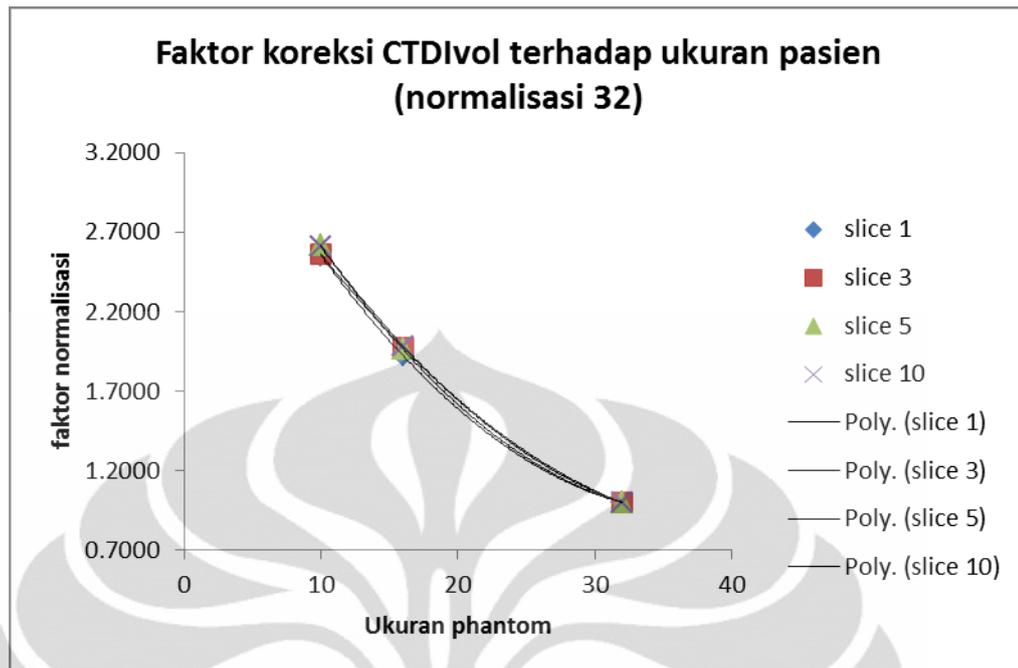
Phantom 10	Phantom 16	Phantom 32
$y = -0.408\ln(x) + 1.7419$	$y = -0.407\ln(x) + 1.7518$	$y = -0.428\ln(x) + 1.7838$
$R^2 = 0.7125$	$R^2 = 0.7205$	$R^2 = 0.7264$



Grafik 4.13. Faktor Koreksi CTDivol terhadap phantom 16cm pada pesawat  
single slice

Dengan nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ ) =

Slice 10	Slice 5	Slice 3	Slice 1
$y = 0.001x^2 - 0.078x + 1.9972$	$y = 0.0011x^2 - 0.0845x + 2.0648$	$y = 0.0009x^2 - 0.0721x + 1.9331$	$y = 0.0011x^2 - 0.0838x + 2.0539$
$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$



Grafik 4.14. Faktor Koreksi CTDIvol terhadap phantom 32cm pada pesawat single slice

