



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**FAKTOR FANTOM DAN ESTIMASI DOSIS EFEKTIF DARI  
HASIL PENGUKURAN *COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE*  
*INDEX (CTDI)***

**SKRIPSI**

**EMIDATUL MANZIL**

**0606068184**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI S1 FISIKA  
DEPOK  
DESEMBER 2011**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**FAKTOR FANTOM DAN ESTIMASI DOSIS EFEKTIF DARI  
HASIL PENGUKURAN *COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE  
INDEX (CTDI)***

**SKRIPSI**

**Diajukan sebagai syarat untuk memperoleh gelar sarjana**

Oleh

**EMIDATUL MANZIL**

**0606068184**

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

## HALAMAN PERNYATAN ORISINILITAS

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

**Nama : Emidatul Manzil**

**NPM : 0606068184**

**Tanda Tangan : **

**Bulan : Desember 2011**

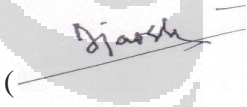
## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh:

Nama : Emidatul Manzil  
NPM : 0606068184  
Program Studi : S1 Fisika  
Judul Skripsi : Faktor Fantom dan Estimasi Dosis Efektif dari Hasil Pengukuran *Computed Tomography Dose Index* (CTDI)


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

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Prof. DR. Djarwani S.S (  )

Pembimbing II : Kristina Tri Wigati, M.Si (  )

Penguji I : Dwi Seno Kuncoro, M.Si (  )

Penguji II : Heru Prasetio, M.Si (  )

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : Desember 2011

## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis ucapkan kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini. Shalawat dan salam tak henti-hentinya penulis kirimkan kepada Rasulullah SAW, yang telah mengajarkan kebaikan kepada umat manusia, membawa ke alam yang penuh dengan cahaya ilmu.

Penelitian ini memberikan banyak pelajaran kepada penulis. Dalam pelaksanaannya, banyak pihak yang telah membantu dan membimbing penulis sampai akhirnya skripsi ini dapat diselesaikan. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada

1. Apa tercinta Buchari Rauf dan Ama tersayang Sahlul Munal yang tiada henti-hentinya memberikan dukungan dan motivasi kepada penulis.
2. Ibu Prof. DR. Djarwani Soeharso S selaku pembimbing I yang telah memberikan banyak arahan kepada penulis.
3. Ibu Kristina Tri Wigati, M.Si selaku pembimbing II yang dengan sabar membimbing penulis untuk menyelesaikan skripsi ini.
4. Bapak Dwi Seno Kuncoro, M.Si dan Heru Prasetyo, M.Si selaku penguji I dan penguji II yang telah memberikan banyak arahan kepada penulis.
5. Prof. Dr. rer nat. Rosari Saleh selaku pembimbing akademik yang telah memberikan banyak arahan kepada penulis selama kuliah di Fisika UI
6. Dinas Pendidikan dan Kebudayaan Provinsi Sumatera Barat yang telah memberikan beasiswa kepada penulis selama kuliah di Fisika UI.
7. Pihak Rumah Sakit Persahabatan yang telah memberi izin kepada penulis untuk melakukan penelitian di Departemen Radiologi Griya Puspa.
8. Kak Syahzunu Zolichin dan kak Annila Suryo Saputro yang telah memberikan banyak waktunya untuk membimbing penulis selama di Rumah Sakit Persahabatan.
9. Pak Firman, Mas Bambang, dan Mas Ade yang telah membantu penulis selama penelitian di Rumah Sakit Persahabatan.
10. Bu Dyah, Pak Toyib, Mas Eka, dan Kak Dwi yang telah membantu penulis dalam penelitian.

11. Da “Nas” Nashirudin, Da “Pin” Nafizul Amal, Da “In” Hilman, Nicik Rahmiyati, Da “Un” Qulil Haq, dan Miftahul Fauz yang selalu memberi semangat kepada penulis.
12. Teman-teman Fisika 2006 yang selama ini selalu berbagi cerita suka dan duka selama kuliah.
13. Teman-teman Wisma Tissa: Mba Gun, Kak Ipit, Mba Iyank, Mba Elis, Ema, Charla, dan Anne yang selama ini selalu menemani dan memberi semangat kepada penulis untuk menyelesaikan skripsi ini.

Menyadari keterbatasan pengalaman dan kemampuan yang penulis miliki, sudah tentu terdapat kekurangan dalam penulisan skripsi ini serta kemungkinan jauh dari sempurna, untuk itu penulis tidak menutup diri dari segala saran dan kritik yang sifatnya membangun dari semua pihak. Akhir kata semoga Allah SWT membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga skripsi ini bermanfaat baik untuk fisika medis maupun untuk Rumah Sakit Persahabatan. Amin.

Desember 2011,

Penulis

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

---

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

Nama : Emidatul Manzil  
NPM : 0606068184  
Program Studi : S1 Fisika  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis Karya : Skripsi

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

**FAKTOR FANTOM DAN ESTIMASI DOSIS EFEKTIF DARI HASIL  
PENGUKURAN *COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX* (CTDI)**

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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok  
Pada bulan : Desember 2011

Yang menyatakan



(Emidatul Manzil)

Nama : Emidatul Manzil  
Program Studi : Fisika  
Judul Skripsi : Faktor Fantom dan Estimasi Dosis Efektif dari Hasil Pengukuran *Computed Tomography Dose Index* (CTDI)

## ABSTRAK

*Computed Tomography Dose Index* (CTDI) merupakan konsep utama dalam dosimetri CT scan. Berdasarkan rekomendasi IAEA di TRS 457, CTDI dapat diukur di udara dan di fantom khusus CTDI. Ukuran dan massa fantom cukup besar sehingga akan menyulitkan dalam mobilisasi. Dalam penelitian ini dilakukan pengukuran CTDI untuk mengetahui faktor fantom pesawat Siemens Sensation 64. Faktor fantom adalah perbandingan CTDI<sub>w</sub> terhadap CTDI<sub>air</sub>. Fantom yang digunakan adalah fantom berbahan *polymethyl methacrylic* (PMMA) berdiameter 16 cm sebagai fantom kepala dan 32 cm sebagai fantom tubuh. Detektor yang digunakan adalah Xi CT Platinum dan Xi Base Unit sebagai elektrometer. Estimasi dosis efektif dihitung berdasarkan nilai CTDI<sub>air</sub> pengukuran yang dikoreksi dengan perangkat lunak *ImPACT CT Dosimetry Patient Calculator version 1.0.4*. Nilai faktor fantom yang diperoleh untuk fantom kepala dan tubuh secara berturut-turut ialah 0.702 dan 0.357. Estimasi dosis efektif satu fase (rata-rata ± deviasi standar) ialah: kepala rutin  $2.01 \pm 0.11$  mSv, kepala trauma  $2.53 \pm 0.16$  mSv, thorak  $3.42 \pm 0.79$  mSv, abdomen  $5.99 \pm 2.16$  mSv, dan pelvis  $2.12 \pm 0.99$  mSv. Faktor konversi DLP display scanner terhadap dosis efektif: kepala rutin 0.0021 mSv/mGy.cm, kepala trauma 0.0022 mGy.cm, thorak 0.0182 mSv/mGy.cm, abdomen 0.0151 mSv/mGy.cm, dan pelvis 0.0118 mSv/mGy.cm.

Kata kunci : CTDI, estimasi dosis efektif, faktor fantom, faktor konversi DLP terhadap dosis efektif.  
xiv + 84 halaman : 39 gambar; 18 tabel  
Daftar Pustaka : 24 (2002 – 2011)



Name : Emidatul Manzil  
Study Program : Physics  
Title : Phantom Factor and Estimation of Effective Dose from  
Computed Tomography Dose Index (CTDI)  
Measurement Result

## ABSTRACT

Computed Tomography Dose Index (CTDI) is primary dosimetric concept in CT scan. Based on IAEA TRS 457 recommendation, CTDI can be measured free in air and by using phantom. Phantom size and mass are huge, thus it will complicate the mobilization. This research conducted CTDI measurement to find out the Siemens Sensation 64 phantom factor. Phantom factor is a ratio between CTDI<sub>w</sub> over CTDI<sub>air</sub>. A Polymethyl Methacrylic (PMMA) phantom was used in this research, which has 16 cm of diameter for head phantom and 32 cm of diameter for body phantom. The Xi CT Platinum detector was used in this research and Xi base unit is as an electrometer. The estimation of effective dose was calculated using CTDI<sub>air</sub> value and ImPACT CT Dosimetry Patient Calculator version 1.0.4. In this research was found out that the phantom factors are 0.702 for head phantom and 0.357 for body phantom. The estimation of effective dose for one phase (mean ± standard deviation): head routine  $2.01 \pm 0.11$  mSv, head trauma  $2.53 \pm 0.16$  mSv, thorax  $3.42 \pm 0.79$  mSv, abdomen  $5.99 \pm 2.16$  mSv, and pelvis  $2.12 \pm 0.99$  mSv. DLP on *scanner* display to effective dose conversion factors: head routine 0.0021 mSv/mGy.cm, head trauma 0.0022 mSv/mGy.cm, thorax 0.0182 mSv/mGy.cm, abdomen 0.0151 mSv/mGy.cm, and pelvis 0.0118 mSv/mGy.cm.

Key words : CTDI, estimation of effective dose, phantom factor, DLP to effective dose conversion factors.

xiv + 84 pages : 39 pictures;18 tables

Bibliography : 24 (2002 – 2011)

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	i
<b>HALAMAN PERNYATAAN ORISINILITAS</b> .....	ii
<b>HALAMAN PENGESAHAN</b> .....	iii
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	iv
<b>ABSTRAK</b> .....	vii
<b>ABSTRACT</b> .....	viii
<b>DAFTAR ISI</b> .....	ix
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	xi
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	xii
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	xiv
<b>BAB I PENDAHULUAN</b>	
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Perumusan Masalah .....	1
1.3 Pembatasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian .....	2
1.5 Metode Penelitian .....	3
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b>	
2.1 Prinsip Dasar <i>CT Scan</i> .....	5
2.2 Metode <i>Scan</i> .....	6
2.2.1 Metode Sekuensial .....	6
2.2.2 Metode Spiral .....	6
2.3 Dosimetri <i>CT Scan</i> .....	7
2.3.1 <i>Computed Tomography Dose Index (CTDI)</i> .....	7
2.3.2 <i>Dose-Length Product (DLP)</i> .....	9
2.3.3 Dosis Efektif .....	10
2.4 Faktor Fantom .....	12
2.5 Parameter <i>Scan</i> .....	12
<b>BAB III METODOLOGI PENELITIAN</b>	
3.1 Lokasi Penelitian .....	15
3.2 Peralatan dan Bahan .....	15
3.3 Metode Penelitian .....	18
3.2.1 Uji Kualitas Citra .....	19
3.2.2 Dosimetri <i>CT Scan</i> .....	24
3.2.2.1 Metode Pengukuran .....	24
3.2.2.2 Linearitas Output CT .....	25
3.2.2.3 Pengukuran CTDI di Udara .....	26
3.2.2.4 Pengukuran CTDI di Fantom .....	27
3.2.2.5 Perhitungan Dosis Efektif .....	28
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN</b>	
4.1 Kualitas Citra <i>CT Scan</i> .....	31
4.1.1 Verifikasi Posisi Fantom .....	31
4.1.2 Sistem Kesejajaran Pasien .....	31
4.1.3 Tebal Irisan .....	32
4.1.4 Linearitas <i>CT Number</i> .....	33

4.1.5	Resolusi Spasial .....	34
4.1.6	Uniformitas CT <i>Number</i> .....	35
4.2	Dosimetri CT <i>Scan</i> .....	37
4.2.1	Linearitas Output Radiasi CT Terhadap mAs .....	37
4.2.2	<i>Computed Tomography Dose Index</i> (CTDI) di Udara .....	38
4.2.3	CTDI Fantom Kepala .....	40
4.2.3.1	Distribusi Dosis di Pusat dan Tepi Fantom Kepala ...	40
4.2.3.2	CTDI <sub>w</sub> Fantom Kepala .....	41
4.2.4	CTDI Fantom Tubuh .....	43
4.2.4.1	Distribusi Dosis di Pusat dan Tepi Fantom Tubuh ....	43
4.2.4.2	CTDI <sub>w</sub> Fantom Tubuh .....	44
4.2.5	Fantom Faktor .....	45
4.2.6	Estimasi Dosis Efektif .....	47
4.2.6.1	Estimasi Dosis Efektif Pemeriksaan Kepala .....	47
4.2.6.2	Estimasi Dosis Efektif Pemeriksaan Thorak .....	51
4.2.6.3	Estimasi Dosis Efektif Pemeriksaan Abdomen .....	54
4.2.6.4	Korelasi Estimasi Dosis Efektif dengan Faktor Fantom .....	58
<b>BAB V PENUTUP</b>		
5.1	Kesimpulan .....	60
5.2	Saran .....	60
<b>DAFTAR ACUAN</b> .....		61
<b>LAMPIRAN A</b> .....		64
<b>LAMPIRAN B</b> .....		66

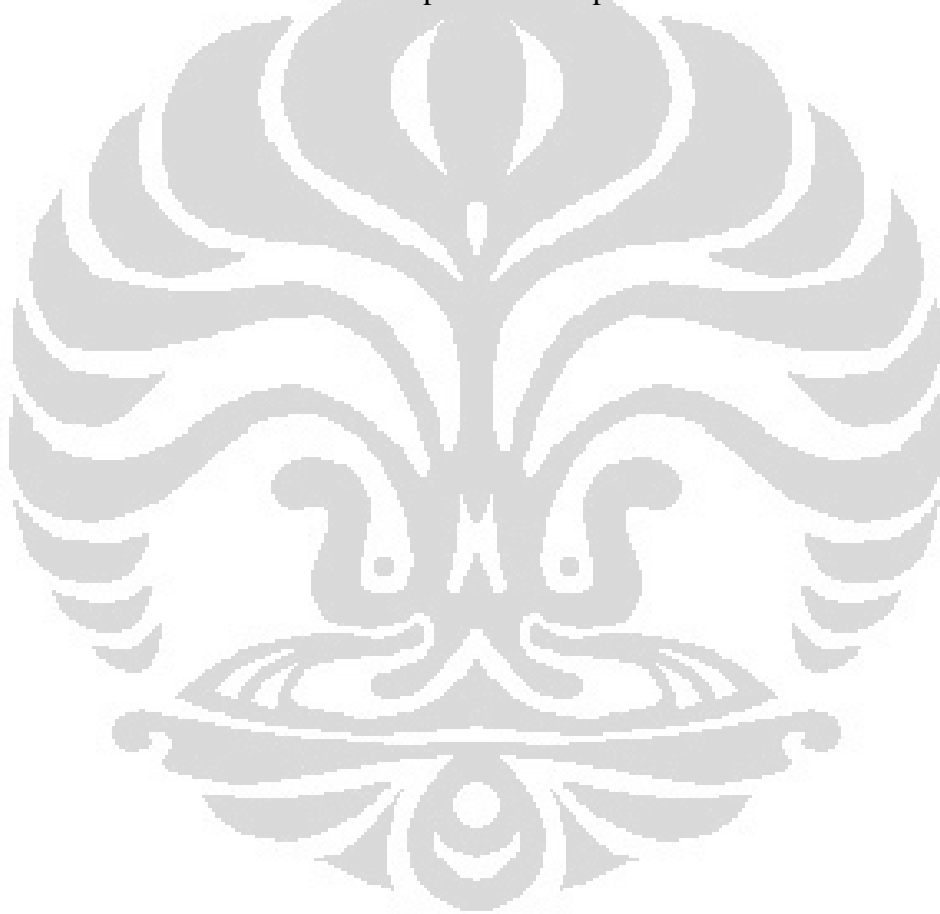
## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Level Referensi Diagnostik untuk berbagai jenis pemeriksaan CT.....	10
Tabel 2.2	Faktor bobot jaringan $w_T$ berdasarkan ICRP 103 .....	11
Tabel 2.3	Faktor konversi <i>Dose-Length Product</i> terhadap dosis efektif ( $E_{DLP}$ ) ...	12
Tabel 3.1	Jangkauan <i>scan</i> pada fantom hermaprodit .....	30
Tabel 4.1	Ketidaksejajaran sumbu-z .....	32
Tabel 4.2	Nilai CT <i>number</i> beberapa material CTP404 .....	33
Tabel 4.3	Rata-rata CT <i>Number</i> .....	36
Tabel 4.4	Uji kualitas citra CT <i>Scan</i> Siemens Sensation 64 .....	36
Tabel 4.5	Output radiasi CT <i>Scan</i> pada faktor eksposi 120 kV .....	37
Tabel 4.6	Nilai CTDI <sub>air</sub> pengukuran dan CTDI <sub>air</sub> data ImPACT CT pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs .....	38
Tabel 4.7	CTDI <sub>100</sub> di pusat dan tepi Fantom Kepala pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs .....	40
Tabel 4.8	CTDI <sub>w</sub> pengukuran dan CTDI <sub>w</sub> <i>scanner</i> Fantom Kepala pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs .....	41
Tabel 4.9	CTDI <sub>100</sub> di pusat dan tepi Fantom Tubuh pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs .....	43
Tabel 4.10	Nilai CTDI <sub>w</sub> pengukuran dan CTDI <sub>w</sub> displai <i>scanner</i> Fantom Tubuh pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs.....	44
Tabel 4.11	Nilai Faktor fantom Fantom Kepala pada faktor eksposi 120 kV .....	46
Tabel 4.12	Nilai Faktor Fantom Tubuh pada faktor eksposi 120 kV .....	47
Tabel 4.13	Faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif .....	58
Tabel 4.14	Faktor konversi DLP displai <i>scanner</i> terhadap estimasi dosis efektif .....	58

## DAFTAR GAMBAR

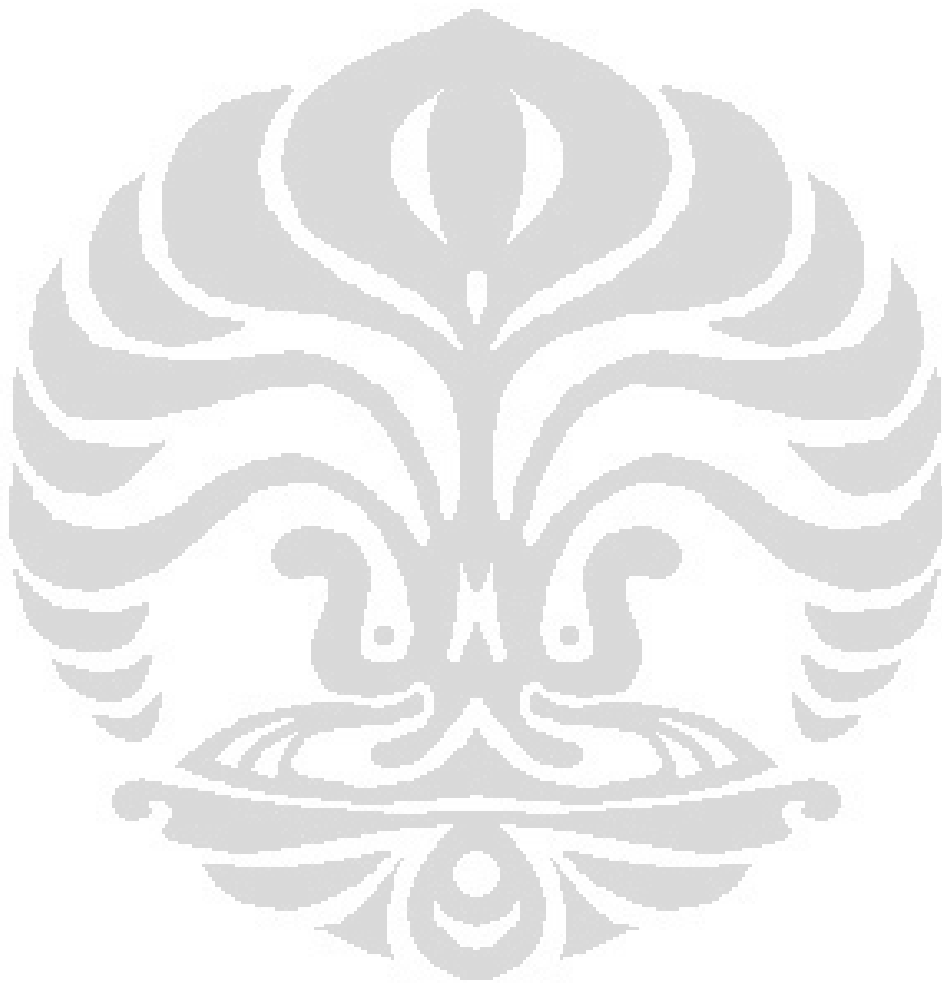
Gambar 2.1	Tabung sinar-x dan detektor CT <i>scan</i> bergerak mengelilingi pasien 5 radiasi .....	5
Gambar 2.2	a) Metode <i>scan</i> secara sekuensial, b) Metode <i>scan</i> secara spiral .....	6
Gambar 2.3	Profil dosis radiasi .....	7
Gambar 2.4	Distribusi dosis dalam Fantom Tubuh .....	8
Gambar 2.5	Pengaruh mAs terhadap dosis radiasi .....	13
Gambar 2.6	<i>Pitch</i> .....	14
Gambar 3.1	Catphan 600 .....	15
Gambar 3.2	Displai bagian <i>scan</i> calculation ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4.....	17
Gambar 3.3	Fantom Hermaprodit di perangkat lunak <i>ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4</i> .....	28
Gambar 3.4	Skema penelitian .....	19
Gambar 3.5	Ilustrasi kesejajaran yang benar .....	20
Gambar 3.6	Metode perhitungan kesejajaran pada sumbu-z .....	21
Gambar 3.7	Ilustrasi Pengukuran FWHM pada CTP404.....	21
Gambar 3.8	CTP528 untuk uji resolusi spasial .....	23
Gambar 3.9	Ilustrasi CTP486 untuk uji uniformitas .....	24
Gambar 3.10	Pengukuran CTDI di udara .....	26
Gambar 3.11	Pengukuran CTDI di Fantom Tubuh .....	27
Gambar 3.12	Skema perhitungan dosis efektif .....	28
Gambar 3.13	Jangkauan <i>scan</i> untuk pemeriksaan: a. kepala rutin, b. kepala trauma, c. thorak, d. abdomen, dan e. pelvis .....	29
Gambar 4.1	Verifikasi posisi Catphan .....	31
Gambar 4.2	Pengukuran tebal irisan .....	32
Gambar 4.3	Kurva linearitas CT <i>Number</i> terhadap densitas elektron .....	34
Gambar 4.4	Kurva CT <i>number</i> pada resolusi spasial: a. 6 lp/cm, 7 lp/cm, 8 lp/cm, dan 9 lp/cm .....	34
Gambar 4.5	Pengukuran uniformitas CT <i>number</i> .....	35
Gambar 4.6	Kurva linearitas output terhadap variasi mAs pada faktor eksposi 120 kV dan kolimasi berkas 10 mm .....	38
Gambar 4.7	Nilai nCTDI <sub>air</sub> pengukuran pada faktor eksposi 120 kV dan 140 kV.....	39
Gambar 4.8	CTDI <sub>w</sub> Fantom Kepala pada faktor eksposi 120 kV .....	42
Gambar 4.9	nCTDI <sub>w</sub> Fantom Tubuh pada faktor eksposi 120 kV .....	45
Gambar 4.10	Pengaruh total mAs terhadap estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala rutin .....	48
Gambar 4.11	Kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala rutin .....	49
Gambar 4.12	Pengaruh total mAs terhadap estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala trauma .....	50
Gambar 4.13	Kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala trauma .....	50
Gambar 4.14	Pengaruh diameter tubuh pasien terhadap mAs efektif	

	pada pemeriksaan thorak .....	51
Gambar 4.15	Pengaruh total mAs terhadap estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan thorak .....	52
Gambar 4.16	Kurva hubungan DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif pemeriksaan thorak .....	53
Gambar 4.17	Pengaruh diameter tubuh pasien terhadap mAs efektif pada pemeriksaan abdomen .....	54
Gambar 4.18	Pengaruh total mAs terhadap estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan abdomen .....	55
Gambar 4.19	Kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan abdomen .....	55
Gambar 4.20	Kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan pelvis .....	56



## DAFTAR LAMPIRAN

LAMPIRAN A .....	64
LAMPIRAN B .....	66



# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

*Computed Tomography (CT) scan* merupakan salah satu pemeriksaan radiologi yang digunakan untuk menggambarkan struktur internal tubuh [1]. Persentase pemeriksaan CT dibidang radiologi cukup kecil tetapi memberikan dosis kolektif medis yang signifikan. Persentase penggunaan *CT scan* di Inggris pada tahun 2007 adalah 11% dari seluruh pemeriksaan radiologi dengan persentase dosis sebesar 54% terhadap dosis kolektif medis. Penggunaan *CT scan* di Amerika Serikat pada tahun 2007 adalah 16% dari keseluruhan pemeriksaan radiologi dan menyumbang dosis sebesar 49% terhadap dosis kolektif medis [2].

Pemeriksaan CT dilakukan dengan cara menggerakkan tabung sinar-x mengelilingi tubuh pasien sehingga dihasilkan citra dua dimensi irisan penampang lintang dari berbagai arah. Dengan menggunakan komputer, struktur internal tubuh tiga dimensi dapat direkonstruksi sehingga dihasilkan citra yang tidak tumpang tindih. Teknik akuisisi yang demikian memungkinkan dosis yang diterima pasien menjadi besar. Oleh karena itu perlu dilakukan pengukuran dosis pasien CT.

Parameter yang digunakan untuk mengetahui perkiraan dosis yang diterima oleh pasien CT adalah *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*. CTDI merupakan integral profil dosis  $D(z)$  di sepanjang sumbu rotasi untuk satu kali rotasi dibagi dengan nominal tebal berkas sinar-x. CTDI diperoleh dari pengukuran dosis pada *scan* aksial tunggal [3]. Dari nilai CTDI yang diperoleh dengan menggunakan fantom, dilakukan perkiraan terhadap dosis yang diterima oleh pasien.

Pengukuran CTDI dilakukan dengan menggunakan dosimeter pensil yang terkalibrasi untuk pengukuran output CT untuk tegangan tabung sinar-x (kV) dan kolimasi berkas tertentu. Pengukuran CTDI dilakukan di fantom dan di udara. Untuk pengukuran di fantom, digunakan fantom CTDI yang berbahan *polymethyl methacrylate* (PMMA) dengan diameter 16 cm untuk pengukuran CTDI kepala dan 32 cm untuk pengukuran CTDI tubuh manusia.



## 1.2 Perumusan Masalah

Pemeriksaan CT memberikan dosis yang cukup besar kepada pasien dibandingkan dengan pemeriksaan radiologi lainnya. Untuk itu perlu dilakukan pengukuran output CT dalam bentuk nilai CTDI baik dalam fantom maupun di udara agar diperoleh informasi dosis yang diterima pasien. Pengukuran CTDI menggunakan fantom tidak cukup praktis untuk mobilitas karena ukuran fantom yang besar. Sementara itu, pengukuran di udara jauh lebih praktis tetapi memerlukan perangkat lunak khusus untuk pengolahan data agar dosis dalam organ atau jaringan dapat ditentukan. Perbandingan hasil pengukuran output dalam fantom dan di udara akan menjadi perhatian dalam penelitian ini.

## 1.3 Pembatasan Masalah

Penelitian ini dibatasi pada pengukuran CTDI dengan menggunakan dua metode pengukuran. Metode pertama adalah pengukuran di fantom dan metode kedua adalah pengukuran di udara. Hasil pengukuran di udara dikoreksi dengan menggunakan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator Version 1.0.4* untuk memperoleh nilai estimasi dosis efektif. Dari perhitungan estimasi dosis efektif menggunakan nilai CTDI di udara diperoleh suatu faktor konversi yang dapat digunakan untuk estimasi dosis efektif berdasarkan nilai CTDI di fantom.

## 1.4 Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk:

- a. Mengetahui nilai faktor fantom untuk fantom kepala dan fantom tubuh.
- b. Mengetahui estimasi dosis efektif yang diterima oleh pasien pemeriksaan CT di Rumah Sakit Persahabatan.
- c. Mengetahui faktor konversi *Dose-Length Product* (DLP) terhadap estimasi dosis efektif.

## 1.5 Metode Penelitian

Metode penelitian yang akan dilakukan dibagi dalam beberapa tahap berikut:

1. Studi literatur

Pada tahap ini akan dipelajari prinsip dasar CT, dosimetri CT, penggunaan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4*, dan penelitian-penelitian yang telah ada mengenai CTDI.

2. Eksperimen

Eksperimen yang dilakukan adalah pengukuran CTDI di udara dan di fantom. Penelitian ini dilakukan berdasarkan aturan *Technical Report Series No.457*. Pengukuran CTDI dilakukan untuk kV tertentu dan kolimasi berkas yang tersedia di CT scanner yang digunakan.

Untuk pengukuran CTDI di udara, dosimeter pensil dipasang pada suatu penjepit dan membutuhkan tiang penyangga sehingga pusat dosimeter pensil berada pada bidang *scan*. Pengukuran CTDI di fantom menggunakan fantom standar yang memiliki lima lubang untuk meletakkan dosimeter yaitu satu lubang pada bagian tengah dan empat lubang pada bagian tepi yaitu pada jarak 1 cm dari permukaan fantom [3]. Dari perbandingan nilai CTDI di fantom dan di udara diperoleh nilai faktor fantom.

3. Estimasi dosis efektif menggunakan perangkat lunak *ImPACT CT Dosimetri Calculator version 1.0.4*.

Estimasi dosis efektif yang diterima pasien selama pemeriksaan CT dapat diketahui dengan menggunakan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4*. Data yang harus diketahui untuk perhitungan dosis efektif menggunakan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator* adalah parameter-parameter eksposi pada pemeriksaan setiap pasien dan nilai CTDI di udara hasil pengukuran. Nilai CTDI<sub>air</sub> hasil pengukuran yang digunakan disesuaikan dengan parameter eksposi pasien.

## 1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan terdiri dari 5 bab. Masing-masing bab memiliki sub-bab untuk mempermudah penulisan dan penjelasan. Penulisan bab-bab tersebut adalah sebagai berikut:

### BAB 1. PENDAHULUAN

Bab pendahuluan berisi tentang latar belakang dilakukannya penelitian ini, permasalahan yang diteliti, pembatasan masalah, tujuan penelitian, metode penelitian, dan sistematika penulisan laporan penelitian ini.

### BAB II. TINJAUAN PUSTAKA

Dalam bab ini penulis menguraikan prinsip dasar *CT scan*, prinsip-prinsip dosimetri CTDI, dan parameter-parameter *scan* yang mempengaruhi dosis pasien CT.

### BAB III. METODOLOGI PENELITIAN

Bab metodologi penelitian ini berisi mengenai tahap-tahap eksperimen yang dilakukan dan tahap-tahap penggunaan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4* dalam kalkulasi dosis efektif.

### BAB IV. HASIL DAN DISKUSI

Eksperimen yang dilakukan akan memberikan hasil, hasil tersebut ditampilkan pada bab ini. Bab ini juga akan menjelaskan tentang hasil eksperimen dan hasil kalkulasi *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator* yang telah diperoleh.

### BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN

Setelah melakukan eksperimen dan perhitungan dengan *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator* serta menganalisa data eksperimen, maka pada bab ini penulis akan mengambil kesimpulan terhadap penelitian yang telah dibuat dan ditambahkan saran-saran yang berguna untuk pengembangan lebih lanjut.

## BAB II

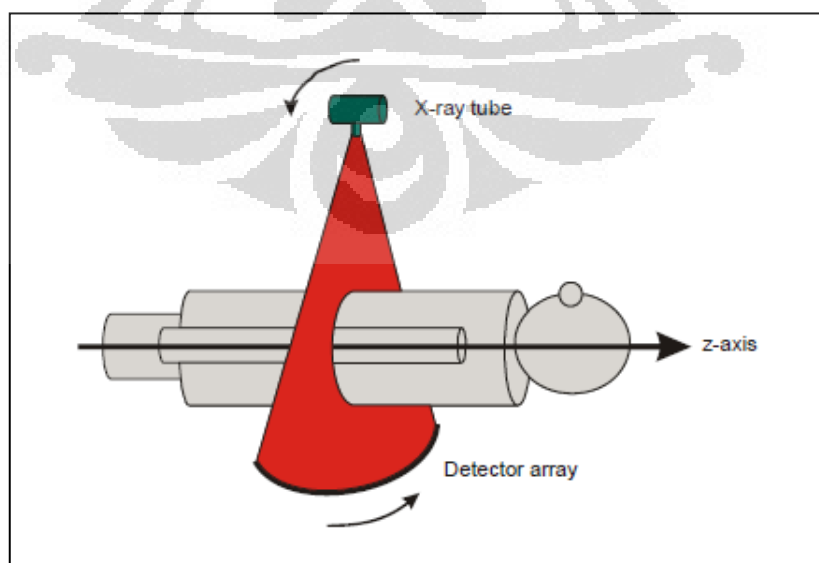
### TINJAUAN PUSTAKA

Dalam bab tinjauan pustaka ini akan dibahas prinsip dasar *Computed Tomography (CT) scan*, prinsip dosimetri *CT scan*, dan parameter *scan* yang mempengaruhi dosis pasien *CT*.

#### 2.1 Prinsip Dasar *CT Scan*

*CT scan* adalah suatu pemeriksaan radiologi yang menggunakan sinar-x untuk menghasilkan citra penampang lintang suatu objek. *CT scan* menggunakan prinsip atenuasi atau pelemahan sinar-x di dalam suatu objek. Tubuh manusia terdiri dari berbagai organ atau jaringan yang memiliki komposisi dan densitas yang berbeda. Komposisi dan densitas jaringan ini sangat menentukan besar sinar-x yang diserap oleh jaringan [1].

Tabung sinar-x dan detektor pada *CT scan* berada pada arah yang berlawanan dan bergerak mengelilingi pasien seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1. Detektor berfungsi untuk menyimpan data sinar-x yang mengalami atenuasi setelah melewati pasien. Data transmisi sinar-x yang dikumpulkan oleh detektor diteruskan ke komputer untuk selanjutnya direkonstruksi.



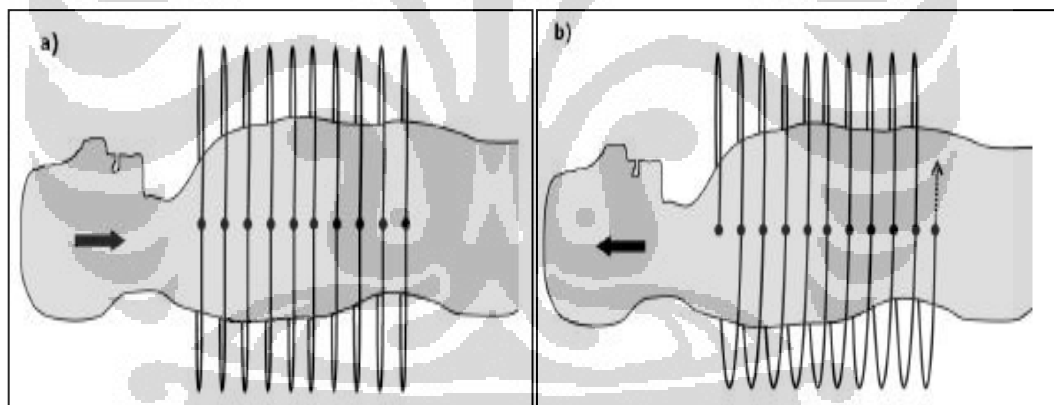
Gambar 2.1 Tabung sinar-x dan detektor *CT scan* bergerak mengelilingi pasien[4]

## 2.2 Metode Scan

### 2.2.1 Metode Sekuensial

Metode *scan* secara sekuensial atau aksial dikenal juga dengan metode “*step and shoot*”. Pada metode ini akuisisi data terjadi tanpa adanya pergerakan meja. Meja pasien berada dalam keadaan diam ketika tabung sinar-x bergerak mengelilingi pasien  $360^{\circ}$  [1]. Setelah selesai satu kali rotasi  $360^{\circ}$ , meja bergerak ke posisi *scan* selanjutnya. Ketika meja sudah berada di posisi tertentu, tabung sinar-x kembali bergerak mengelilingi pasien. Proses ini terus berulang hingga diperoleh daerah *scan* yang diinginkan.

Metode *scan* secara sekuensial ditunjukkan pada Gambar 2.2a. Metode ini menghasilkan satu citra penampang lintang pasien untuk satu kali rotasi. Metode ini membutuhkan waktu tunda diantara *scan* yang berurutan untuk menggerakkan meja pasien ke posisi *scan* selanjutnya [5].



Gambar 2.2a) Metode *scan* secara sekuensial, b) Metode *scan* secara spiral [6]

### 2.2.2 Metode Spiral

Metode *scan* secara spiral dikenal juga dengan metode *helical* atau volume *scan*. Pada metode spiral, tabung sinar-x berotasi secara kontinu mengelilingi pasien dan meja pasien bergerak dengan kecepatan yang tetap seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.2b. Akuisisi data pada *scan* secara spiral terjadi seiring dengan pergerakan meja [5].

### 2.3 Dosimetri CT Scan

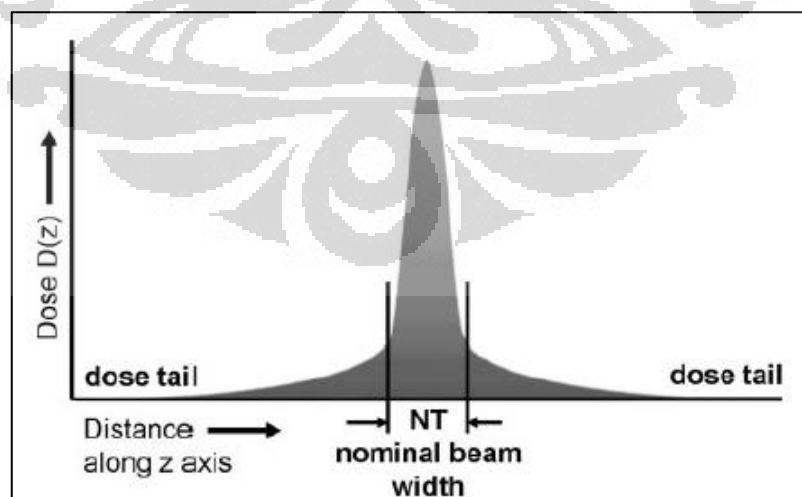
Kuantitas dosimetri yang sering digunakan di CT scan adalah volume *Computed Tomography Dose Index* (CTDI<sub>vol</sub>, mGy), *Dose-Length Product* (DLP, mGy.cm), dan dosis efektif (E, mSv). Kuantitas dosimetri ini masing-masing digunakan untuk mengetahui rata-rata dosis di daerah scan, dosis dari keseluruhan pemeriksaan, dan resiko radiasi dari CT scan [7].

#### 2.3.1 *Computed Tomography Dose Index* (CTDI)

CTDI merupakan konsep utama dalam pengukuran dosis CT scan. CTDI adalah integral profil dosis  $D(z)$  di sepanjang sumbu  $z$  tegak lurus terhadap bidang scan untuk scan aksial tunggal dibagi dengan jumlah irisan tomografi  $N$  dan lebar nominal irisan  $T$ .

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2.1)$$

$D(z)$  merupakan profil dosis serap (mGy) di sepanjang sumbu  $z$  yang tegak lurus terhadap bidang scan. Gambar 2.3 merupakan contoh profil dosis serap di sepanjang sumbu  $z$ .  $N$  adalah jumlah irisan tomografi yang dihasilkan secara serentak dalam satu kali rotasi  $360^\circ$  tabung sinar-x. Nilai CTDI merepresentasikan dosis serap rata-rata di sepanjang sumbu  $z$  [8].



Gambar 2.3 Profil dosis radiasi [9]

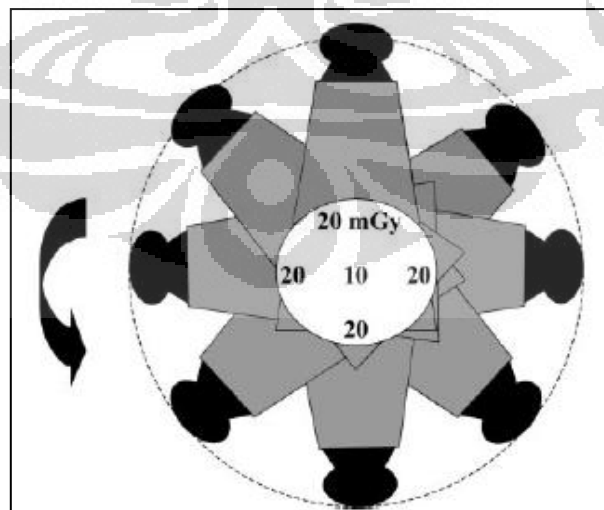
Pengukuran CTDI biasanya menggunakan dosimeter pensil yang memiliki panjang aktif 100 mm [8]. Untuk itu dikembangkan sebuah definisi baru mengenai CTDI yang sesuai dengan ukuran dosimeter yang digunakan yaitu  $CTDI_{100}$ .  $CTDI_{100}$  memiliki batas pengukuran -50 mm hingga +50 mm. Secara matematis ditulis seperti pada persamaan (2.2).

$$CTDI_{100} = \left( \frac{1}{N \cdot T} \right) \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (2.2)$$

Pengukuran  $CTDI_{100}$  dilakukan di udara dan di dalam fantom khusus CTDI. Untuk pengukuran di dalam fantom, CTDI diukur di pusat dan di tepi fantom. Dosis serap dalam fantom berkurang secara radial dari tepi fantom ke pusat fantom [7]. Dosis serap di tepi fantom tubuh sekitar dua kali lebih besar dibanding dosis serap di pusat fantom tubuh [10] seperti yang dapat dilihat pada Gambar 2.4. Untuk mengetahui dosis serap rata-rata di dalam fantom digunakan suatu pembobotan yang dikenal dengan *weighted CTDI* atau  $CTDI_w$ .