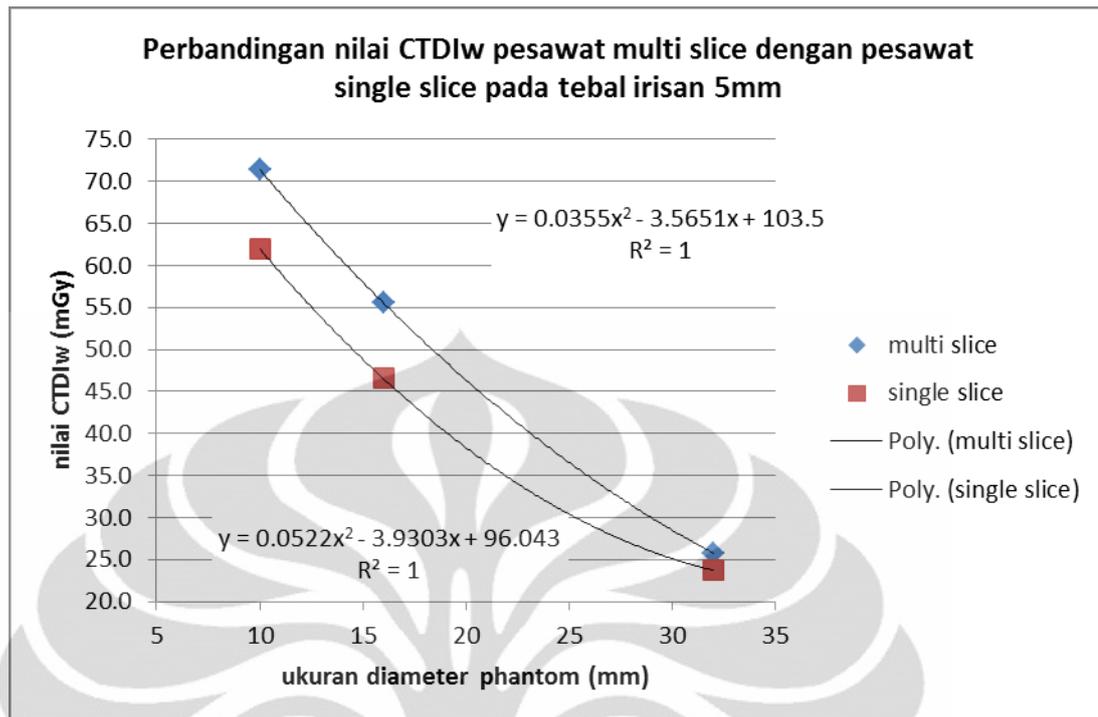
Dengan nilai *correlation coefficient* ( $R^2$ ) =

Slice 10	Slice 5	Slice 3	Slice 1
$y = 0.0019x^2 - 0.1547x + 3.9624$	$y = 0.0022x^2 - 0.1658x + 4.052$	$y = 0.0017x^2 - 0.1422x + 3.8144$	$y = 0.0022x^2 - 0.1612x + 3.9516$
$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$

Dari kedua model pesawat CT Scan yang penulis gunakan, dapat diambil nilai perbandingan antara pesawat CT scan single slice dengan CT Scan multi slice, menggunakan perbandingan antara nilai CTDIw dengan ukuran phantom yang penulis ambil pada tebal irisan 5mm, adalah sebagai berikut :

Tabel 4.17. Perbandingan nilai CTDIw pesawat multi slice dengan pesawat single slice pada tebal irisan 5mm.

Ukuran phantom (mm)	Nilai CTDIw (mGy)	
	Pesawat multi slice	Pesawat single slice
10	71,3944	61,9578
16	55,5389	46,5156
32	25,7467	23,7029

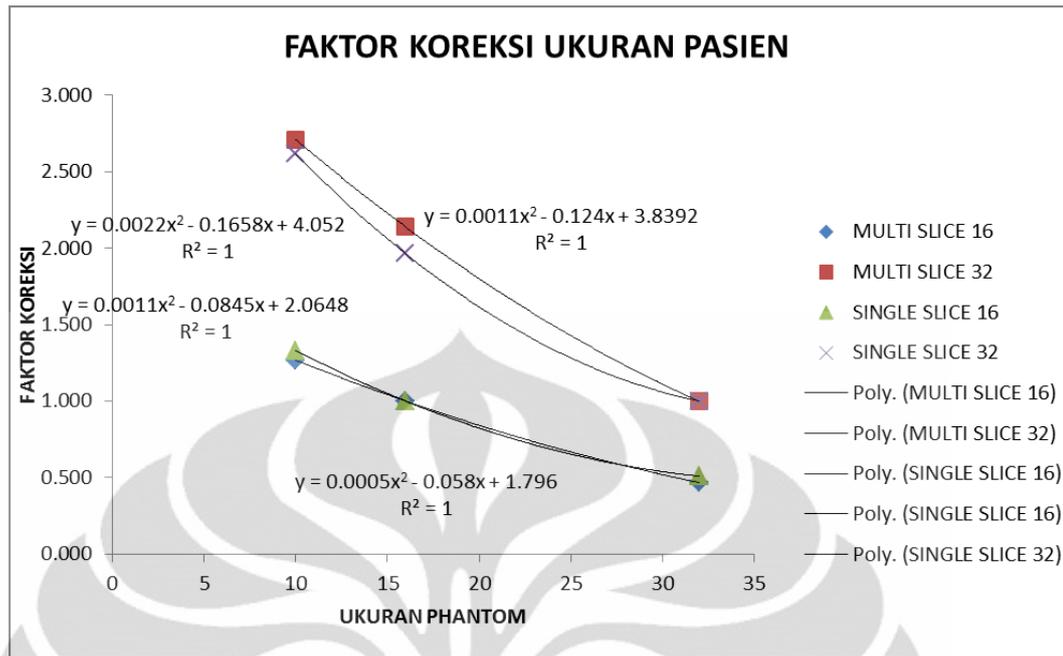


Grafik.4.15 Perbandingan nilai CTDI<sub>w</sub> pesawat multi slice dengan pesawat single slice pada tebal irisan 5mm

Dari grafik tersebut dapat diamati bahwa nilai CTDI<sub>w</sub> pada pesawat Single Slice memiliki nilai lebih kecil bila dibandingkan dengan pesawat multi slice, dengan parameter ketebalan irisan yang sama.

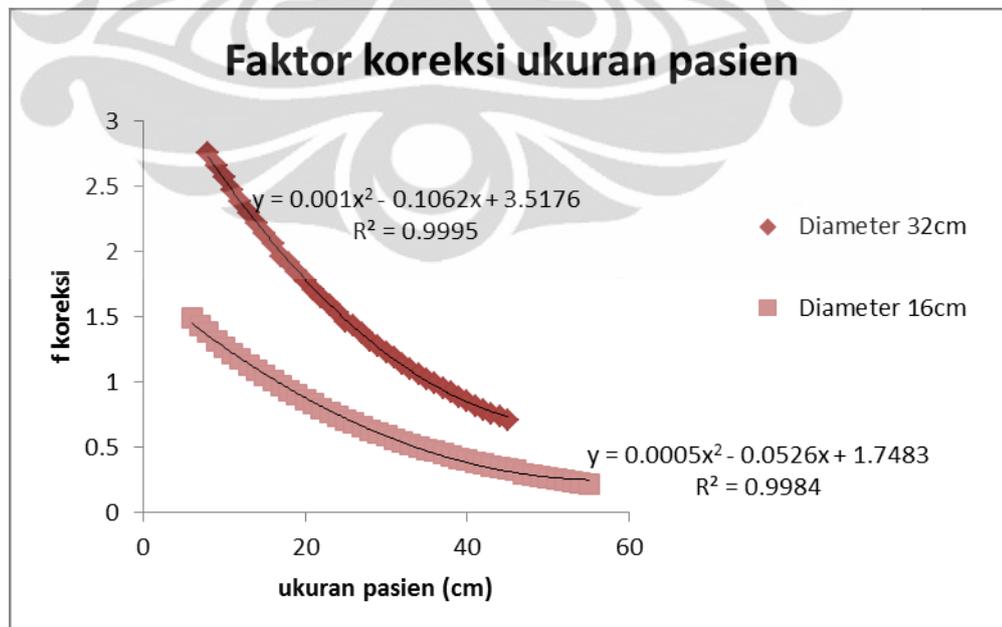
Penulis juga melakukan perbandingan antara faktor koreksi geometri yang dibuat oleh penulis, berdasarkan data yang diperoleh dengan faktor koreksi geometri yang didapat pada literatur, sehingga menghasilkan nilai sebagai berikut: Tabel 4.18. faktor koreksi geometri pada slice 16 dan 32 pada tebal irisan 5mm.

Normalisasi terhadap ukuran Phantom		Ukuran phantom (mm)	Pesawat
16	32		
1,268	2,710	10	Multi slice
1,000	2,138	16	
0,468	1,000	32	
1,332	2,614	10	Single slice
1,000	1,962	16	
0,510	1,000	32	



Grafik 4.16 . faktor koreksi geometri pada slice 16 dan 32 pada tebal irisan 5mm

Data tersebut yang penulis dapat dari hasil perhitungan, memiliki pola yang sama dengan data yang penulis dapat dari pustaka. Hal ini menunjukkan bahwa metode yang penulis pakai dapat berlaku umum. Adapun data yang penulis peroleh melalui tinjauan pustaka adalah sebagai berikut :



Grafik 4.17. Faktor Koreksi CTDIvol terhadap phantom dengan  $d = 16\text{cm}$

[sumber : AAPM report no.204]

## BAB V

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1. Kesimpulan

Dari penelitian kali ini diperoleh kesimpulan sebagai berikut :