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

dengan  $CTDI_{100,center}$  dan  $CTDI_{100,peripheral}$  masing-masing adalah  $CTDI_{100}$  di pusat fantom dan  $CTDI_{100}$  rata-rata di tepi fantom.



Gambar 2.4 Distribusi dosis dalam Fantom Tubuh [10]

CTDI<sub>w</sub> merupakan estimasi dosis rata-rata selama ukuran pasien hampir sama dengan ukuran fantom. Jika ukuran pasien lebih kecil dari ukuran fantom maka dosis serap yang sebenarnya lebih tinggi. Jika ukuran pasien lebih besar maka dosis serap yang sebenarnya lebih rendah [11].

Untuk *scan* secara spiral dikembangkan sebuah konsep CTDI yang memperhitungkan pengaruh pergerakan meja atau *pitch* yaitu volume CTDI (CTDI<sub>vol</sub>).

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (2.4)$$

*Pitch* merupakan perbandingan besar pergerakan meja untuk satu kali rotasi 360° (I) dengan lebar berkas terkolimasi NT [10]. Secara matematis dinyatakan pada persamaan (2.5).

$$Pitch = \frac{I}{NT} \quad (2.5)$$

CTDI digunakan sebagai indeks dosis radiasi yang dihasilkan oleh CT *scan* namun bukan merupakan estimasi akurat dosis radiasi yang didapatkan oleh masing-masing pasien. Walaupun fantom merefleksikan atenuasi yang hampir sama dengan pasien, namun fantom PMMA yang homogen tidak menyerupai tipe berbagai jaringan dan heterogenitas pada pasien [11].

### 2.3.2 Dose-Length Product (DLP)

DLP adalah jumlah dosis serap dari keseluruhan rangkaian *scan*. DLP merupakan perkalian antara CTDI<sub>vol</sub> dan panjang *scan* L.

$$DLP(mGy.cm) = CTDI_{vol} (mGy) \times L(cm) \quad (2.6)$$

*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* memberikan suatu nilai batasan CTDI<sub>w</sub> dan DLP untuk berbagai jenis pemeriksaan CT [7] seperti yang dapat dilihat pada Tabel 2.1.



Tabel 2.1 Level Referensi Diagnostik untuk berbagai jenis pemeriksaan CT

Pemeriksaan	Level Referensi Diagnostik	
	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)
Kepala Rutin	60	1060
Wajah dan Sinus	35	360
Trauma Vertebral	70	460
Thorax Rutin	30	650
HRCT atau Paru-paru	35	280
Abdomen Rutin	35	780
Liver atau Limfa	35	900
Pelvis Rutin	35	570
Osseous Pelvis	25	520

### 2.3.3 Dosis Efektif

Ada tiga jenis besaran dosimetri yaitu dosis serap ( $D$ ), dosis ekuivalen ( $H$ ) dan dosis efektif ( $E$ ). Dosis serap ( $D$ ) merupakan energi rata-rata ( $dE$ ) yang diserap oleh bahan per satuan massa bahan tersebut ( $dm$ ). Satuan dosis serap adalah Gray (Gy).

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.7)$$

Dosis ekuivalen ( $H$ ) merupakan turunan dari dosis serap ( $D$ , mGy) yang mempertimbangkan kemampuan radiasi untuk menimbulkan kerusakan pada suatu organ atau jaringan (faktor bobot radiasi,  $w_R$ ). Faktor bobot radiasi untuk foton semua energi adalah 1. Satuan dosis ekuivalen adalah mSv.

$$H = \sum(D \times w_R) \quad (2.8)$$

Dosis efektif ( $E$ , mSv) adalah turunan dosis ekuivalen ( $H$ , mSv) yang mempertimbangkan tingkat kepekaan organ atau jaringan tubuh (faktor bobot jaringan/organ,  $w_T$ ) terhadap efek stokastik akibat radiasi.

$$E = \sum(w_T \cdot H) = \sum(w_T \cdot w_r \cdot D) \quad (2.9)$$

Faktor bobot jaringan  $w_T$  diestimasi untuk setiap organ yang radiosensitif. Faktor bobot jaringan  $w_T$  berdasarkan *International Commission of Radiological Protection* (ICRP) 103 dapat dilihat pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Faktor bobot jaringan  $w_T$  berdasarkan ICRP 103 [12]

Organ	$W_T$
Gonad	0.08
Sumsum Tulang	0.12
Usus Besar	0.12
Paru-paru	0.12
Lambung	0.12
Payudara	0.12
Kandung Kemih	0.04
Hati	0.04
Oesophagus (timus)	0.04
Tiroid	0.04
Kulit	0.01
Tulang (permukaan)	0.01
Otak	0.01
Salivary Glands	0.01
Organ atau jaringan tubuh sisanya	0.12

Organ atau jaringan tubuh sisa merupakan kelompok organ atau jaringan yang sensitifitasnya untuk menginduksi efek radiasi sangat rendah. Organ atau jaringan yang termasuk dalam kelompok ini adalah adrenal, jalur pernafasan *extrathoracic*, kandung empedu, jantung, ginjal, nodus limfa, otot, oral mukosa, pankreas, uterus/prostate, usus halus, limfa, dan timus [13].

Dosis efektif pada parameter *scan* yang sama tergantung kepada ukuran pasien. Dosis efektif akan lebih tinggi untuk pasien yang berukuran kecil dan pasien anak-anak, dan relatif lebih rendah untuk pasien yang berukuran besar [7].

## 2.4 Faktor Fantom

Fantom faktor merupakan perbandingan CTDI<sub>w</sub> terhadap CTDI<sub>air</sub> [14] dan secara matematis dapat dinyatakan seperti persamaan (2.10).

$$Phantom\ factor = \frac{nCTDI_w}{nCTDI_{air}}, \quad (2.10)$$

dengan nCTDI<sub>w</sub> dan nCTDI<sub>air</sub> secara berturut-turut adalah nilai CTDI di fantom dan CTDI di udara yang normalisasi terhadap mAs. Nilai faktor fantom berbeda untuk fantom kepala dan fantom tubuh dan spesifik untuk CT scanner tertentu. Sebagai contoh, nilai faktor fantom kepala untuk scanner Siemens Hi Q ialah 0.83 dan nilai faktor fantom tubuh ialah 0.48. Sementara itu, nilai faktor fantom kepala untuk scanner GE 9800 ialah 0.70 dan nilai faktor fantom tubuh ialah 0.31 [15].

## 2.5 Parameter Scan

Parameter-parameter *scan* yang mempengaruhi dosis radiasi yang diterima oleh pasien CT antara lain adalah tegangan tabung sinar-x, besar arus tabung sinar-x, waktu rotasi, dan faktor *pitch*.

### 1. Tegangan tabung sinar-x (kV)

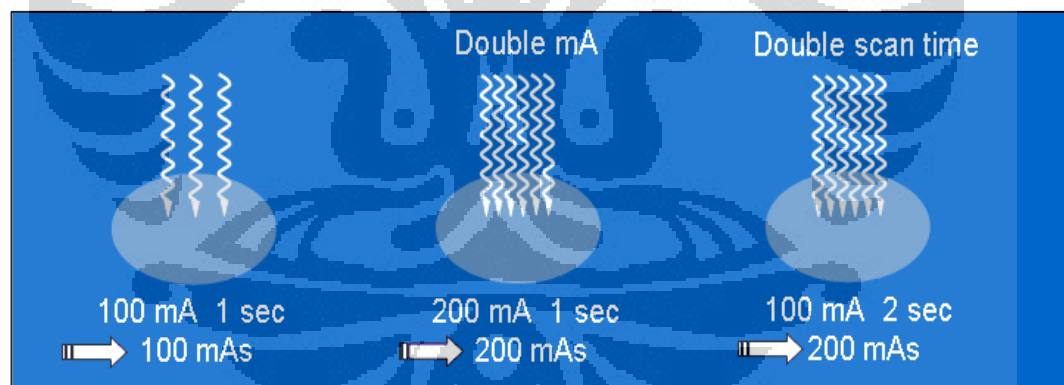
Tegangan tabung sinar-x menentukan besar energi sinar-x yang diemisikan oleh tabung sinar-x. Semakin besar beda tegangan antara anoda dan katoda, elektron akan semakin dipercepat dan sinar-x yang dihasilkan memiliki energi rata-rata yang lebih tinggi [11]. Hal ini akan menghasilkan dosis detektor yang tinggi dan akan menghasilkan citra yang memiliki noise lebih rendah [7].

Energi sinar-x mempengaruhi dosis radiasi pasien secara langsung. Semakin besar kV yang digunakan, semakin besar dosis yang diterima pasien. Begitu juga sebaliknya, semakin kecil kV yang digunakan, dosis yang diterima pasien semakin kecil. Menurut Michael F. McNitt-Gray (2002), kenaikan dari 120 kV menjadi 140 kV pada CT/i scanner (GE Medical System) menghasilkan peningkatan CTDI<sub>w</sub> untuk fantom kepala sebesar 37.5% dan untuk fantom tubuh sebesar 39%.

## 2. Arus tabung sinar-x dan waktu rotasi (mAs)

Arus tabung sinar-x mempengaruhi banyak sinar-x yang dihasilkan. Semakin besar arus yang diberikan, jumlah elektron yang dilepaskan oleh katoda semakin banyak. Jumlah elektron yang menumbuk anoda semakin banyak sehingga berkas sinar-x yang dihasilkan semakin banyak [10]. Dosis radiasi, pada kV dan filtrasi yang tetap, linear terhadap mA. Pengurangan mA menjadi setengah mA awal akan menurunkan radiasi sebesar 50% [16].

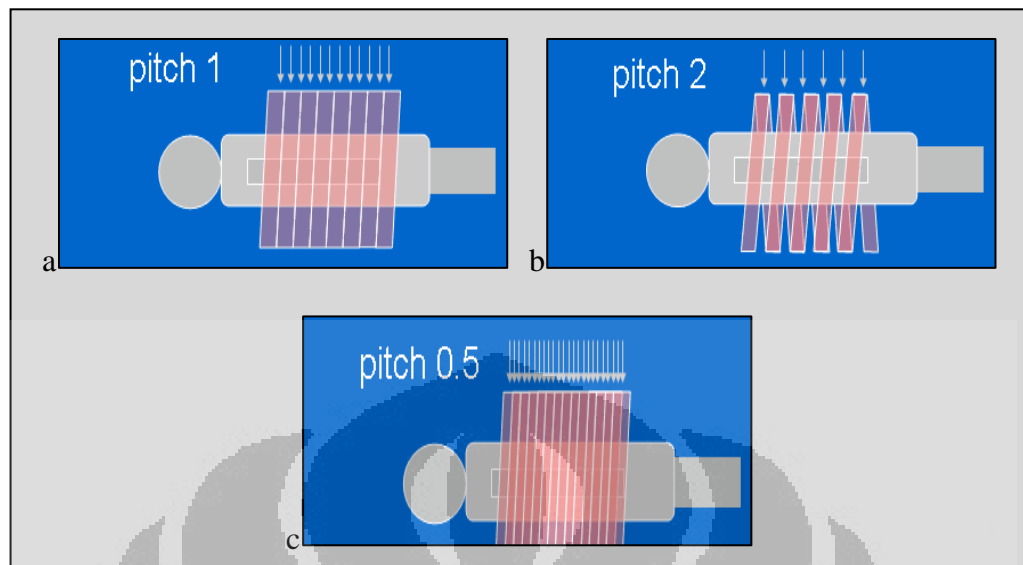
Waktu rotasi adalah waktu yang dibutuhkan oleh tabung sinar-x untuk bergerak  $360^{\circ}$  mengelilingi pasien. Waktu rotasi sangat mempengaruhi waktu *scan*. Untuk panjang *scan* yang sama, dengan waktu rotasi yang lebih cepat, waktu *scan* menjadi lebih singkat. Dosis pasien sebanding terhadap waktu rotasi ketika semua parameter eksposi yang lain konstan [7]. Pengaruh mAs terhadap dosis radiasi diilustrasikan pada Gambar 2.5



Gambar 2.5 Pengaruh mAs terhadap dosis radiasi [17]

## 3. Pitch

*Pitch* memiliki pengaruh langsung terhadap dosis pasien pada *scan* secara spiral. Penggunaan *pitch* sama dengan 1 akan menghasilkan akuisisi yang bersinggungan seperti yang dapat dilihat pada Gambar 2.6a. Nilai CTDI<sub>vol</sub> sama dengan CTDI<sub>w</sub> ketika *pitch* sama dengan 1.



Gambar 2.6 Pitch [17]

*Pitch* yang lebih besar dari 1 akan menimbulkan jarak diantara rotasi yang berurutan seperti yang dapat dilihat pada Gambar 2.6b. Untuk panjang *scan* yang sama, waktu *scan* yang dibutuhkan lebih singkat sehingga akan mengurangi dosis serap yang diterima pasien [11]. *Pitch* yang lebih besar dari 1 digunakan untuk melakukan *scan* yang jangkauannya besar seperti pada pemeriksaan thorak dan abdomen. Pemeriksaan thorak dan abdomen di Rumah Sakit Persahabatan (RSP) menggunakan *pitch* 1.4 [5].

*Pitch* yang lebih kecil dari 1 akan menimbulkan *overlapping* atau tumpang tindih diantara rotasi yang berurutan seperti pada Gambar 2.6c. Penggunaan *pitch* yang lebih kecil dari 1 akan menghasilkan waktu *scan* untuk panjang *scan* yang sama akan lebih besar sehingga akan meningkatkan dosis serap [11]. Contoh pemeriksaan yang menggunakan *pitch* lebih kecil dari 1 adalah pemeriksaan kepala rutin di RSP yang menggunakan *pitch* 0.85 [5].

## BAB III

### METODOLOGI PENELITIAN

Pada bab ini dibahas metode penelitian yang meliputi eksperimen dan penggunaan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4*.

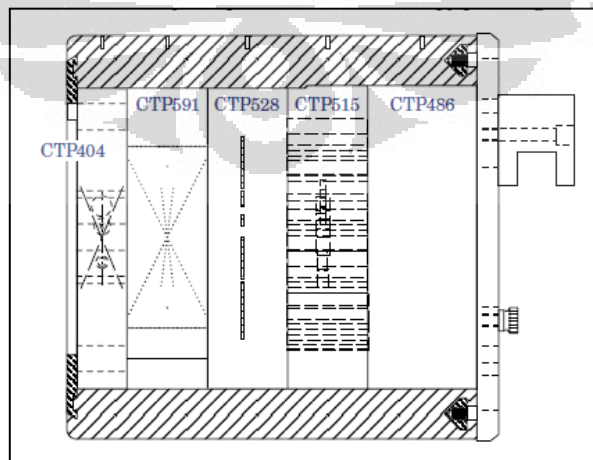
#### 3.1 Lokasi Penelitian

Penelitian ini dilakukan di Instalasi Radiologi Griya Puspa Rumah Sakit Persahabatan (RSP) dengan menggunakan modalitas pesawat CT scan Siemens Somatom Sensation 64.

#### 3.2 Peralatan dan Bahan

##### a. *Catphan 600*

*Catphan 600* digunakan untuk melakukan uji kualitas citra pesawat CT scan yang digunakan dalam penelitian ini. *Catphan 600* merupakan model *catphan* generasi keenam yang didesain untuk mengevaluasi performa maksimum *multi-slice CT scanner*. *Catphan 600* memiliki diameter 15 cm dengan diameter total 20 cm (termasuk lapisan pelindung). *Catphan 600* terbuat dari material solid [18].



Gambar 3.1 *Catphan 600* [18]

Catphan 600 terdiri dari 5 bagian yaitu CTP404, CTP591, CTP528, CTP515, dan CTP486. CTP404 digunakan untuk uji kesejajaran pasien, tebal irisan dan linearitas CT *number*. CTP591 digunakan untuk uji *bead geometry*. CTP528 digunakan untuk uji resolusi spasial dan *point source*. CTP515 digunakan untuk uji *subslice* dan *supra-slice low contrast*, dan CTP486 digunakan untuk uji uniformitas.

#### **b. Fantom Polimethyl Methacrylate (PMMA)**

Fantom yang digunakan dalam penelitian ini adalah fantom silinder berbahan *polymethyl methacrylate* (PMMA) yang khusus untuk pengukuran CTDI. Fantom ini memiliki dimensi panjang 15 cm dan berdiameter 16 cm sebagai fantom kepala dan 32 cm sebagai fantom tubuh. Masing-masing fantom memiliki lima lubang yaitu satu di pusat fantom dan empat lubang berada di tepi fantom tepatnya 1 cm dari permukaan selubung fantom. Posisi lubang di tepi fantom dapat direpresentasikan bersesuaian dengan posisi jam 12, 3, 6, dan 9.

#### **c. Dosimeter Pensil untuk Pengukuran Output Pesawat CT**

Sesuai dengan rekomendasi *International Atomic Energy Agency* (IAEA) dalam *Technical Report Series 457* (TRS 457), jenis dosimeter yang digunakan untuk pengukuran output CT ialah dosimeter pensil dengan panjang aktif 10 cm. Dosimeter yang digunakan dalam penelitian ini adalah dosimeter Unfors Xi.

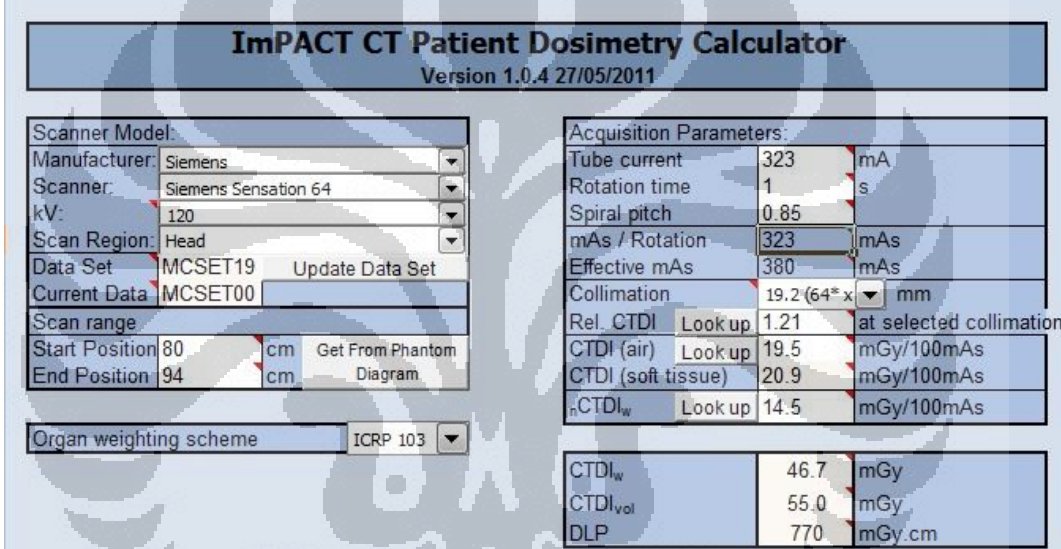
Dosimeter Unfors Xi terdiri dari Xi Base Unit dan Xi CT Detektor. Xi Base Unit yang digunakan adalah 8201023-B Xi Base Unit Platinum w/mAs dengan nomor serial 156019. Xi Base Unit ini dikalibrasi pada tanggal 25 Mei 2011. Detektor yang digunakan adalah 8202041-B Xi CT Detektor Platinum, dengan nomor serial 157702. Detektor ini dikalibrasi pada tanggal 23 Mei 2011.