1. Berdasarkan pengukuran yang penulis lakukan, tanpa memperhatikan densitas bahan phantom yang lebih spesifik, terhadap tebal tubuh sample, maka besar diameter phantom yang merepresentatifkan besar tubuh manusia, harus dikoreksi kembali. Hal ini terlihat pada ukuran phantom untuk kepala dewasa, pada perhitungan yang dilakukan penulis ukuran kepala pasien rata – rata mencapai 23 cm, sedangkan besar Phantom yang lazim digunakan untuk mewakili kepala hanya berdiameter 16 cm saja.
2. Berdasarkan perhitungan data yang diperoleh penulis, nilai CTDI<sub>w</sub> pada phantom berdiameter kecil lebih besar dari nilai CTDI<sub>w</sub> phantom berdiameter besar, pada (nilai CTDI<sub>w</sub> Phantom 10 > nilai CTDI<sub>w</sub> Phantom 16 > nilai CTDI<sub>w</sub> Phantom 32), dengan nilai prosentase rasio pada pesawat single slice 75,3% - 77% (antara phantom diameter 10cm dan 16 cm) dan 50,4%-51,9% (antara phantom diameter 16 cm dan 32 cm), sedangkan pada pesawat multi slice prosentase rasio tersebut didapat nilai 76,9 % – 82,4 % pada (antara phantom diameter 10cm dan 16 cm) dan 45,5 % - 48,8 % (antara phantom diameter 16 cm dan 32 cm), hal ini tentu saja memberikan kontribusi nilai dosis yang tinggi pada organ dengan diameter kecil ketika di lakukan CT Scan. Seperti organ pada pemeriksaan *pediatric*, yang juga pada anak – anak memiliki daya resistensi terhadap radiasi yang rendah.
3. Berdasarkan perhitungan data yang dilakukan, maka nilai CTDI<sub>w</sub> pada slice kecil lebihlah tinggi jika dibandingkan dengan nilai CTDI<sub>w</sub> pada slice tebal. Dengan nilai rasio prosentase antara tebal slice pada setiap phantom pada pesawat single slice sebagai berikut 50,3%– 51,6% (perbandingan antara tebal slice 1mm dengan 3mm), 99,8% - 102,4%

(perbandingan antara tebal slice 3mm dengan 5mm), 101,4% – 102,7% (perbandingan antara tebal slice 5mm dengan 10mm). Sedangkan pada pesawat multi slice prosentase rasio tersebut adalah 105,1%-108,2% (perbandingan antara bukaan kolimator 1,25mm dengan 5mm), 113,8%-115% (perbandingan antara bukaan kolimator 5mm dengan 10mm), 119,3%-122,7% (perbandingan antara bukaan kolimator 5mm dengan 10mm), 104,3%-113,8% (perbandingan antara bukaan kolimator 10mm dengan 20mm). Hal ini dapat menjadi bahan pertimbangan bagi para tenaga medis dalam menentukan penggunaan slice kecil dan mengkombinasikannya dengan hasil gambaran yang didapat, sehingga didapat nilai tengah yang tepat antara dosis yang diterima dengan kualitas citra.

4. Adanya deviasi antara nilai CTDI<sub>w</sub> terukur dengan nilai CTDI<sub>w</sub> pada consule dengan nilai yang cukup signifikan, dengan nilai prosentase nilai kesalahan tersebut antara 87,6%-235%.

## 5.2. Saran

1. Agar nilai CTDI<sub>w</sub> lebih akurat, sebaiknya dilakukan penelitian serupa menggunakan phantom yang lebih bervariasi dalam besar diameternya dan juga diperhatikan nilai koreksi densitas (kerapatan jenis bahan) dari phantom yang digunakan.
2. Pada penelitian mendatang dapat mengklasifikasikan ukuran geometris tebal tubuh pasien berdasarkan umur, sehingga data yang didapat lebih dapat diaplikasikan dengan mudah.
3. Bagi rumah sakit yang memiliki pesawat CT Scan, namun tidak memiliki phantom CTDI, dapat melakukan perhitungan serupa menggunakan metode CTDI udara dan koreksi phantom.
4. Perhitungan estimasi dosis dapat dilakukan menggunakan persamaan

$$SSDE = FK \times CTDI_{vol}^{32}$$

$$SSDE = FK \times CTDI_{vol}^{16}$$

Dimana :

SSDE = size specific dose estimate

FK = Faktor koreksi ukuran Phantom

$CTDI_{vol}^{32}$  = nilai CTDI<sub>vol</sub> pada phantom berdiameter 32 cm

$CTDI_{vol}^{16}$  = nilai CTDI<sub>vol</sub> pada phantom berdiameter 32 cm

## Daftar Pustaka

- Bushberg, Jerrold (2002). The Essential of Medical Imaging Second Edition. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.
- Catphan® Manual (2005). The Phantom Laboratory
- Cunningham, John (1983). The Physics of Radiology Fourth Edition. Illinois : Charles C Thomas Publisher.
- Perbangkara Hendya (2011). Estimasi Dosis Radiasi Pada Pemeriksaan CT Angiografi Coroner. Jakarta : Universitas Indonesia
- Munir Misbahul (2011) Dosis Radiasi Dan Faktor Resiko Pada Pemeriksaan CT Scan Whole Abdomen 3 Phase. Jakarta : Universitas Indonesia
- Radiological Council of Western Australia (2006). Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing, Government of Western Australia
- Wolbarst, Anthony B (2005). Physics of Radiologi Second Edition. USA : medical physics publishing.
- AAPM Report no.204 (2011). USA : American Assosiation on Physics in Medicine
- <http://www.imaginis.com/ct-scan/brief-history-of-ct>
- <http://www.catscanman.net/blog/wp-content/uploads/Hounsfield.jpg>
- <http://www.premiersalesassoc.com/unfors.htm>

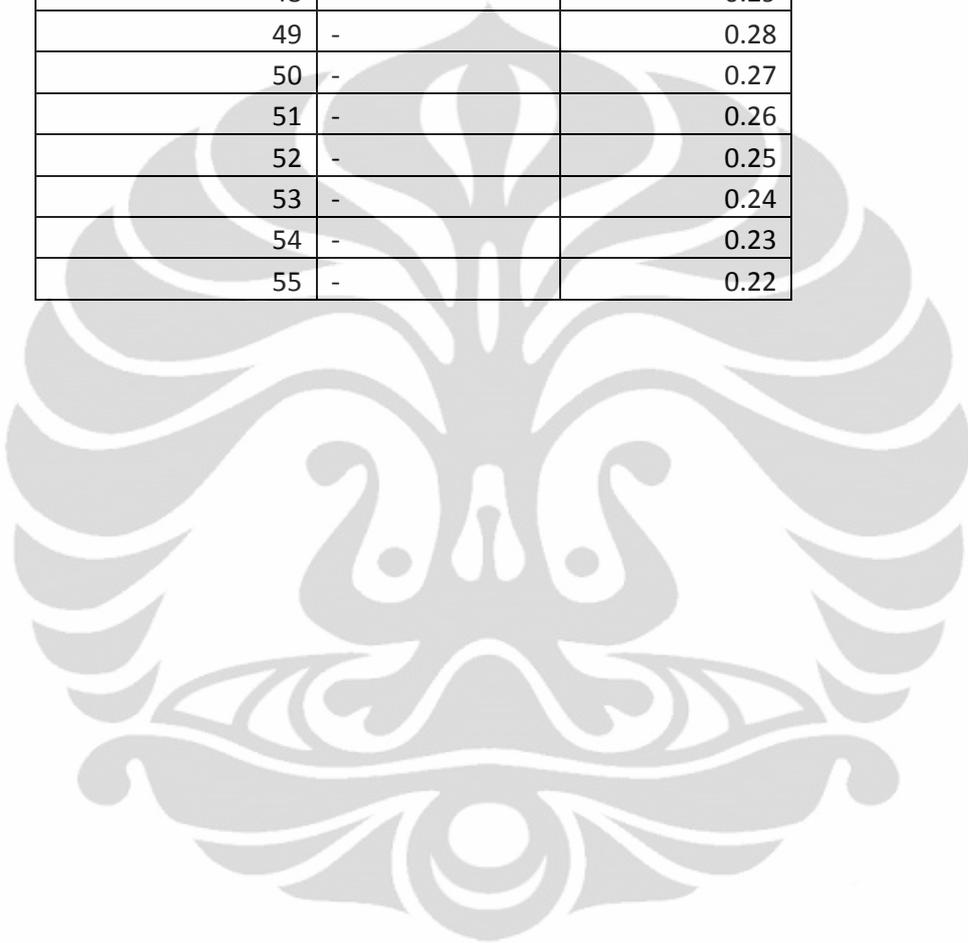
## Lampiran

## Normalisasi Pada Phantom 16 cm

[sumber : AAPM 204]