#### **d. Perangkat Lunak Dosimetri CT**

Perangkat lunak dosimetri CT yang tersedia secara komersial dapat digunakan untuk menghitung estimasi dosis efektif pasien dan *dose-length product* (DLP) pada berbagai jenis pemeriksaan CT. Pada penelitian ini digunakan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version*

1.0.4. untuk menghitung estimasi dosis efektif dan DLP. Gambar 3.2 merupakan dislay pada bagian kalkulasi perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4*.

Untuk mengetahui estimasi dosis efektif menggunakan program *ImPACT CT Dosimetry Calculator* dibutuhkan beberapa parameter yang berkaitan dengan *scanner* dan akusisi data seperti yang dapat dilihat pada Gambar 3.2. Data *scanner* yang dibutuhkan adalah manufaktur *scanner* dan tipe *scanner*. Manufaktur pesawat CT *scan* yang digunakan dalam penelitian ini adalah Siemens. Tipe *scanner* yang digunakan adalah Siemens Sensation 64.



ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator			
Version 1.0.4 27/05/2011			
<b>Scanner Model:</b>			
Manufacturer:	Siemens	▼	
Scanner:	Siemens Sensation 64	▼	
kV:	120	▼	
Scan Region:	Head	▼	
Data Set:	MCSET19	Update Data Set	
Current Data:	MCSET00		
Scan range			
Start Position	80	cm	Get From Phantom
End Position	94	cm	Diagram
Organ weighting scheme			
	ICRP 103	▼	
<b>Acquisition Parameters:</b>			
Tube current	323	mA	
Rotation time	1	s	
Spiral pitch	0.85		
mAs / Rotation	323	mAs	
Effective mAs	380	mAs	
Collimation	19.2 (64* x)	mm	
Rel. CTDI	Look up 1.21		at selected collimation
CTDI (air)	Look up 19.5	mGy/100mAs	
CTDI (soft tissue)	Look up 20.9	mGy/100mAs	
nCTDI <sub>w</sub>	Look up 14.5	mGy/100mAs	
<b>Summary:</b>			
CTDI <sub>w</sub>	46.7	mGy	
CTDI <sub>vol</sub>	55.0	mGy	
DLP	770	mGy.cm	

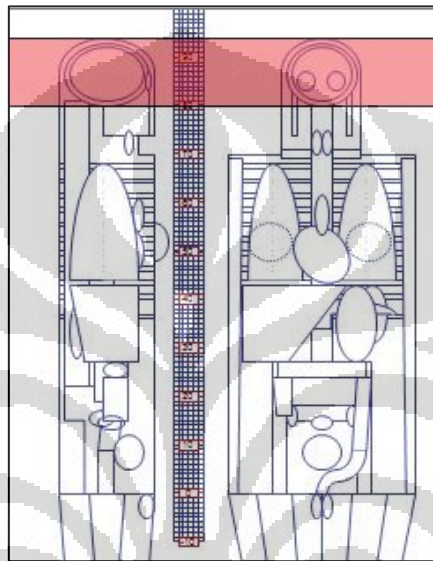
Gambar 3.2 Tampilan bagian *scan calculation* di *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4* [13]

Data yang diperlukan dibagian parameter akuisisi adalah tegangan tabung sinar-x (kV), arus tabung sinar-x (mA), waktu rotasi (s), kolimasi berkas, *pitch*, dan CTDI<sub>air</sub> normalisasi terhadap 100 mAs. Data mA yang diperlukan adalah data mA nominal *scanner*. Nilai nCTDI<sub>air</sub> yang digunakan bisa dari nilai nCTDI<sub>air</sub> hasil pengukuran atau dari nilai nCTDI<sub>air</sub> yang tersedia di database *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator*.

Daerah *scan* terdiri dari kepala dan tubuh. Jangkauan *scan* ditentukan dari posisi awal dan posisi akhir *scan*. Penentuan posisi awal dan posisi akhir *scan* diatur melalui diagram fantom yang tersedia di perangkat lunak ini. Diagram



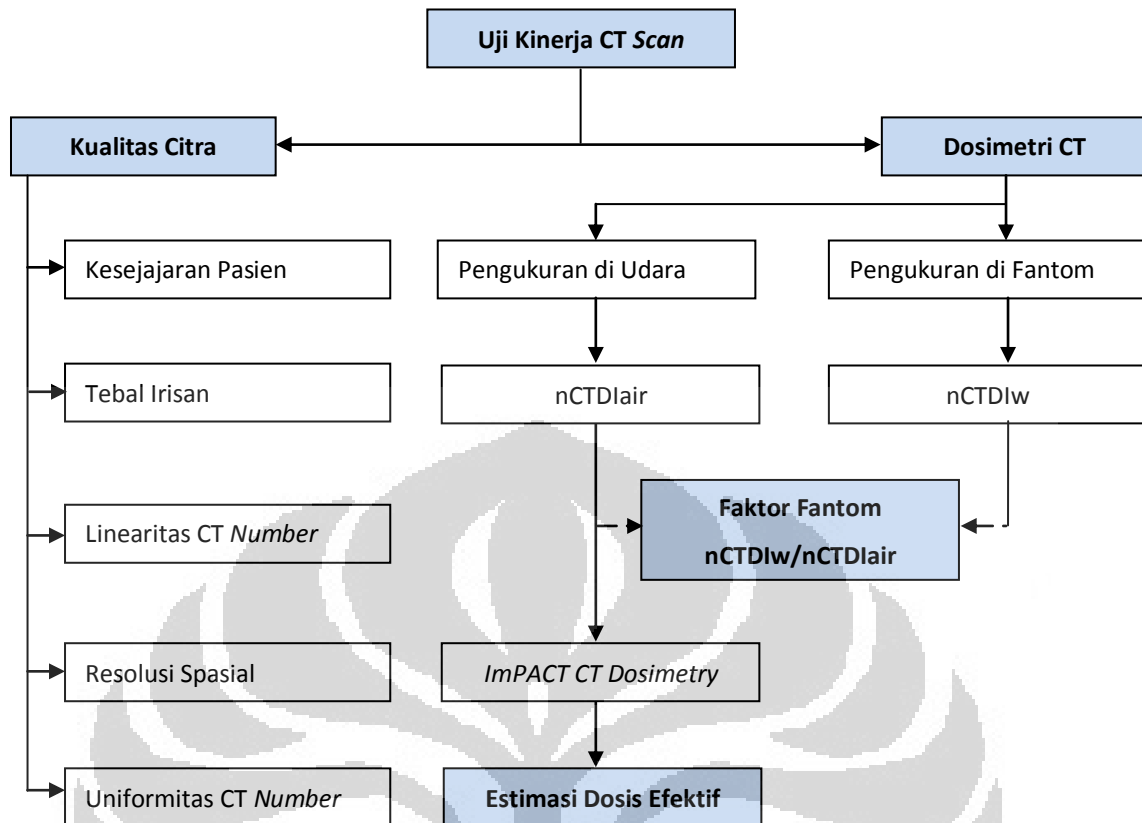
phantom seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.3 menampilkan posisi organ phantom relatif terhadap nomor skala, dimana nilai 0 adalah basis batang tubuh [13]. Phantom hermaphrodit tidak merepresentasikan dimensi ukuran pasien yang sebenarnya. Cara terbaik untuk menentukan panjang *scan* di phantom ini adalah panjang *scan* yang mencakup organ yang terkena iradiasi [19]. Faktor bobot jaringan yang digunakan di perangkat lunak ini adalah berdasarkan ICRP 103.



Gambar 3.3 Phantom Hermaphrodit di perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator version 1.0.4*.

### 3.3 Metode Penelitian

Secara garis besar, skema penelitian ditunjukkan pada Gambar 3.4. Penelitian ini terdiri dari dua bagian yaitu uji kualitas citra dan dosimetri CT *scan*. Uji kualitas citra dilakukan untuk mengetahui kinerja pesawat CT *scan* yang digunakan. Uji kualitas citra meliputi uji sistem kesejajaran pasien, pengukuran tebal irisan, linearitas CT *number*, resolusi spasial dengan menggunakan 1 hingga 21 pasangan garis tiap cm, nilai rata-rata CT *number*, dan uniformitas CT *number*. Dosimetri CT terdiri dari pengukuran CTDI dan estimasi dosis efektif pasien pemeriksaan CT. Nilai CTDI diperoleh dengan melakukan pengukuran output radiasi di udara maupun di dalam phantom. Penentuan nilai phantom faktor menjadi hal utama pada penelitian ini.



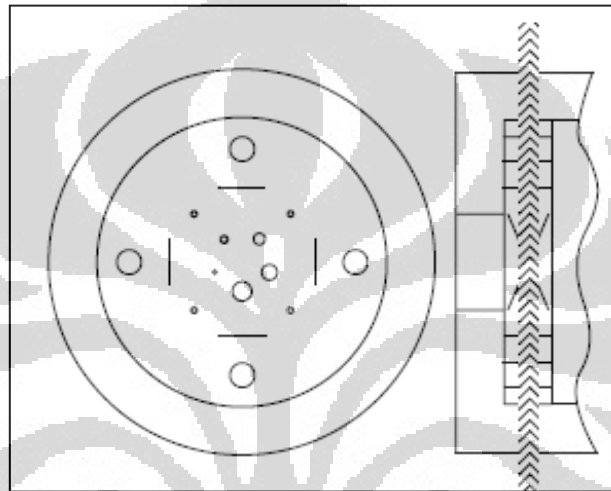
Gambar 3.4 Skema penelitian

### 3.3.1 Uji Kualitas Citra

Uji kualitas citra yang dilakukan pada penelitian ini dilakukan berdasarkan standar yang terdapat pada *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing* yang dikeluarkan oleh *Radiological Council of Western Australia* [20] dan *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard* [21] di Inggris.

Untuk pengukuran kualitas citra menggunakan *catphan*, kotak *catphan* diletakkan di atas meja pasien dengan engsel kotak menjauhi gantri. Setelah itu penutup kotak dibuka. *Catphan* dipindahkan dari kotak dan digantung di ujung kotak. Kotak dipastikan stabil terhadap berat fantom. *Level* atau *waterpass* digunakan memastikan posisi *catphan* sudah datar atau rata. Posisi fantom diatur sehingga bagian tengah titik-titik yang berada di bagian atas *catphan* sejajar dengan penunjuk berkas (laser). Setelah itu tinggi meja pasien diatur sehingga titik di bagian samping dan di bagian atas *catphan* sejajar dengan laser [22].

Setelah posisi fantom diatur, langkah selanjutnya adalah melakukan verifikasi posisi fantom dengan cara melakukan *scan* pada CTP404. Faktor eksposi yang digunakan ialah 120 kV dan 380 mAs. Kolimasi berkas yang digunakan ialah 10 mm. Posisi dan kesejajaran fantom dapat diketahui dari citra hasil *scan*. Posisi fantom yang benar ditunjukkan oleh Gambar 3.5. Apabila posisi fantom yang benar telah diperoleh, uji kualitas citra dengan *catphan* dapat dilakukan.

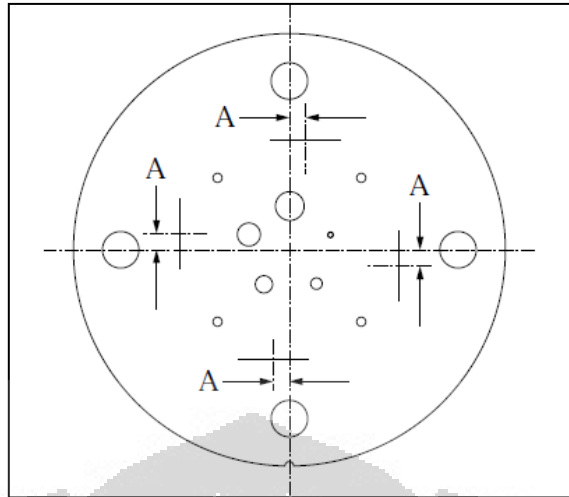


Gambar 3.5 Ilustrasi kesejajaran fantom yang benar.

#### a. Uji sistem kesejajaran pasien

Citra yang digunakan untuk evaluasi sistem kesejajaran pasien adalah citra hasil *scan* pada CTP404. Untuk mengetahui keakuratan kesejajaran berkas pada sumbu-z, dilakukan pengukuran jarak dari pusat *ramp* ke pusat fantom, A, seperti pada Gambar 3.6. Keakuratan kesejajaran berkas pada sumbu-z dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (3.1). Berdasarkan aturan dari *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard* di Inggris nilai toleransi untuk sistem kesejajaran pasien ini adalah 2 mm.

$$\Delta z \text{ (mm)} = A \text{ (mm)} \times 0.42 \quad (3.1)$$

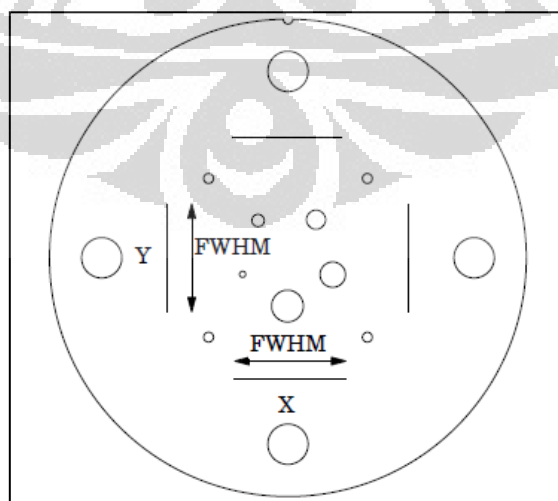


Gambar 3.6 Metode perhitungan kesejajaran pada sumbu-z.

#### b. Tebal irisan

Citra yang digunakan untuk uji tebal irisan adalah citra CTP404. Untuk mengevaluasi tebal irisan ( $Z$ , mm), dilakukan pengukuran panjang *Full Width at Half Maximum* (FWHM) pada keempat *wire ramp* seperti yang dapat dilihat pada Gambar 3.7. Setelah nilai FWHM diperoleh, tebal irisan ( $Z$ , mm) dihitung dengan menggunakan persamaan (3.2). Berdasarkan aturan dari *Radiological Council of Western Australia*, ukuran tebal irisan hasil kalkulasi harus dalam  $\pm 0.5$  mm nominal tebal irisan.

$$(Z, mm) = FWHM \times 0.42 \quad (3.2)$$



Gambar 3.7 Ilustrasi pengukuran FWHM pada CTP404

Untuk menentukan FWHM *wire*, nilai *CT number* maksimum *wire* dan nilai *CT number* latar belakang harus diketahui. Perangkat lunak yang digunakan dalam penentuan FWHM pada penelitian ini adalah ImageJ. Pada perangkat lunak ImageJ nilai *window width* dan *window level* citra dapat diatur. Untuk menentukan nilai *CT number* maksimum *wire*, *window width* diatur menjadi 1. Nilai *window level* diatur hingga diperoleh suatu nilai dimana citra *ramp* hilang. Nilai *CT number* pada *window level* ini adalah nilai *CT number* maksimum.

Fungsi *region of interest* (ROI) digunakan untuk mengetahui nilai *CT number* rata-rata di dekat *ramp* (*CT number* latar belakang). Setelah nilai *CT number* maksimum dan latar belakang (*background*) diperoleh, dilakukan beberapa perhitungan untuk menentukan nilai *half maximum*:

$$\text{Net peak} = \text{CT number peak} - \text{CT number background} \quad (3.3)$$

$$50\% \text{ net peak} = \text{net peak} / 2 \quad (3.4)$$

$$\text{Half maximum} = 50\% \text{ net peak} + \text{CT number background} \quad (3.5)$$

Setelah nilai *half maximum* diperoleh, pengukuran FWHM *ramp* dapat dilakukan. Pengukuran FWHM dilakukan pada kondisi *window width* 1 dan nilai *window level* pada *half maximum*.

### c. Linearitas *CT number*

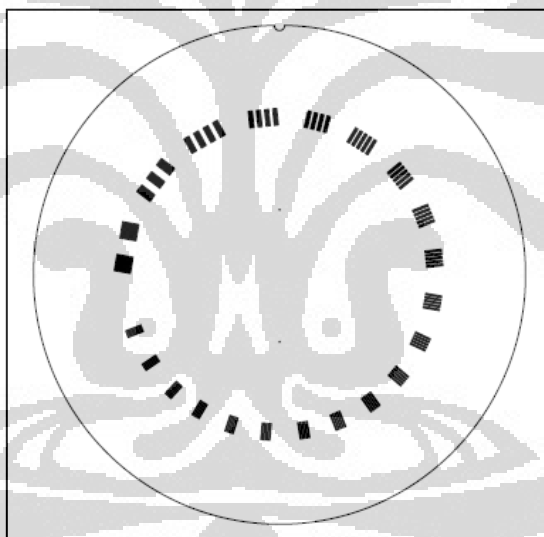
Hasil *scan* pada CTP404 digunakan untuk melakukan uji linearitas *CT number* terhadap densitas elektron beberapa material. Pada CTP404 terdapat beberapa material yaitu udara, *polymethoxyphenyl* (PMP), *low density polyethylene* (LDPE), *polystyrene*, akrilik, delrin dan teflon. Masing-masing material memiliki densitas elektron tertentu.

*CT number* masing-masing material di citra CT diharapkan memiliki hubungan yang linear dengan koefisien atenuasi linear. Untuk kemudahan penggunaan, koefisien atenuasi linear material pada energi efektif berkas diganti dengan densitas elektron per unit volume. Berdasarkan aturan dari *Radiological Council of Western Australia*, koefisien korelasi antara *CT number* dan densitas elektron harus lebih besar dari 0.990.

#### d. Resolusi Spasial

Resolusi spasial merupakan kemampuan alat untuk menampilkan dua objek yang berdekatan sebagai citra yang terpisah. Uji resolusi spasial dilakukan dengan menggunakan citra CTP528. CTP528 terdiri dari 1 hingga 21 pasangan garis tiap cm seperti yang dapat dilihat pada Gambar 3.8. Faktor eksposi yang digunakan untuk pengukuran resolusi spasial ialah 120 kV dan 500 mAs. Kolimasi berkas yang digunakan ialah 10 mm.

Berdasarkan aturan di *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing* yang dikeluarkan oleh *Radiological Council of Western Australia*, faktor mAs yang digunakan untuk uji resolusi spasial ialah 700 mAs. Namun, pesawat CT scan Siemens Sensation 64 tidak bisa digunakan dalam kondisi 700 mAs sehingga digunakan faktor 500 mAs.

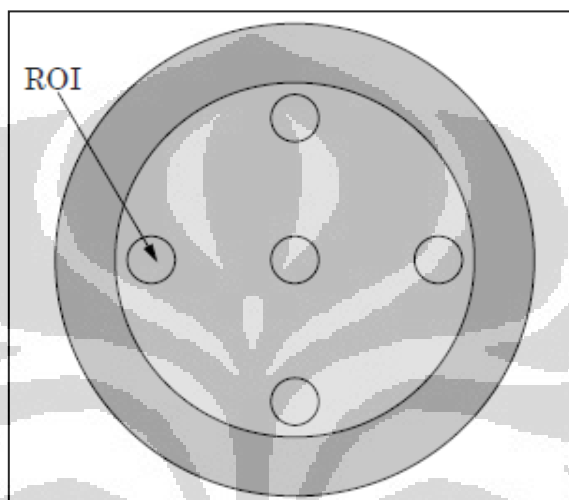


Gambar 3.8 CTP528 untuk uji resolusi spasial

#### e. Uniformitas

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui nilai rata-rata dan uniformitas CT number. Bagian *catphan* yang digunakan adalah CTP486. CTP486 terbuat dari material *uniform* yang memiliki CT number sekitar 2% (0 - 20HU) CT number air. Faktor eksposi yang digunakan ialah 120 kV dan 380 mAs. Kolimasi berkas yang digunakan ialah 10 mm.

Presisi sistem CT dievaluasi dengan cara mengukur nilai rata-rata dan deviasi standar CT *number* dalam *region of interest* (ROI). Pengukuran CT *number* dilakukan pada posisi yang berbeda seperti yang dapat dilihat pada Gambar 3.9. Berdasarkan aturan *Radiological Council of Western Australia*, uniformitas CT *number* pada ROI bagian pusat fantom harus dalam  $\pm 2$  HU rata-rata CT *number* di setiap ROI bagian tepi fantom.



Gambar 3.9 Ilustrasi CTP486 untuk uji uniformitas

### 3.3.2 Dosimetri CT

#### 3.3.2.1 Metode Pengukuran

Pengukuran CTDI dilakukan pada kolimasi berkas 1 x 5 mm, 20 x 0.6 mm, 1 x 10 mm, 12 x 1.2 mm, 30 x 0.6 mm, 64 x 0.6 mm, dan 24 x 1.2 mm. Pengukuran CTDI dilakukan berdasarkan aturan TRS 457 yaitu metode *scan* aksial tunggal. Namun, kolimasi 20 x 0.6 mm dan 64 x 0.6 mm tidak tersedia untuk *scan* secara aksial. Kedua kolimasi ini dapat digunakan untuk *scan* secara aksial apabila dilakukan pengaturan melalui mode service. Namun, dalam penelitian ini pengukuran CTDI tidak bisa dilakukan pada mode service. Untuk itu, pengukuran CTDI pada kedua kolimasi tersebut dilakukan dengan metode *scan* secara spiral.