diameter efektif(cm)	Diameter 32cm	Diameter 16cm
6	-	1.49
7	-	1.43
8	2.76	1.38
9	2.66	1.32
10	2.57	1.27
11	2.47	1.22
12	2.38	1.18
13	2.3	1.13
14	2.22	1.09
15	2.14	1.05
16	2.06	1.01
17	1.96	0.97
18	1.91	0.93
19	1.84	0.9
20	1.78	0.86
21	1.71	0.83
22	1.65	0.8
23	1.59	0.77
24	1.53	0.74
25	1.46	0.71
26	1.43	0.69
27	1.37	0.66
28	1.32	0.63
29	1.28	0.61
30	1.23	0.59
31	1.19	0.56
32	1.14	0.54
33	1.1	0.52
34	1.06	0.5
35	1.02	0.48
36	0.99	0.47
37	0.95	0.45
38	0.92	0.43
39	0.88	0.41
40	0.85	0.4

41		0.82	0.38
42		0.79	0.37
43		0.76	0.35
44		0.74	0.34
45		0.71	0.33
46	-		0.32
47	-		0.3
48	-		0.29
49	-		0.28
50	-		0.27
51	-		0.26
52	-		0.25
53	-		0.24
54	-		0.23
55	-		0.22



Phantom diameter 32cm (Abdomen dewasa)								
Arah	kV	mA	secon	Ketebalan Irisan	CTDI Komputer	Dosis terbaca	suhu	tekanan
				(mm)	( $\mu$ Gy)	( $\mu$ Gy)	$^{\circ}$ C	
center	120	150	2	10	26600	1279	23,37	97,72
	120	150	2	10	26600	1286	24,32	97,71
	120	150	2	10	26600	1284	24,13	97,72
	120	150	2	10	26600	1286	24,01	97,7
	120	150	2	10	26600	1280	23,64	97,71
	120	150	2	5	26600	636,1	23,33	9770
	120	150	2	3	26600	377,8	23,57	97,69
jam 12	120	150	2	1	53100	248,4	23,55	97,7
	120	150	2	10	26600	3025	23,05	97,69
	120	150	2	5	26600	1457	22,65	97,69
	120	150	2	3	26600	858,1	22,86	97,69
jam 3	120	150	2	1	53100	583,7	22,81	97,69
	120	150	2	10	26600	2956	22,31	97,53
	120	150	2	5	26600	1467	22,4	97,53
	120	150	2	3	26600	868,7	21,93	97,53
jam 9	120	150	2	1	53100	569,5	22,34	97,52
	120	150	2	10	26600	2930	21,96	97,52
	120	150	2	5	26600	1455	22,05	97,53
	120	150	2	3	26600	894,7	22,36	97,52
	120	150	2	1	53100	584,2	22,31	97,53

Phantom diameter 16 cm (Kepala dewasa)								
Arah	kV	mA	secon	Ketebalan Irisan	CTDI Komputer	Dosis terbaca	suhu	tekanan
				(mm)	( $\mu\text{Gy}$ )	( $\mu\text{Gy}$ )	$^{\circ}\text{C}$	
center	120	150	2	10	55100	4230	22,63	97,56
	120	150	2	10	55100	4251	23,03	97,55
	120	150	2	10	55100	4224	22,72	97,55
	120	150	2	10	55100	4226	23,12	97,55
	120	150	2	10	55100	4248	23,05	97,56
	120	150	2	5	55100	2104	23,26	97,55
	120	150	2	3	55100	1250	23,54	97,54
	120	150	2	1	110200	814,1	23,29	97,53
jam 12	120	150	2	10	55100	5184	22,5	97,54
	120	150	2	5	55100	2497	23,04	97,54
	120	150	2	3	55100	1519	22,75	97,55
	120	150	2	1	110200	958,8	22,39	97,55
jam 3	120	150	2	10	55100	4990	22,39	97,62
	120	150	2	5	55100	2397	22,47	97,6
	120	150	2	3	55100	1443	22,78	97,6
	120	150	2	1	110200	927,7	22,36	97,6
jam 9	120	150	2	10	55100	4970	23,03	97,61
	120	150	2	5	55100	2416	22,23	97,6
	120	150	2	3	55100	1454	22,76	97,61
	120	150	2	1	110200	951,9	22,42	97,6

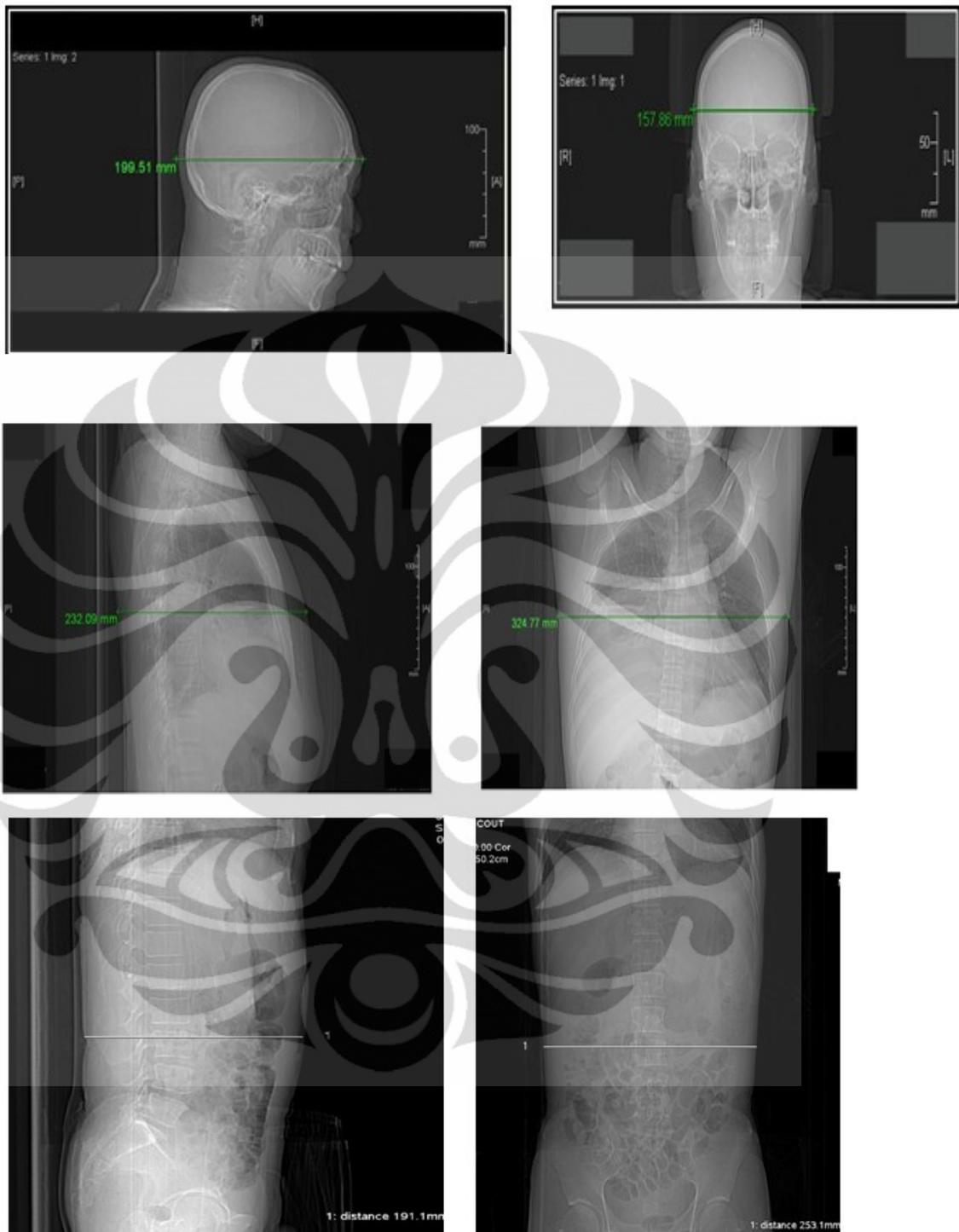
Phantom diameter 10 cm (Kepala anak)								
Arah	kV	mA	secon	Ketebalan Irisan	CTDI Komputer	Dosis terbaca	suhu	tekanan
				(mm)	( $\mu$ Gy)	( $\mu$ Gy)	$^{\circ}$ C	
center	120	150	2	10	55100	6172	24,07	97,58
	120	150	2	10	55100	6177	24,09	97,59
	120	150	2	10	55100	6182	24,27	97,6
	120	150	2	10	55100	6159	24,22	97,59
	120	150	2	10	55100	6146	24,24	97,59
	120	150	2	5	55100	3053	24,15	97,6
	120	150	2	3	55100	1796	23,92	97,59
	120	150	2	1	110200	1180	23,87	97,59
jam 12	120	150	2	10	55100	6459	24,2	97,59
	120	150	2	5	55100	3141	24,03	97,59
	120	150	2	3	55100	1860	24,25	97,58
	120	150	2	1	110200	1239	24,17	97,62
jam 3	120	150	2	10	55100	6307	23,72	97,59
	120	150	2	5	55100	3115	23,31	97,59
	120	150	2	3	55100	1808	23,52	97,59
	120	150	2	1	110200	1182	23,73	97,6
jam 9	120	150	2	10	55100	6257	23,06	97,63
	120	150	2	5	55100	3105	23,78	97,63
	120	150	2	3	55100	1806	23,46	97,61
	120	150	2	1	110200	1200	23,42	97,61