Metode pengukuran CTDI secara spiral adalah dengan melakukan *scan* pada waktu *scan* tertentu sehingga panjang *scan* tidak melebihi panjang volume aktif dosimeter yang digunakan yaitu 100 mm. Pengukuran CTDI pada kolimasi

berkas yang digunakan pada *scan* secara spiral didasarkan pada asumsi bahwa laju dosis di titik pengukuran independen terhadap posisi tabung, dosis dari keseluruhan rotasi merupakan jumlah signal  $Q$  per satuan waktu pengukuran  $t_s$  dikali waktu rotasi  $F$  dan faktor kalibrasi  $c$  [6].

$$D = \frac{c \cdot Q \cdot F}{t_s} \quad (3.6)$$

Persamaan (3.6) disubstitusi ke persamaan  $CTDI_{100}$ , sehingga diperoleh persamaan (3.7) untuk kalkulasi  $CTDI_{100}$ .

$$CTDI_{100} = \left( \frac{1}{N \cdot T} \right) \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz = \left( \frac{c}{N \cdot T} \right) \int_{-50mm}^{50mm} \frac{Q(z) \cdot F}{t_s} dz \quad (3.7)$$

Kolimasi berkas (24 x 1.2) mm digunakan pada mode *scan* secara sekuensial dan mode *scan* secara spiral. Pengukuran CTDI pada kolimasi (24 x 1.2) mm dilakukan dengan kedua metode pengukuran yaitu metode *scan* aksial tunggal dan metode *scan* spiral. Hal ini dilakukan untuk mengetahui perbedaan dosis radiasi antara kedua metode pengukuran. Asumsi awal adalah nilai CTDI pada kolimasi berkas (24 x 1.2) mm yang diperoleh dari kedua metode pengukuran adalah sama.

### 3.3.2.2 Linearitas Output CT

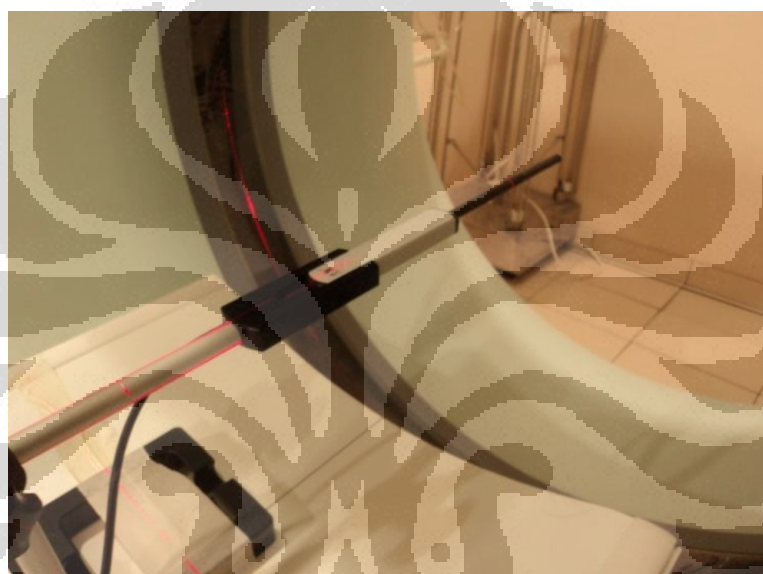
Pengukuran ini bertujuan untuk mengetahui hubungan antara output CT *scan* dengan faktor mAs. Faktor eksposi yang digunakan ialah 120 kV dengan variasi nilai mAs yaitu 100, 150, 200, 250, dan 300 mAs. Kolimasi berkas yang digunakan ialah 1 x 10 mm. Nilai koefisien linearitas diperoleh melalui persamaan (3.8). Berdasarkan aturan *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing* yang dikeluarkan oleh *Radiological Council of Western Australia*, nilai koefisien linearitas harus  $\leq 0.1$ .

$$\text{koefisien linearitas} = \frac{X_{\max} - X_{\min}}{X_{\max} + X_{\min}} \quad (3.8)$$



### 3.3.2.3 Pengukuran CTDI di Udara

Pada pengukuran CTDI di udara, posisi gantri dipastikan pada  $0^0$ . Dosimeter Unfors Xi diletakkan pada tiang pendukung di atas meja pasien dengan penjepit yang tidak menutupi volume aktif dosimeter. Posisi dosimeter diatur sedemikian rupa dengan bantuan laser, sehingga pusat volume aktif dosimeter berada pada pusat rotasi gantri di ujung luar meja pasien [3]. Setelah itu dilakukan eksposi sesuai dengan parameter eksposi yang sudah ditentukan. Gambar 3.10 merupakan gambar pengukuran CTDI di udara.



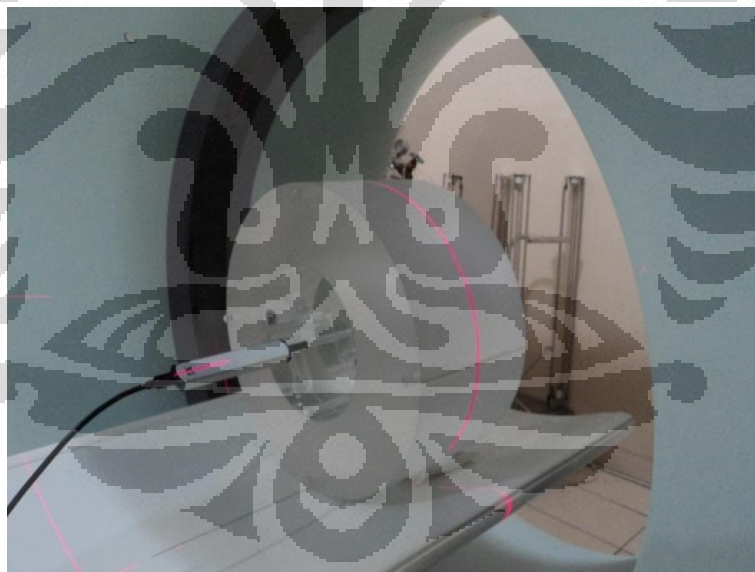
Gambar 3.10 Pengukuran CTDI di udara

Tegangan tabung sinar-x yang digunakan untuk pengukuran CTDI di udara adalah 120 kV dan 140 kV. Tujuannya adalah untuk mengetahui besar peningkatan output radiasi, dalam hal ini nilai CTDI<sub>air</sub>, terhadap kenaikan tegangan tabung sinar-x. Faktor mAs yang digunakan adalah 200 mAs dan waktu rotasi 1 detik. Pengukuran CTDI dilakukan pada semua kolimasi berkas yang tersedia untuk *scan* kepala dan tubuh. Pengukuran CTDI di udara hanya dilakukan pada mode *scan* kepala. Hal ini dilakukan karena filter yang digunakan untuk mode *scan* kepala dan tubuh sama yaitu Titanium 1.2 cm [5]. Semua nilai CTDI hasil pengukuran dinormalisasi terhadap 100 mAs

### 3.3.2.4 Pengukuran CTDI di Fantom

Pada pengukuran CTDI di fantom, posisi gantri CT dipastikan pada kondisi  $0^0$ . Fantom diletakkan di atas meja pasien dengan posisi *eksternal marking* fantom bersesuaian dengan penunjukan laser. Dengan demikian, sumbu fantom koinciden dengan sumbu *scanner* [3]. Setelah itu, dosimeter pensil dimasukkan ke dalam lubang yang terletak di pusat fantom, untuk kemudian dilakukan eksposi sesuai parameter klinis yang telah dipilih. Pengukuran juga dilakukan pada 4 lubang lainnya yang berada pada posisi tepi fantom. Gambar 3.11 merupakan gambar pengukuran CTDI di fantom tubuh.

Parameter eksposi yang digunakan untuk pengukuran CTDI di fantom ialah 120 kV, 200 mAs, dan waktu rotasi 1 detik. Pengukuran CTDI dilakukan di fantom kepala dan fantom tubuh. Nilai CTDI<sub>vol</sub> yang terdapat pada displai pesawat CT *scan* dicatat. Nilai ini digunakan untuk mengetahui perbedaan relatif CTDI<sub>w</sub> pengukuran terhadap CTDI<sub>w</sub> displai pesawat CT *scan*.



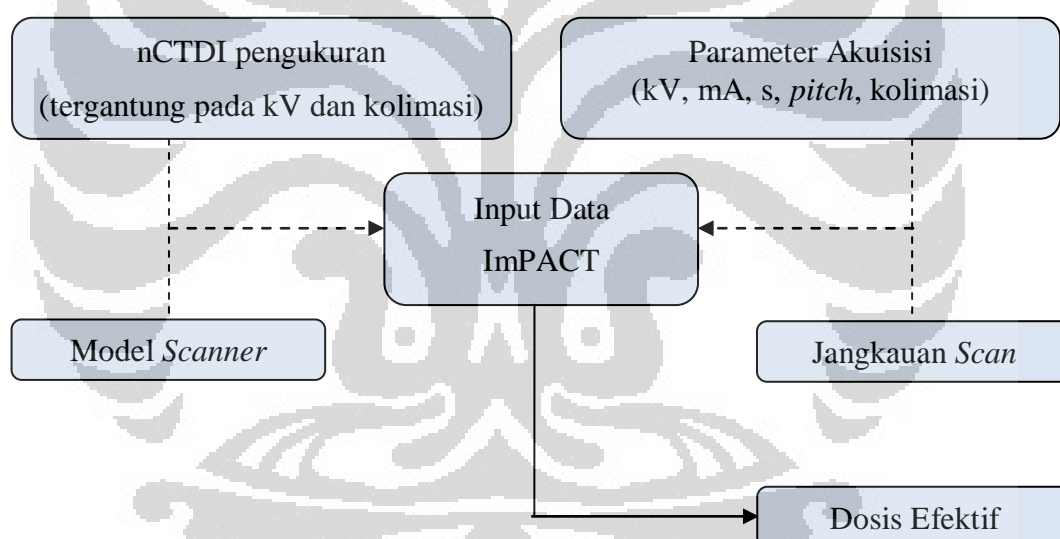
Gambar 3.11 Pengukuran CTDI di Fantom Tubuh

Berdasarkan aturan *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard* di Inggris, batas toleransi untuk pengukuran CTDI adalah 20% dari nilai *baseline*. Nilai CTDI yang ada di displai *scanner* dijadikan sebagai *baseline*.

### 3.3.2.5 Estimasi Dosis Efektif

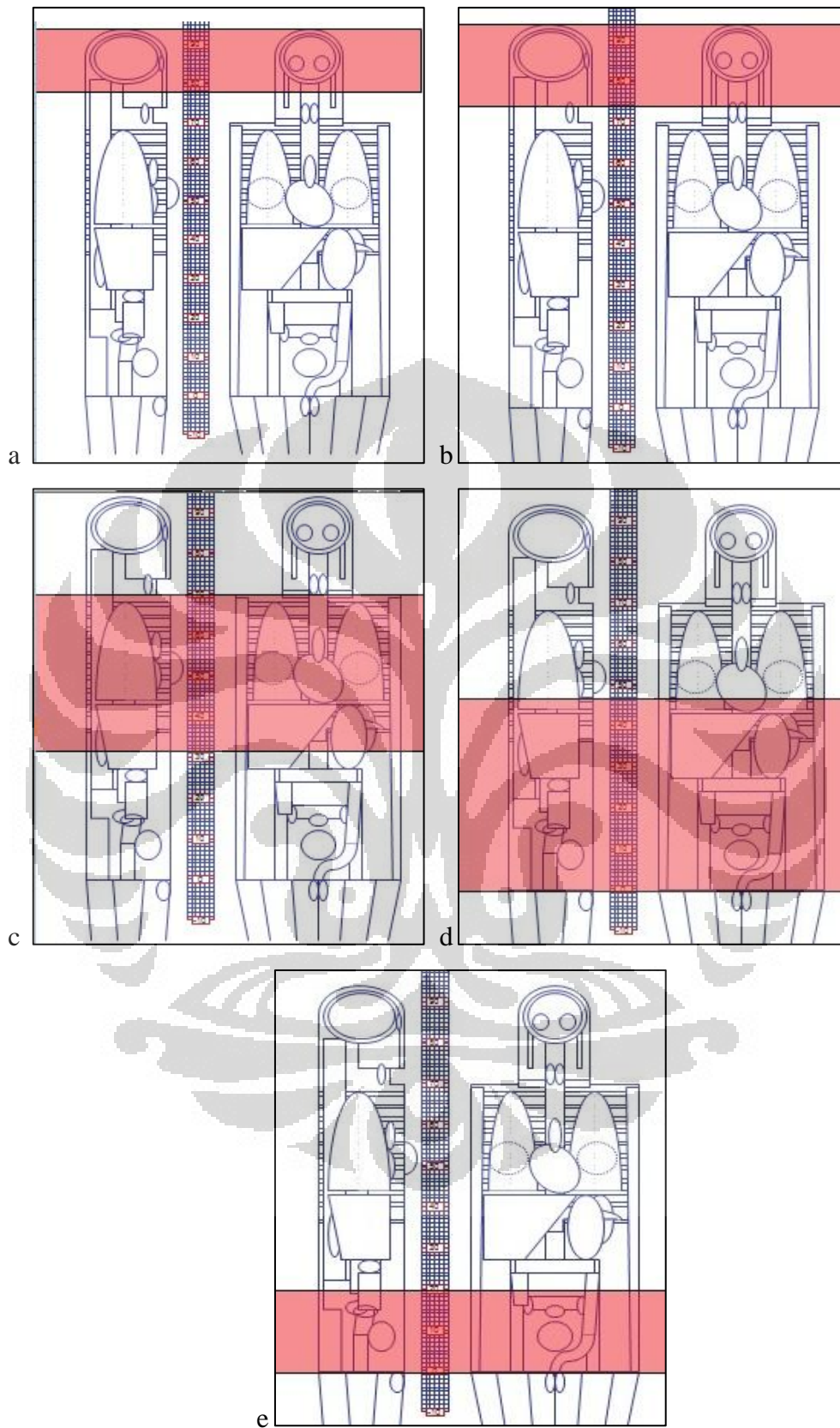
Estimasi dosis efektif pemeriksaan CT dihitung menggunakan nilai nCTDIair hasil pengukuran yang dikoreksi dengan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator*. Gambar 3.12 merupakan diagram alir estimasi dosis efektif menggunakan nilai normalisasi CTDI di udara dan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator*.

Data yang diperlukan dalam estimasi dosis efektif adalah data model *scanner*, parameter akuisisi, nCTDIair pengukuran, dan jangkauan *scan*. Nilai nCTDIair pengukuran yang digunakan disesuaikan dengan kV dan kolimasi berkas yang digunakan pada pemeriksaan setiap pasien. Jangkauan *scan* ditentukan dari posisi awal dan posisi akhir *scan*. Posisi awal dan posisi akhir *scan* pada fantom hermaprodit dapat dilihat pada Tabel 3.1.



Gambar 3.12 Skema perhitungan dosis efektif

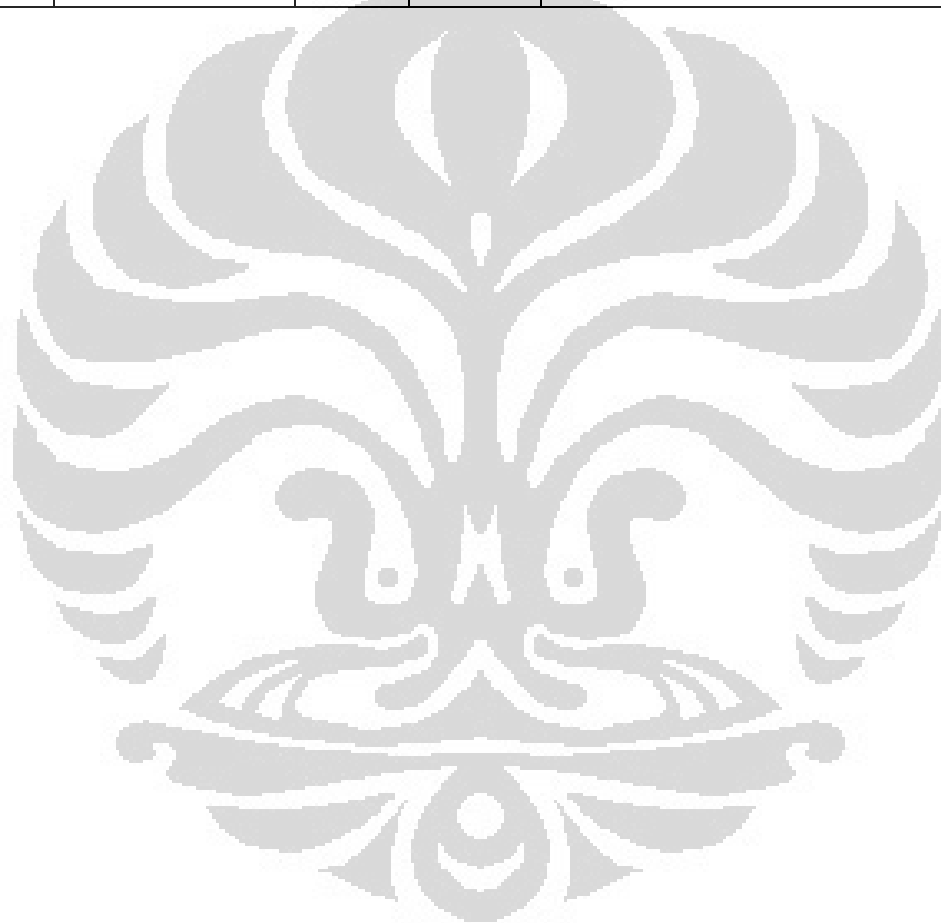
Estimasi dosis efektif yang dilakukan pada penelitian ini adalah estimasi dosis efektif berdasarkan fantom hermaprodit yang ada di perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry*. Posisi awal dan posisi akhir *scan* pada fantom hermaprodit sama untuk setiap pasien karena setiap pasien di *scan* pada daerah yang sama. Untuk mengatasi masalah perbedaan panjang *scan* di *ImPACT CT Dosimetry* dengan panjang *scan* sebenarnya, dilakukan koreksi mA sehingga nilai DLP pada *ImPACT CT Dosimetry* sama dengan nilai DLP masing-masing pasien.



Gambar 3.13 Jangkauan *scan* untuk pemeriksaan: a. kepala rutin, b. kepala trauma, c. thorak, d. abdomen, dan e. pelvis

Tabel 3.1 Jangkauan *scan* pada fantom hermaprodit

No	Pemeriksaan	Posisi Awal	Posisi Akhir	Keterangan
1	Kepala Rutin	78	94	<i>Vertex</i> hingga <i>maxila</i>
2	Kepala Trauma	74	94	<i>Vertex</i> hingga <i>mandibula</i>
3	Thorak	32	70	<i>Apex</i> hingga pertengahan ginjal
4	Abdomen	0	47	Diafragma hingga <i>symphisis pubis</i>
5	Pelvis	0	20	<i>Crista illiaca</i> hingga <i>symphisis pubis</i>



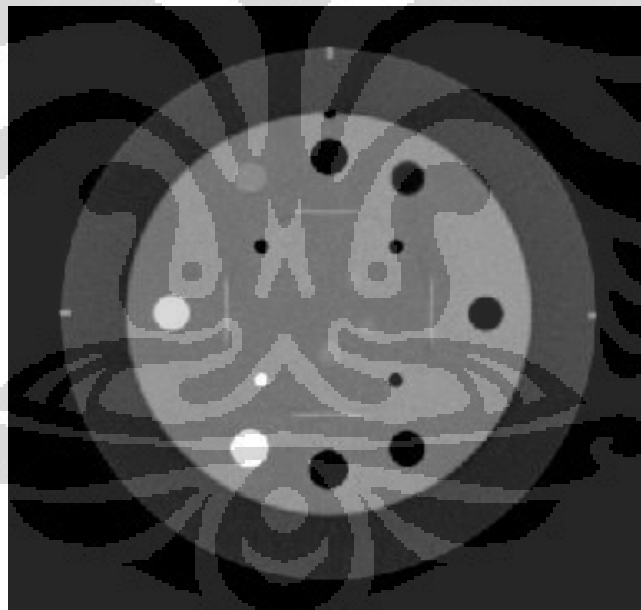
## BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

### 4.1 Kualitas Citra CT Scan

Uji kualitas citra yang dilakukan pada penelitian ini adalah uji sistem *alignment* (kesejajaran) pasien, pengukuran tebal irisan, linearitas CT *number*, resolusi spasial, dan uniformitas CT *number*.