Perhitungan Tebal Tubuh Orang Indonesia						
no	Perhitungan pada slice CT					
	Kepala		Rongga Thorax		Abdomen	
	Lateral	AP	Lateral	AP	Lateral	AP
1	16,4	18	25,2	15,2	27,5	13,3
2	16,9	19	-	-	36,8	26,7
3	16	18	-	-	-	-
4	15,8	17,9	-	-	-	-
5	15,5	17,1	-	-	-	-
6	14,8	17,4	-	-	-	-
7	15,6	18	-	-	-	-
8	17,3	19,4	-	-	-	-
9	16,1	17,5	-	-	-	-
10	17,2	18,9	-	-	-	-
11	12,6	12,4	-	-	-	-
12	16,4	18,4	-	-	-	-
13	16,2	17,9	-	-	-	-
14	16,2	19,3	-	-	-	-
15	14,8	16,8	-	-	-	-
16	16,1	16,8	-	-	-	-
17	17,1	18,1	-	-	-	-
18	16,5	19,9	-	-	-	-
19	16,2	18,5	-	-	-	-
20	14,2	17	-	-	-	-
21	15,5	18	-	-	-	-
22	16	18,4	-	-	-	-
23	16,4	18	-	-	-	-
24	16,5	18,5	-	-	-	-
25	15,7	18	-	-	-	-
26	15,6	17,8	-	-	-	-
27	15,8	18	-	-	-	-
28	14,5	17,4	-	-	-	-
29	15,2	18,2	-	-	-	-
30	16,6	18,6	-	-	-	-
31	15,5	17,7	-	-	-	-
32	16	18,2	-	-	-	-
33	14,8	17,6	-	-	-	-
34	15,6	17,7	-	-	-	-
35	14,2	17,3	-	-	-	-
36	14,8	17,1	-	-	-	-

37	15	17,2	-	-	-	-
38	16,3	17,7	-	-	-	-
39	15,9	17,5	-	-	-	-
40	15,9	18,2	-	-	-	-



Perhitungan Tebal Tubuh Orang Indonesia												
no	Dewasa						Anak - Anak					
	Kepala		Rongga Thorax		Abdomen		Kepala		Rongga Thorax		Abdomen	
	Lateral	AP	Lateral	AP	Lateral	AP	Lateral	AP	Lateral	AP	Lateral	AP
1	15	15	26	17	23	18	12	13	21	14	19	14
2	16	15	30	21	37	30	13	13	25	16	22	17
3	16	15	35	19	30	23	11	10	17	13	18	15
4	15	15	37	21	30	32	9	7	9	12	11	13
5	15	16	30	19	25	21	14	11	12	11	14	10
6	14	16	35	19	28	20	13	11	17	10	17	9
7	14	15	27	14	28	20	11	13	18	13	18	12
8	18	19	28	29	30	18	13	14	19	13	18	13
9	16	14	30	18	27	16	13	13	17	10	16	12
10	16	15	27	19	29	24	13	16	22	16	21	14



Gambar Potongan Tubuh Lateral dan Antero-Posterior, sebagai perhitungan tebal tubuh manusia Indonesia. Pada potongan tubuh kepala, rongga thorax dan abdomen



Gambar konsul CT Scan



Gambar Uji Out Put



Gambar pengambilan data CTDI Phantom 10cm