#### 4.1.1 Verifikasi Posisi *Catphan*

Verifikasi posisi *catphan* ditunjukkan pada Gambar 4.1. Posisi *ramp* yang simetri terhadap sumbu x dan sumbu y menandakan posisi kesejajaran fantom yang sudah tepat.



Gambar 4.1 Verifikasi posisi *Catphan*

#### 4.1.2 Sistem Kesejajaran Pasien

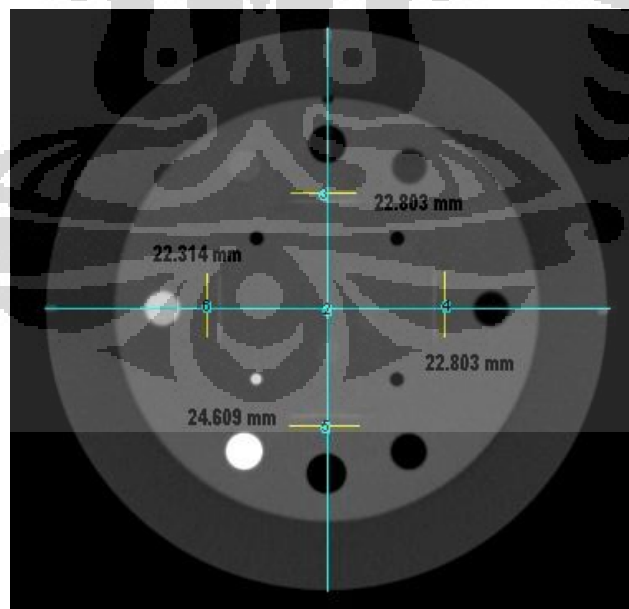
Jarak antara pusat *ramp* dengan pusat fantom, A (mm), dapat dilihat pada Tabel 4.1. Ketidaksejajaran pada sumbu-z yang diperoleh,  $\Delta z$  (mm), ialah 0.6 mm. Berdasarkan aturan *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard* di Inggris, nilai ini masih berada dalam batas toleransi ( $\leq 2$  mm).

Tabel 4.1 Ketidaksejajaran sumbu-z

Posisi	A (mm)	$\Delta z$ (mm)
Jam 12	1.416	0.6
Jam 3	1.417	0.6
Jam 6	1.417	0.6
Jam 9	1.416	0.6

### 4.1.3 Tebal Irisan

Gambar 4.2 merupakan citra CTP404 yang digunakan untuk pengukuran tebal irisan. Kondisi pengukuran *Full Width at Half Maximum (FWHM) wire ramp* adalah pada *window width* 1 dan *window level* 118.50. Nilai FWHM pada posisi jam 12, jam 3, jam 6, dan jam 9 secara berturut-turut ialah 22.803 mm, 22.803 mm, 24.609 mm, dan 22.314 mm. Nilai FWHM rata-rata ialah 23.132 mm dan tebal irisan yang diperoleh ialah 9.7 mm. Nilai nominal tebal irisan yang digunakan ialah 10 mm sehingga berdasarkan aturan *Radiological Council of Western Australia*, tebal irisan pengukuran masih dalam toleransi ( $\pm 0.5$  mm).



Gambar 4.2 Pengukuran tebal irisan

#### 4.1.4 Linearitas CT Number

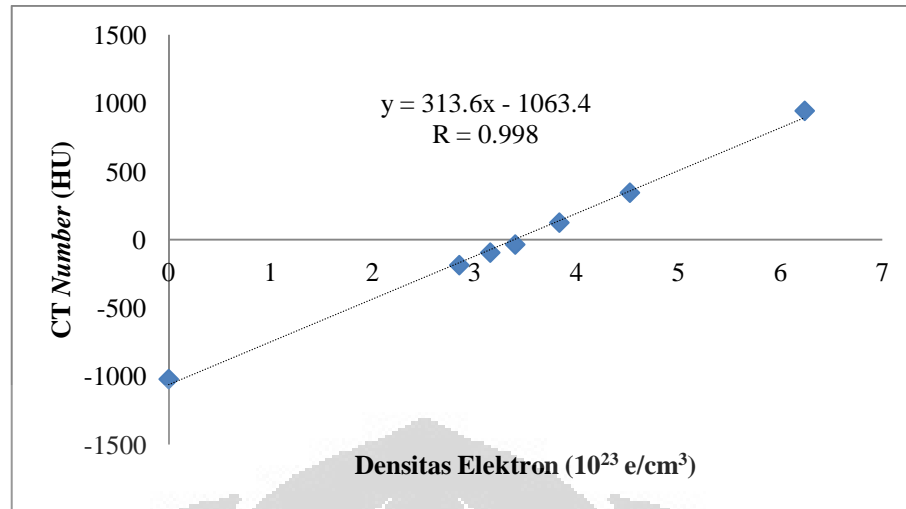
Nilai CT *number* beberapa material yang ada pada CTP404 dapat dilihat pada Tabel 4.2. CT *number* merupakan bilangan yang digunakan untuk mewakili atenuasi rata-rata sinar-x pada setiap *pixel* di citra CT. Koefisien atenuasi linear ditentukan oleh komposisi dan densitas jaringan pada setiap *voxel* di pasien. Semakin besar densitas elektron suatu jaringan, kemungkinan interaksi sinar-x dengan jaringan semakin besar. Hal ini berarti kemampuan atenuasi suatu jaringan semakin tinggi. Dari hasil pengukuran ini diperoleh bahwa nilai CT *number* suatu bahan sebanding dengan densitas elektron bahan tersebut.

Tabel 4.2 Nilai CT *number* beberapa material CTP404

Material	CT <i>number</i> Referensi (HU)	Rata-rata CT <i>number</i> (HU)	Deviasi Standar	Densitas Elektron ( $10^{23}$ e/cm <sup>3</sup> )
Udara	-1000	-1020.650	2.273	0.000
PMP	-200	-185.450	3.010	2.851
LDPE	-100	-93.388	3.021	3.155
<i>Polystyrene</i>	-35	-34.438	2.623	3.400
Akrilik	120	126.275	2.392	3.833
Delrin	340	345.712	5.803	4.525
Teflon	990	945.675	3.518	6.240

Kurva hubungan antara CT *number* dan densitas elektron ditunjukkan pada Gambar 4.3. CT *number* memiliki hubungan yang linear dengan densitas elektron. Semakin besar densitas elektron suatu bahan, nilai CT *number* semakin besar. Nilai koefisien korelasi ( $r$ ) yang diperoleh dari kurva antara densitas elektron dan CT *number* pengukuran ialah 0.998. Dari nilai koefisien korelasi yang diperoleh, nilai CT *number* memiliki hubungan yang sangat linear dengan dengan densitas elektron. Berdasarkan aturan *Radiological Council of Western Australia*, nilai koefisien korelasi yang diperoleh masih dalam batas toleransi ( $> 0.990$ ).

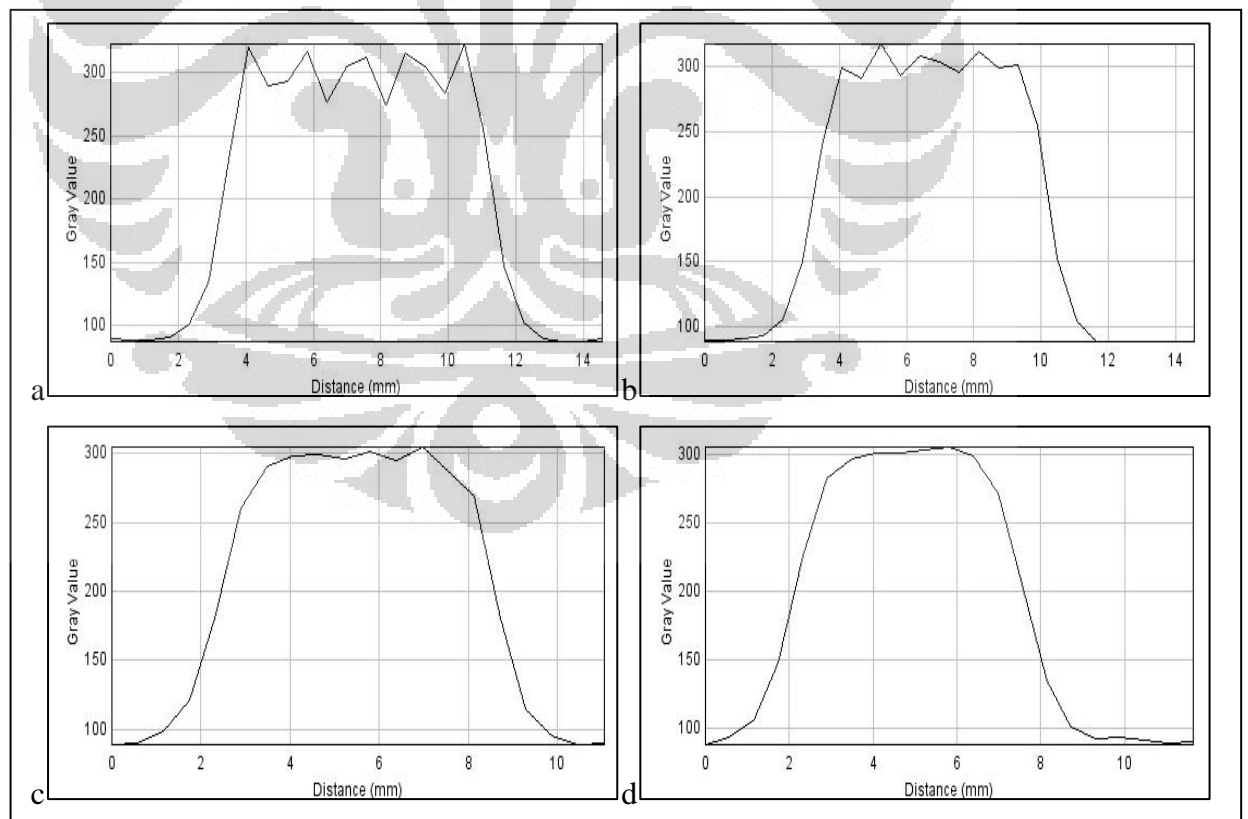




Gambar 4.3 Kurva linearitas CT *number* terhadap densitas elektron

#### 4.1.5 Resolusi Spasial

Gambar 4.4 merupakan kurva CT *number* yang diperoleh dari scan CTP528 yang digunakan untuk uji resolusi spasial.

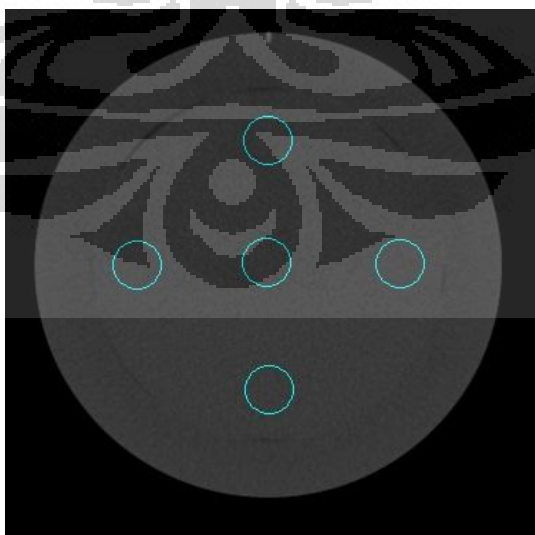


Gambar 4.4 Kurva CT *number* pada resolusi spasial: a. 6 lp/cm, 7 lp/cm, 8 lp/cm, dan 9 lp/cm

Material yang digunakan untuk uji resolusi spasial adalah aluminium yang memiliki tebal 2 mm. Untuk uji resolusi spasial 6 lp/cm hingga 9 lp/cm masing-masing terdapat 5 buah aluminium dengan jarak yang berbeda. Pada uji resolusi spasial 6 lp/cm, jumlah *peak* yang dapat dilihat pada kurva *CT number* ialah 5 *peak*. Pada uji resolusi spasial 7 lp/cm, jumlah *peak* yang dapat dilihat ialah 5 *peak* seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4.4b. Kurva *CT number* pada resolusi spasial 8 lp/cm hanya dapat menampilkan 3 *peak* dari 5 *peak*. Ketika uji resolusi spasial 9 lp/cm, kurva *CT number* terlihat datar seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.4d. Dari hasil ini dapat disimpulkan bahwa resolusi spasial CT scanner ini ialah 7 lp/cm.

#### 4.1.6 Uniformitas CT number

Pengukuran nilai rata-rata dan uniformitas *CT number* dilakukan pada citra CTP486 dan posisi pengambilan sampel seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.5. Nilai rata-rata *CT number* yang diperoleh ialah 10.461 HU. Nilai rata-rata *CT number* yang diperoleh berada dalam nilai *CT number* material penyusun CTP486. *CT number* material CTP486 adalah 2% (20 HU) *CT number* air. Nilai integral non-uniformitas yang diperoleh ialah 0.020.



Gambar 4.5 Pengukuran uniformitas *CT number*

Nilai *CT number* pada ROI di pusat fantom 0.3 HU lebih besar dari nilai rata-rata *CT number* pada ROI di tepi fantom. Berdasarkan aturan *Radiological Council of Western Australia*, uniformitas *CT number* masih berada dalam toleransi (< 2 HU).

Tabel 4.3 Nilai rata-rata *CT number*

Posisi	Luas (mm <sup>2</sup> )	Rata-rata <i>CT number</i> (HU)	Deviasi Standar
Tengah	334.053	10.671	3.606
Jam 12	334.053	10.409	3.080
Jam 3	334.053	10.569	3.031
Jam 6	334.053	10.411	3.209
Jam 9	334.053	10.246	2.812

Tabel 4.4 merupakan ringkasan hasil evaluasi kualitas citra pesawat CT scan Siemens Sensation 64 menggunakan *Catphan 600*. Dari hasil evaluasi kualitas citra yang dilakukan dapat disimpulkan bahwa berdasarkan standar *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing* yang dikeluarkan oleh *Radiological Council of Western Australia* dan *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard* di Inggris, pesawat CT scan Siemens Sensation 64 di Rumah Sakit Persahabatan berada dalam kondisi baik.

Tabel 4.4 Uji kualitas citra CT Scan Siemens Sensation 64

No	Parameter	Hasil Pengukuran	Toleransi	Kondisi
1	Sistem kesejajaran pasien	0.6 mm	± 2 mm	Baik
2	Tebal Irisan	9.7 mm	± 0.5 mm	Baik
3	Linearitas <i>CT number</i>	0.998	> 0.990	Baik
4	Resolusi Spasial	7 lp/cm	-	
5	Uniformitas <i>CT number</i>	0.3 HU	≤ 2 HU	Baik

## 4.2 Dosimetri CT Scan

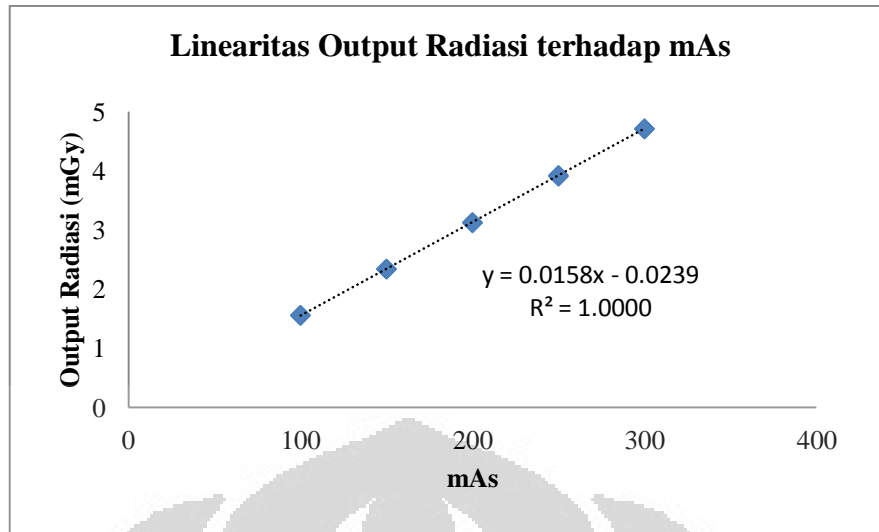
### 4.2.1 Linearitas Output Radiasi CT Terhadap mAs

Nilai output radiasi dalam bentuk kerma udara, dengan faktor eksposi 120 kV, kolimasi berkas 10 mm, dan untuk beberapa faktor mAs dapat dilihat pada Tabel 4.5. Nilai output radiasi per mAs hampir sama untuk setiap faktor mAs yang digunakan. Nilai koefisien linearitas yang diperoleh ialah 0.0042. Berdasarkan aturan *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing* yang dikeluarkan oleh *Radiological Council of Western Australia*, nilai koefisien linearitas output radiasi terhadap mAs yang diperoleh masih berada dalam batas toleransi ( $\leq 0.1$ ).

Tabel 4.5 Output radiasi CT scan pada faktor eksposi 120 kV

mAs	Output Radiasi (mGy)	Output Radiasi ternormalisasi (mGy/mAs)
100	1.559	0.0156
150	2.343	0.0156
200	3.129	0.0156
250	3.921	0.0157
300	4.717	0.0157
Rata-rata		0.0157
Koefisien Linearitas		0.0042

Kurva yang menggambarkan hubungan antara variasi mAs dengan output radiasi CT scan ditunjukkan pada Gambar 4.6. Dari kurva tersebut dapat dilihat bahwa output radiasi CT scan memiliki korelasi yang sangat bagus dengan variasi mAs ( $r^2 = 1$ ). Ketika parameter eksposi yang lain (kV, filtrasi, kolimasi berkas) konstan, output radiasi CT scan memiliki hubungan yang linear dengan variasi mAs. Semakin besar mAs yang digunakan, jumlah elektron yang dilepaskan oleh katoda semakin banyak. Jumlah elektron yang menumbuk anoda semakin banyak sehingga intensitas sinar-x yang dihasilkan semakin besar.



Gambar 4.6 Kurva linearitas output terhadap variasi mAs pada faktor eksposi 120 kV dan kolimasi berkas 10 mm

#### 4.2.2 *Computed Tomography Dose Index (CTDI) di Udara*

Nilai CTDI di udara (CTDI<sub>air</sub>) hasil pengukuran pada faktor eksposi 120 kV dan 140 kV yang dinormalisasi terhadap 100 mAs dapat dilihat pada Tabel 4.6.

Tabel 4.6 Nilai CTDI<sub>air</sub> pengukuran pada faktor eksposi 120 kV dan 140 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs (mGy/100mAs)

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	nCTDI <sub>air</sub> 120 kV (Rata-rata ± SD)	nCTDI <sub>air</sub> 140 kV (Rata-rata ± SD)	Peningkatan CTDI <sub>air</sub> ** (%)
1 x 5	5	15.52 ± 0.20	23.67 ± 0.31	52.5
20 x 0.6	6*	19.90 ± 0.20	30.34 ± 0.30	52.5
1 x 10	10	15.67 ± 0.13	23.80 ± 0.22	51.9
12 x 1.2	14.4	19.57 ± 0.17	29.74 ± 0.27	52.0
30 x 0.6	18.0	18.65 ± 0.12	28.33 ± 0.29	51.9
64 x 0.6	19.2*	18.80 ± 0.34	28.62 ± 0.46	52.2
24 x 1.2	28.8	17.57 ± 0.18	26.72 ± 0.23	52.1

Keterangan:

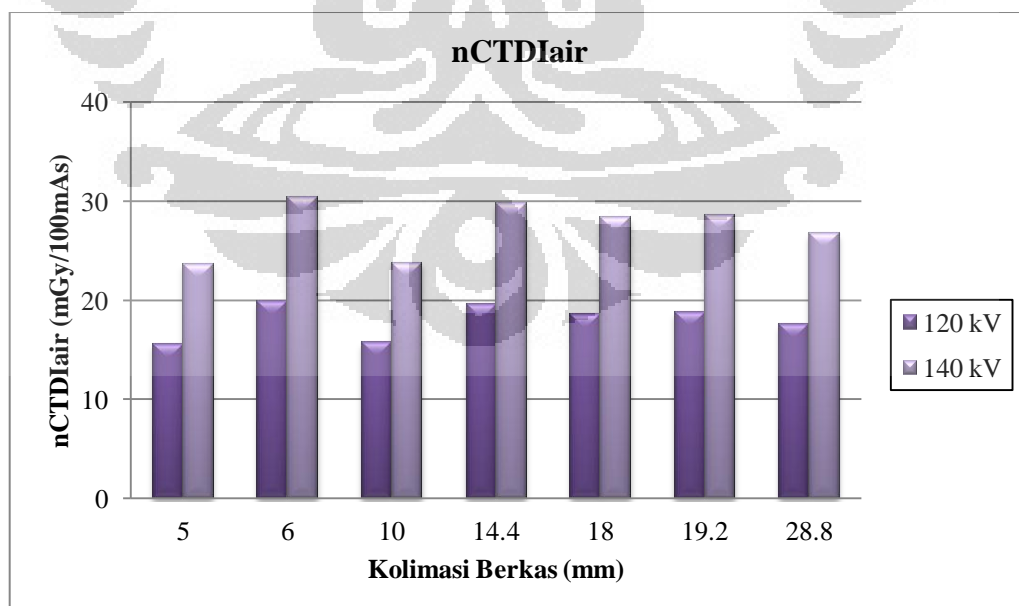
\* : pengukuran CTDI dengan mode *scan* spiral

\*\* :  $|\text{nCTDI}_{\text{air}} 120 \text{ kV} - \text{nCTDI}_{\text{air}} 140 \text{ kV}| * 100 / \text{nCTDI}_{\text{air}} 120 \text{ kV}$

SD : deviasi standar pengukuran

Ketika parameter eksposi yang lain konstan, kenaikan tegangan tabung sinar-x dari 120 kV menjadi 140 kV menghasilkan peningkatan CTDI<sub>air</sub> sebesar 52.2%. Besar peningkatan nilai CTDI<sub>air</sub> terhadap kenaikan kV ini hampir sama dengan besar peningkatan nilai CTDI<sub>air</sub> yang diperoleh dari data *ImPACT CT Dosimetry* yaitu 52.6%. Besar peningkatan nilai CTDI<sub>air</sub> ini juga bersesuaian dengan yang diperoleh oleh Michael F. McNitt Gray (2007). Michael menyatakan bahwa ketika semua parameter yang lain (mAs, kolimasi berkas, dll) konstan, perubahan kVp dari 120 kVp menjadi 140 kVp menghasilkan peningkatan dosis sebesar 51.5%. Tegangan tabung sinar-x sangat mempengaruhi dosis radiasi. Apabila tegangan antara katoda dan anoda ditingkatkan, elektron akan semakin dipercepat dan energi rata-rata sinar-x yang dihasilkan di anoda akan semakin besar.

Gambar 4.7 merupakan nilai CTDI<sub>air</sub> untuk setiap kolimasi berkas pada faktor eksposi 120 kV dan 140 kV. Nilai CTDI<sub>air</sub> hasil pengukuran berbeda untuk setiap kolimasi berkas dan tidak terdapat pola khusus antara ukuran kolimasi berkas dengan nilai CTDI di udara. Namun, pola nilai CTDI<sub>air</sub> pada 120 kV sama dengan pola nilai CTDI<sub>air</sub> pada 140 kV.



Gambar 4.7 Nilai nCTDI<sub>air</sub> pengukuran pada faktor eksposi 120 kV dan 140 kV

### 4.2.3 CTDI Fantom Kepala

#### 4.2.3.1 Distribusi Dosis di Pusat dan Tepi Fantom Kepala

Nilai  $CTDI_{100}$  di pusat dan di tepi fantom kepala pada faktor eksposi 120 kV yang telah dinormalisasi terhadap 100 mAs dapat dilihat pada Tabel 4.7. Nilai  $CTDI_{100}$  di bagian tepi fantom kepala 1.04 nilai  $CTDI_{100}$  di bagian pusat fantom kepala. Pola distribusi dosis yang diperoleh hampir sama dengan pola distribusi dosis di fantom kepala yang diperoleh oleh Michael F. McNitt-Gray (2002). Nilai  $CTDI_{100}$  di tepi fantom kepala yang diperoleh oleh Michael ialah 40 mGy dan nilai  $CTDI_{100}$  di pusat fantom kepala mendekati 40 mGy.

Michael F. McNitt-Gray (2002) menyatakan bahwa untuk ukuran objek yang kecil, atenuasi radiasi oleh jaringan tidak terlalu besar sehingga intensitas radiasi yang keluar hampir sama dengan yang masuk dan menghasilkan distribusi dosis yang hampir merata. Distribusi dosis di fantom kepala ini memberikan gambaran mengenai dosis radiasi pada pasien yang berukuran kecil dan pasien anak-anak.

Tabel 4.7  $CTDI_{100}$  di pusat dan tepi Fantom Kepala pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs (mGy/100mAs)

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	$CTDI_{100,c}$ (Rata-rata $\pm$ SD)	$CTDI_{100,p}$ (Rata-rata $\pm$ SD)	$CTDI_{100,p}/CTDI_{100,c}$
1 x 5	5	10.78 $\pm$ 0.15	11.16 $\pm$ 0.31	1.03
20 x 0.6	6*	13.81**	14.57**	1.06
1 x 10	10	10.83 $\pm$ 0.14	11.19 $\pm$ 0.30	1.03
12 x 1.2	14.4	13.30**	13.85**	1.04
30 x 0.6	18.0	12.62 $\pm$ 0.14	13.17 $\pm$ 0.33	1.04
64 x 0.6	19.2*	12.90**	13.54**	1.05
24 x 1.2	28.8	11.90 $\pm$ 0.34	12.30 $\pm$ 0.32	1.03
24 x 1.2	28.8*	11.62**	12.26**	1.05

Keterangan

\* : pengukuran CTDI pada kolimasi tersebut dilakukan dengan mode spiral

\*\* : pengukuran CTDI dilakukan satu kali

SD : deviasi standar pengukuran

#### 4.2.3.2 CTDI<sub>w</sub> Fantom Kepala

Nilai CTDI<sub>w</sub> fantom kepala hasil pengukuran pada faktor eksposi 120 kV dapat dilihat pada Tabel 4.8. Nilai CTDI<sub>w</sub> tersebut telah dinormalisasi terhadap 100 mAs. Perbedaan relatif nilai nCTDI<sub>w</sub> pengukuran terhadap nCTDI<sub>w</sub> pada displai *scanner* adalah sekitar 5.6 – 15.0%. Berdasarkan standar dari *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard* di Inggris, nilai CTDI<sub>w</sub> fantom kepala masih berada dalam batas toleransi ( $\pm 20\%$ ).

Tabel 4.8 CTDI<sub>w</sub> pengukuran dan CTDI<sub>w</sub> *scanner* Fantom Kepala pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs (mGy/100mAs)

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	nCTDI <sub>w</sub> Pengukuran (Rata-rata $\pm$ SD)	nCTDI <sub>w</sub> Displai <i>Scanner</i>	Kesalahan Relatif*** (%)
1 x 5	5	11.04 $\pm$ 0.13	12.17	9.3
20 x 0.6	6*	14.31**	13.55	5.6
1 x 10	10	11.08 $\pm$ 0.14	12.23	9.4
12 x 1.2	14.4	13.59**	15.06	9.8
30 x 0.6	18.0	12.99 $\pm$ 0.04	14.67	11.4
64 x 0.6	19.2*	13.33**	15.68	15.0
24 x 1.2	28.8	12.17 $\pm$ 0.13	13.76	11.6
24 x 1.2	28.8*	12.04**	13.76	12.5

Keterangan:

\* : pengukuran CTDI pada kolimasi tersebut dilakukan dengan mode spiral

\*\* : pengukuran CTDI dilakukan satu kali

\*\*\* :  $|\text{nCTDI}_w \text{ Pengukuran} - \text{nCTDI}_w \text{ displai scanner}| * 100 / \text{nCTDI}_w \text{ displai scanner}$

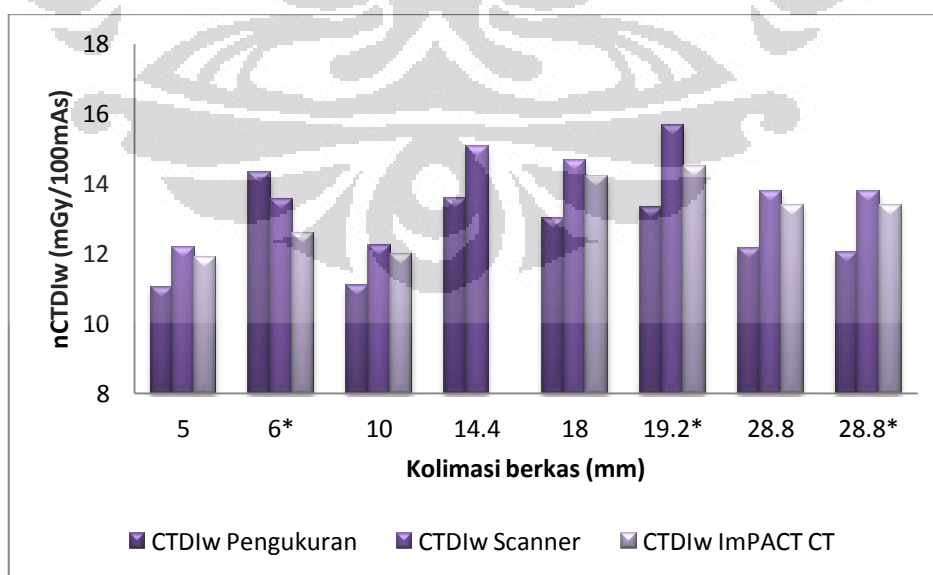
SD : deviasi standar pengukuran

Nilai CTDI<sub>w</sub> fantom kepala pada kolimasi (24 x 1.2) mm yang diperoleh dari pengukuran secara spiral hampir sama dengan CTDI<sub>w</sub> yang didapat dari pengukuran secara aksial tunggal. Perbedaan relatif nilai CTDI<sub>w</sub> kolimasi (24 x 1.2) mm yang diperoleh dari pengukuran secara spiral terhadap nilai CTDI<sub>w</sub> yang diperoleh dari pengukuran secara aksial tunggal adalah 1.0%. Hal ini sesuai dengan asumsi awal. Nilai CTDI<sub>w</sub> dari pengukuran secara aksial tunggal dan dari pengukuran secara spiral hampir sama karena parameter eksposi yang digunakan



sama. Besar perbedaan dosis radiasi yang diperoleh dari *scan* spiral dengan *scan* aksial hampir sama dengan yang diperoleh oleh Bjorn Cederquist. Bjorn Cederquist (2008) melakukan pengukuran profil dosis untuk parameter eksposi dan kolimasi berkas yang sama melalui mode *scan* aksial dan spiral. *Peak* profil dosis dari mode *scan* spiral sedikit lebih rendah dibanding *peak* profil dosis mode *scan* aksial. Perbedaan luas area di bawah profil dosis mode spiral dengan mode aksial yang diperoleh oleh Cederquist ialah 1.02%.

Gambar 4.8 merupakan perbandingan nilai nCTDI<sub>w</sub> fantom kepala hasil pengukuran, nCTDI<sub>w</sub> pada display *scanner*, dan nilai nCTDI<sub>w</sub> yang diperoleh dari data *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator* (Lampiran B). Nilai nCTDI<sub>w</sub> fantom kepala hasil pengukuran lebih kecil dibanding nilai nCTDI<sub>w</sub> dari data *ImPACT CT* kecuali untuk kolimasi berkas 6 mm. Perbedaan relatif nilai nCTDI<sub>w</sub> hasil pengukuran terhadap nilai nCTDI<sub>w</sub> data *ImPACT CT Dosimetry Calculator* ialah 7.2 – 13.6%. Pada Gambar 4.10 dapat dilihat bahwa nilai nCTDI<sub>w</sub> hasil pengukuran berbeda untuk setiap kolimasi berkas dan tidak diperoleh korelasi khusus antara kolimasi berkas dengan nilai nCTDI<sub>w</sub>. Namun, pola nilai nCTDI<sub>w</sub> hasil pengukuran terhadap kolimasi berkas hampir sama dengan pola nilai nCTDI<sub>w</sub> pada display *scanner* dan nCTDI<sub>w</sub> yang diperoleh dari data *ImPACT CT Dosimetry Calculator*.



Gambar 4.8 CTDI<sub>w</sub> Fantom Kepala pada faktor eksposi 120 kV

## 4.2.4 CTDI Fantom Tubuh

### 4.2.4.1 Distribusi Dosis di Pusat dan Tepi Fantom Tubuh

Nilai  $CTDI_{100}$  di pusat dan  $CTDI_{100}$  di tepi fantom tubuh pada faktor eksposi 120 kV yang telah dinormalisasi terhadap 100 mAs dapat dilihat pada Tabel 4.9. Dosis serap di tepi fantom tubuh rata-rata 1.83 kali dosis serap di pusat fantom tubuh. Perbandingan dosis radiasi di tepi dan di pusat fantom tubuh yang diperoleh hampir sama dengan yang diperoleh oleh Michael F. McNitt Gray (2002). Perbandingan dosis radiasi di tepi dan di pusat fantom tubuh yang berdiameter 32 cm yang diperoleh oleh Michael ialah 2:1. Michael menyatakan bahwa pada objek yang besar, dalam hal ini adalah fantom tubuh yang berdiameter 32 cm, atenuasi radiasi oleh jaringan sangat besar sehingga intensitas radiasi yang keluar jauh lebih kecil dibanding radiasi yang masuk. Hal ini menghasilkan dosis radiasi yang lebih besar di bagian radiasi masuk yaitu di tepi fantom.

Tabel 4.9  $CTDI_{100}$  di pusat dan tepi Fantom Tubuh pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs (mGy/100mAs)

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	$CTDI_{100,c}$ (Rata-rata $\pm$ SD)	$CTDI_{100,p}$ (Rata-rata $\pm$ SD)	$CTDI_{100,p}/CTDI_{100,c}$
1 x 5	5	3.63 $\pm$ 0.04	6.65 $\pm$ 0.25	1.83
20 x 0.6	6*	4.64**	8.49**	1.83
1 x 10	10	3.66 $\pm$ 0.03	6.59 $\pm$ 0.17	1.80
12 x 1.2	14.4	4.53 $\pm$ 0.04	8.14 $\pm$ 0.34	1.80
30 x 0.6	18.0	4.21 $\pm$ 0.23	7.62 $\pm$ 0.41	1.81
64 x 0.6	19.2*	4.32**	8.01**	1.85
24 x 1.2	28.8	4.03 $\pm$ 0.06	7.32 $\pm$ 1.55	1.81
24 x 1.2	28.8*	3.86**	7.29**	1.89

Keterangan

\* : pengukuran CTDI pada kolimasi tersebut dilakukan dengan mode spiral

\*\* : pengukuran CTDI dilakukan satu kali

SD : deviasi standar pengukuran

#### 4.2.4.2 CTDI<sub>w</sub> Fantom Tubuh

Nilai CTDI<sub>w</sub> fantom tubuh pada faktor eksposi 120 kV yang telah dinormalisasi terhadap 100 mAs dapat dilihat pada Tabel 4.10. Kesalahan relatif nilai nCTDI<sub>w</sub> fantom tubuh terhadap nilai nCTDI dislay *scanner* ialah 3.1 – 11.5%. Berdasarkan standar dari *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard* di Inggris, nilai nCTDI<sub>w</sub> fantom tubuh masih berada dalam batas toleransi ( $\pm 20\%$ ).

Tabel 4.10 Nilai CTDI<sub>w</sub> pengukuran dan CTDI<sub>w</sub> dislay *scanner* Fantom Tubuh pada faktor eksposi 120 kV dinormalisasi terhadap 100 mAs (mGy/100mAs)

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	nCTDI <sub>w</sub> Pengukuran (Rata-rata $\pm$ SD)	nCTDI <sub>w</sub> Dislay <i>Scanner</i>	Kesalahan Relatif*** (%)
1 x 5	5	5.64 $\pm$ 0.02	6.09	7.3
20 x 0.6	6*	7.21**	6.71	7.4
1 x 10	10	5.62 $\pm$ 0.03	6.05	7.2
12 x 1.2	14.4	6.95 $\pm$ 0.15	7.17	3.1
30 x 0.6	18.0	6.50 $\pm$ 0.29	7.21	9.9
64 x 0.6	19.2*	6.78**	7.66	11.5
24 x 1.2	28.8	6.23 $\pm$ 0.16	6.74	7.5
24 x 1.2	28.8*	6.15 **	6.74	8.8

Keterangan:

\* : pengukuran CTDI pada kolimasi tersebut dilakukan dengan mode spiral

\*\* : pengukuran CTDI dilakukan satu kali

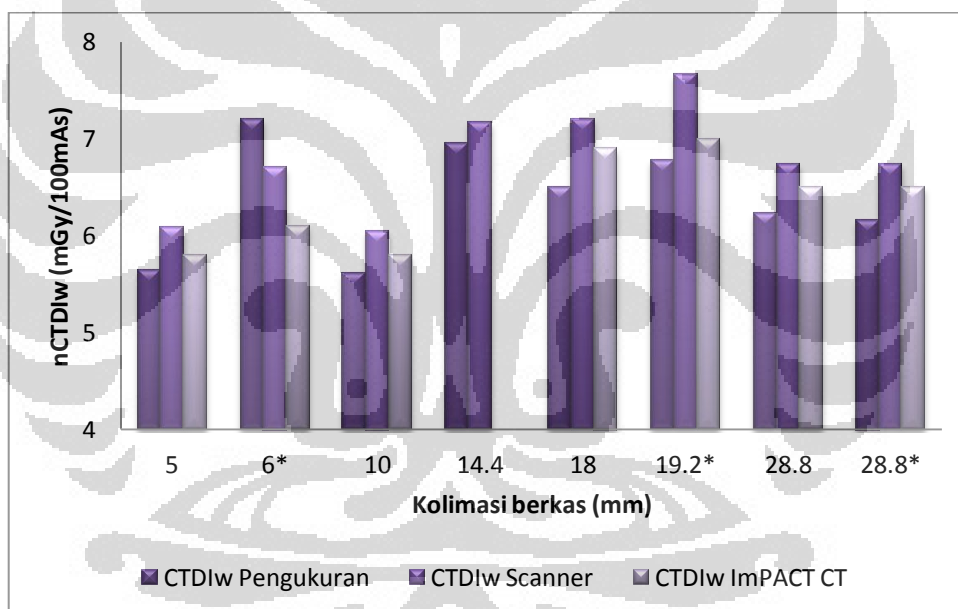
\*\*\* :  $|\text{nCTDI}_w \text{ pengukuran} - \text{nCTDI}_w \text{ dislay scanner}| * 100 / \text{nCTDI}_w \text{ dislay scanner}$

SD : deviasi standar pengukuran

Nilai normalisasi CTDI<sub>w</sub> pada kolimasi (24 x 1.2) mm yang diperoleh dari pengukuran secara spiral hampir sama dengan nilai normalisasi CTDI<sub>w</sub> yang diperoleh dari pengukuran secara aksial tunggal. Perbedaan relatif nilai nCTDI<sub>w</sub> kolimasi (24 x 1.2) mm yang diperoleh dari pengukuran secara spiral terhadap nilai nCTDI<sub>w</sub> yang diperoleh dari pengukuran secara aksial tunggal adalah 1.2%. Hal ini sesuai dengan asumsi awal. Nilai nCTDI<sub>w</sub> dari pengukuran secara aksial

tunggal dan dari pengukuran secara spiral hampir sama karena parameter eksposi yang digunakan sama.

Gambar 4.9 merupakan perbandingan nilai nCTDI<sub>w</sub> fantom tubuh hasil pengukuran, nCTDI<sub>w</sub> displai *scanner*, dan nilai nCTDI<sub>w</sub> yang diperoleh dari data *ImPACT CT Dosimetry Calculator* (Lampiran B). Perbedaan relatif nilai nCTDI<sub>w</sub> fantom tubuh hasil pengukuran terhadap nilai nCTDI<sub>w</sub> fantom tubuh yang diperoleh dari data *ImPACT CT Dosimetry Calculator* ialah 2.7 – 18.2%. Pada Gambar 4.9 dapat dilihat bahwa tidak ada korelasi khusus antara nilai nCTDI<sub>w</sub> dengan ukuran kolimasi berkas tetapi pola nilai nCTDI<sub>w</sub> hasil pengukuran terhadap kolimasi hampir sama dengan pola nilai nCTDI<sub>w</sub> pada displai *scanner* dan nCTDI<sub>w</sub> data *ImPACT CT Dosimetry Calculator*.



Gambar 4.9 nCTDI<sub>w</sub> Fantom Tubuh pada faktor eksposi 120 kV

#### 4.2.5 Faktor Fantom

Nilai faktor fantom kepala dapat dilihat pada Tabel 4.11. Nilai faktor fantom tersebut adalah nilai faktor fantom untuk parameter eksposi 120 kV. Nilai rata-rata faktor fantom kepala yang diperoleh ialah 0.702. Nilai faktor fantom kepala ini dapat digunakan untuk mengetahui nilai CTDI di fantom kepala untuk tipe *scanner* Siemens Sensation 64, tegangan tabung sinar-x 120 kV, dan kolimasi berkas tertentu. Nilai faktor fantom kepala hasil pengukuran hampir sama dengan

nilai faktor fantom kepala data *ImPACT CT Dosimetry Calculator*. Nilai faktor fantom kepala yang diperoleh dari data *ImPACT CT Dosimetry Calculator* untuk tipe *scanner* Siemens Sensation 64 pada faktor eksposi 120 kV (Lampiran B) ialah 0.742 dan perbedaannya terhadap nilai faktor fantom yang diperoleh dari hasil pengukuran ialah 5.5%.

Tabel 4.11 Nilai Faktor fantom Fantom Kepala pada faktor eksposi 120 kV

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	nCTDI <sub>w</sub> (Rata-rata ± SD)	nCTDI <sub>air</sub> (Rata-rata ± SD)	nCTDI <sub>w</sub> /nCTDI <sub>air</sub>
1 x 5	5	11.04 ± 0.13	15.52 ± 0.23	0.711
20 x 0.6	6*	14.31**	19.90 ± 0.20	0.719
1 x 10	10	11.08 ± 0.14	15.67 ± 0.13	0.707
12 x 1.2	14.4	13.59**	19.57 ± 0.17	0.694
30 x 0.6	18.0	12.99 ± 0.04	18.65 ± 0.12	0.697
64 x 0.6	19.2*	13.33**	18.80 ± 0.34	0.709
24 x 1.2	28.8	12.17 ± 0.13	17.57 ± 0.18	0.692
24 x 1.2	28.8*	12.04**	17.57 ± 0.18	0.686

Keterangan:

\* : pengukuran CTDI pada kolimasi ini dilakukan dengan mode spiral

\*\* : pengukuran CTDI dilakukan satu kali

SD : deviasi standar pengukuran

Nilai faktor fantom untuk fantom tubuh pada faktor eksposi 120 kV dapat dilihat pada Tabel 4.12. Nilai rata-rata faktor fantom tubuh hasil pengukuran yang diperoleh ialah 0.357. Nilai faktor fantom tubuh ini dapat digunakan untuk mengetahui nilai nCTDI<sub>w</sub> fantom tubuh berdasarkan nilai nCTDI di udara untuk tipe *scanner* Siemens Sensation 64, tegangan tabung sinar-x 120 kV, dan kolimasi berkas tertentu. Nilai faktor fantom tubuh hasil pengukuran hampir sama dengan nilai faktor fantom tubuh data *ImPACT CT Dosimetry Calculator*. Nilai faktor fantom tubuh yang diperoleh dari data *ImPACT CT Dosimetry Calculator* untuk tipe *scanner* Siemens Sensation 64 pada faktor eksposi 120 kV (Lampiran B) ialah 0.360 dan perbedaannya terhadap nilai faktor fantom yang diperoleh dari hasil pengukuran ialah 0.9%.

Tabel 4.12 Nilai Faktor Fantom Tubuh pada faktor eksposi 120 kV

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	nCTDI <sub>w</sub> (Rata-rata ± SD)	nCTDI <sub>air</sub> (Rata-rata ± SD)	nCTDI <sub>w</sub> /nCTDI <sub>air</sub>
1 x 5	5	5.64 ± 0.02	15.52 ± 0.23	0.364
20 x 0.6	6*	7.21**	19.90 ± 0.20	0.362
1 x 10	10	5.62 ± 0.03	15.67 ± 0.13	0.358
12 x 1.2	14.4	6.95 ± 0.15	19.57 ± 0.17	0.355
30 x 0.6	18.0	6.50 ± 0.29	18.65 ± 0.12	0.349
64 x 0.6	19.2*	6.78**	18.80 ± 0.34	0.361
24 x 1.2	28.8	6.23 ± 0.16	17.57 ± 0.18	0.355
24 x 1.2	28.8*	6.15**	17.57 ± 0.18	0.350

Keterangan:

\* : pengukuran CTDI pada kolimasi berkas ini dilakukan dengan mode spiral

\*\* : pengukuran CTDI dilakukan satu kali

SD : deviasi standar pengukuran

Nilai faktor fantom ini memiliki beberapa manfaat dalam pengukuran CTDI. Pertama, dengan adanya nilai faktor fantom ini, nilai CTDI di fantom pada pengukuran selanjutnya dapat dihitung dari nilai nCTDI<sub>air</sub>. Hal ini sangat bermanfaat terutama dalam pengukuran CTDI pesawat CT *scan* Siemens Sensation 64 yang berada di luar daerah. Kedua, nilai faktor fantom dapat membuat pengukuran CTDI menjadi lebih efisien karena dimungkinkan untuk melakukan pengukuran CTDI di udara saja.

#### 4.2.6 Estimasi Dosis Efektif

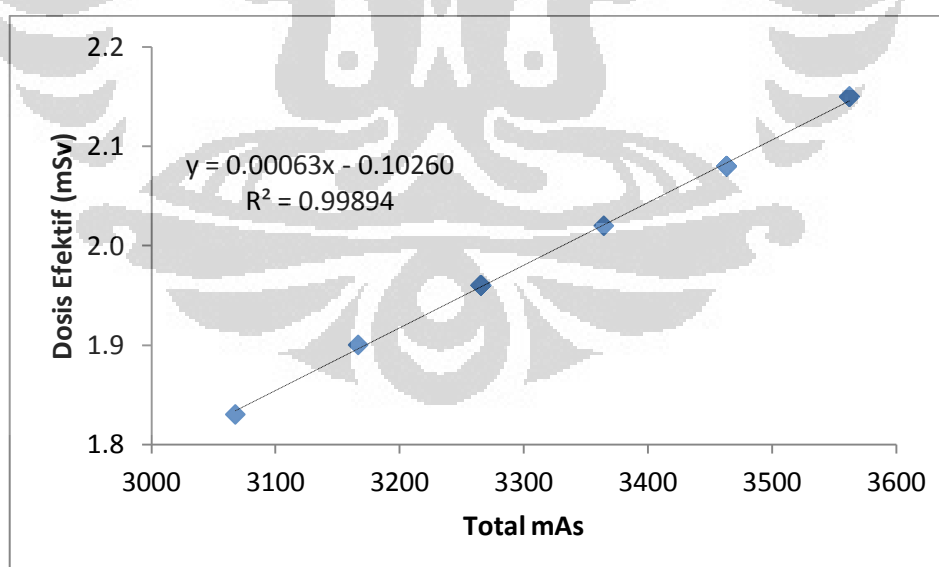
##### 4.2.6.1 Estimasi Dosis Efektif Pemeriksaan Kepala

Pemeriksaan kepala dengan CT *scan* di Rumah Sakit Persahabatan (RSP) menggunakan parameter eksposi yang sama untuk setiap pasien. Tegangan tabung sinar-x yang digunakan ialah 120 kV, mAs efektif 380 mAs, dan waktu rotasi 1 detik. Kolimasi berkas yang digunakan ialah (64 x 0.6) mm dengan besar pergerakan meja 16.3 mm per rotasi atau *pitch* 0.85.

Nilai CTDI<sub>vol</sub> untuk setiap pemeriksaan kepala rutin ialah 50.64 mGy. Berdasarkan aturan *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, nilai CTDI<sub>vol</sub> ini masih berada dibawah nilai Level Referensi Diagnostik (<60 mGy). Nilai DLP maksimum untuk pemeriksaan kepala rutin ialah 912 mGy.cm, sehingga berdasarkan aturan *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, nilai ini masih berada dalam toleransi (<1060 mGy.cm).

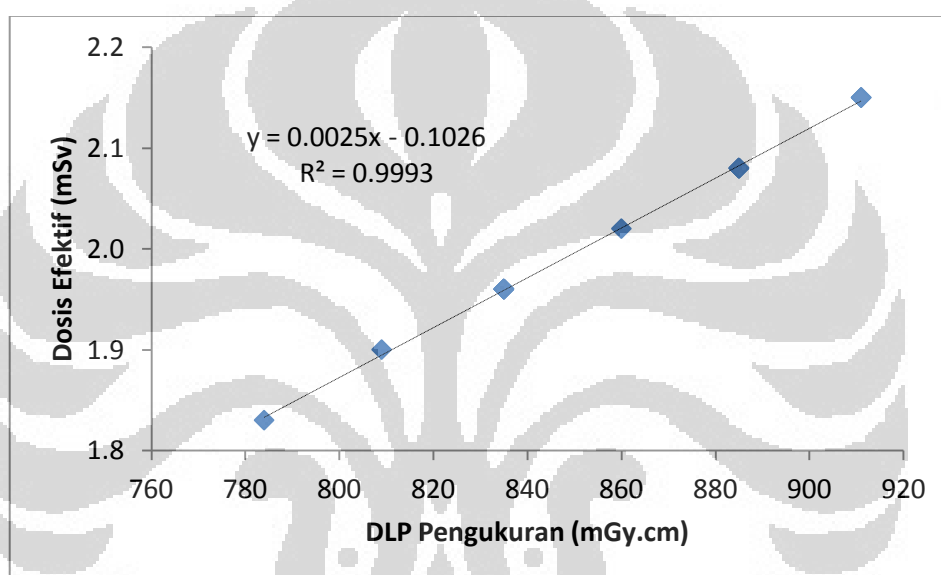
Estimasi dosis efektif pemeriksaan kepala rutin untuk satu fase (rata-rata  $\pm$  deviasi standar) ialah  $2.01 \pm 0.11$  mSv. Untuk pemeriksaan kepala dengan kontras, pasien di *scan* dua kali yaitu sebelum dan setelah diberi kontras. Estimasi dosis efektif total untuk pemeriksaan kepala dengan kontras adalah dua kali estimasi dosis efektif untuk satu fase. Estimasi dosis efektif yang diperoleh untuk 14 pasien pemeriksaan kepala rutin tidak memperhitungkan *overscan*.

Estimasi dosis efektif sebanding dengan total mAs yang digunakan, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.10. Semakin besar total mAs yang digunakan, estimasi dosis efektif semakin besar. Begitu pula sebaliknya, semakin kecil total mAs yang digunakan, estimasi dosis efektif semakin kecil.



Gambar 4.10 Pengaruh total mAs terhadap estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala rutin.

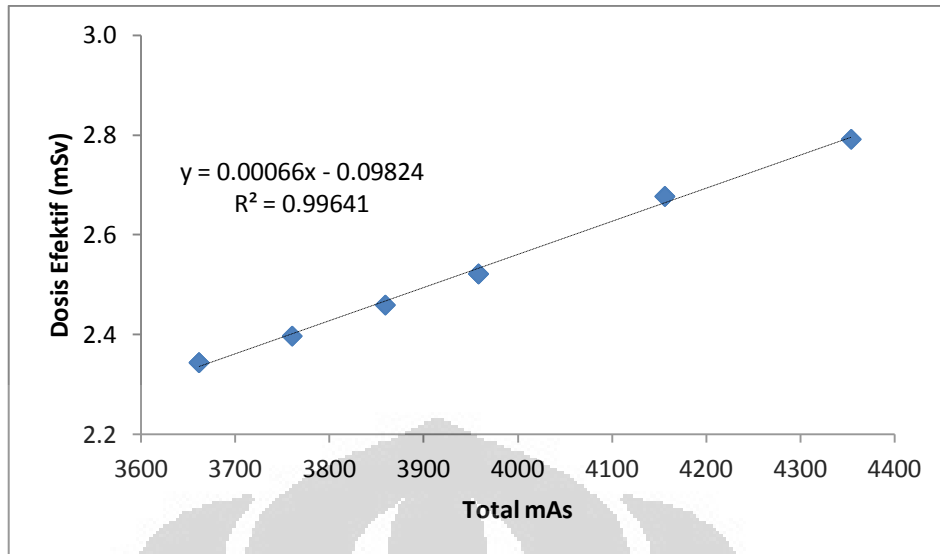
Estimasi dosis efektif dapat dihitung menggunakan nilai DLP pengukuran dengan menggunakan faktor konversi tertentu. Untuk pemeriksaan kepala sering terjadi *overscan* sehingga perlu dilakukan koreksi DLP pengukuran. Gambar 4.11 merupakan kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala rutin. DLP pengukuran memiliki korelasi yang bagus dengan estimasi dosis efektif ( $r^2 = 0.9993$ ). Faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif yang diperoleh untuk pemeriksaan kepala rutin ialah  $0.0025 \text{ mSv}/(\text{mGy}\cdot\text{cm})$ .



Gambar 4.11 Kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala rutin.

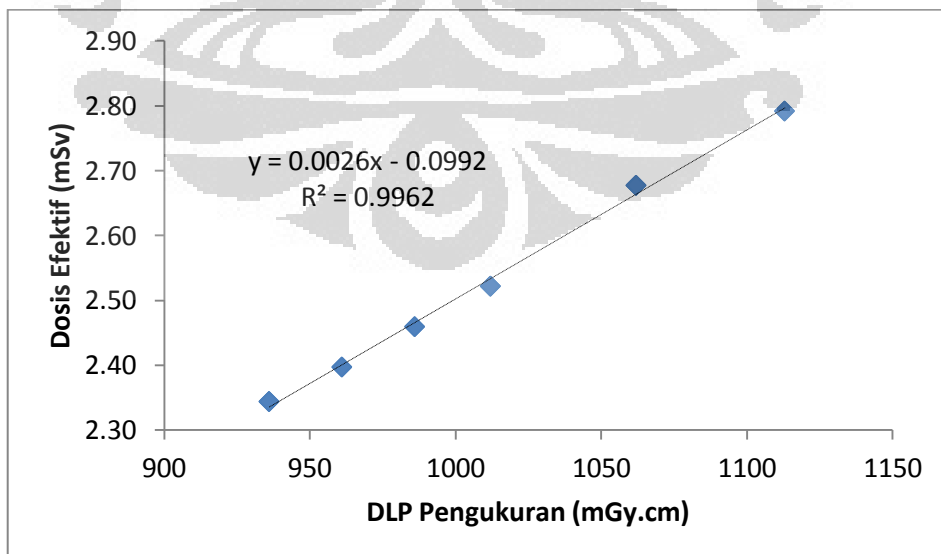
Parameter eksposi yang digunakan untuk pemeriksaan kepala trauma sama dengan pemeriksaan kepala rutin. Perbedaan *scan* kepala trauma dengan kepala rutin adalah pada daerah *scan*. Estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala trauma ialah (rata-rata  $\pm$  deviasi standar) ialah  $2.53 \pm 0.16 \text{ mSv}$ . Nilai estimasi dosis efektif ini diperoleh untuk 12 pasien pemeriksaan kepala trauma. Sama halnya dengan estimasi dosis efektif pemeriksaan kepala rutin, estimasi dosis efektif pemeriksaan kepala trauma sangat dipengaruhi oleh total mAs yang diberikan kepada pasien. Faktor total mAs memiliki korelasi linear yang bagus dengan estimasi dosis efektif ( $r^2 = 1$ ) seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4.12.





Gambar 4.12 Pengaruh total mAs terhadap estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala trauma.

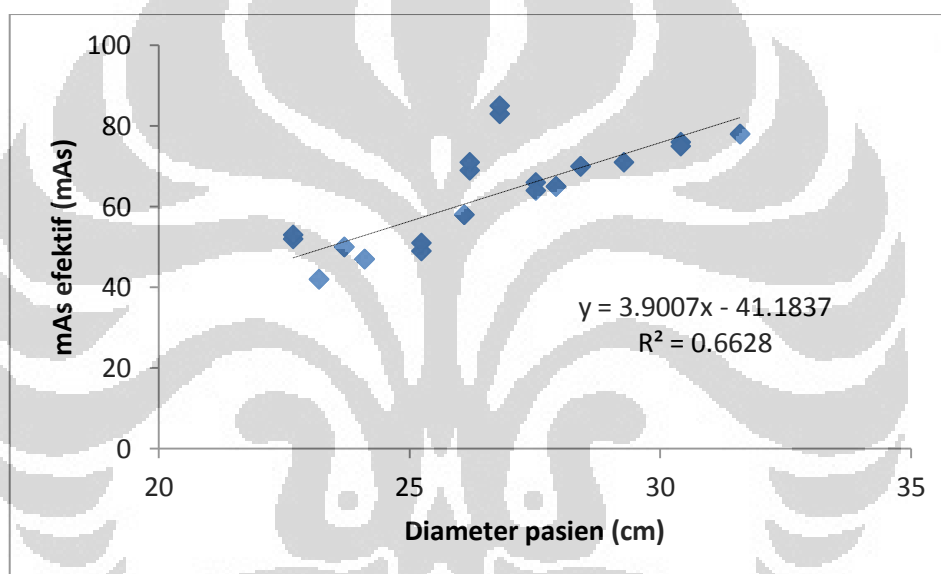
Estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala trauma dapat dihitung dari nilai DLP pengukuran dengan menggunakan faktor konversi tertentu. Untuk pemeriksaan kepala trauma sering terjadi *overscan* sehingga perlu dilakukan koreksi DLP pengukuran. Faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif yang diperoleh untuk pemeriksaan kepala trauma ialah 0.0026 mSv/(mGy.cm) seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4.13.



Gambar 4.13 Kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala trauma

#### 4.2.6.2 Estimasi Dosis Efektif Pemeriksaan Thorax

Parameter eksposi yang digunakan dalam pemeriksaan thorax dengan CT scan di RSP sama untuk semua pasien kecuali faktor mAs. Tegangan tabung sinar-x yang digunakan adalah 120 kV, waktu rotasi 0.5 detik, dan kolimasi berkas (64 x 0.6) mm. Pergerakan meja per rotasi untuk pemeriksaan thorax ialah 26.9 mm atau *pitch* 1.4. Faktor mAs efektif yang digunakan pada 14 pasien ialah 42 – 85 mAs. Penggunaan faktor mAs disesuaikan dengan ukuran tubuh pasien seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.14.

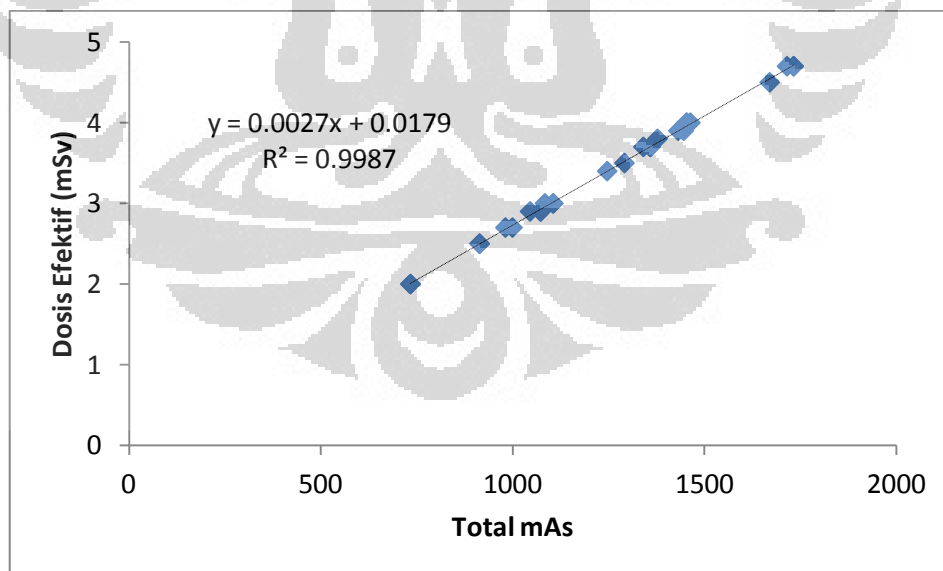


Gambar 4.14 Pengaruh diameter tubuh pasien terhadap mAs efektif pada pemeriksaan thorax

Pada Gambar 4.14 dapat dilihat bahwa faktor mAs efektif yang digunakan disesuaikan dengan ukuran atau diameter tubuh pasien. Tetapi korelasi antara diameter tubuh pasien dan mAs efektif yang diperoleh dari data pemeriksaan 14 pasien thorax tidak cukup bagus ( $r^2 = 0.6628$ ). Ini karena penentuan faktor mAs tidak hanya ditentukan dari ukuran atau diameter tubuh pasien tetapi juga dari kemampuan atenuasi tubuh pasien terhadap radiasi. Setiap tubuh pasien memiliki kemampuan atenuasi radiasi yang berbeda meskipun memiliki ukuran tubuh yang sama.

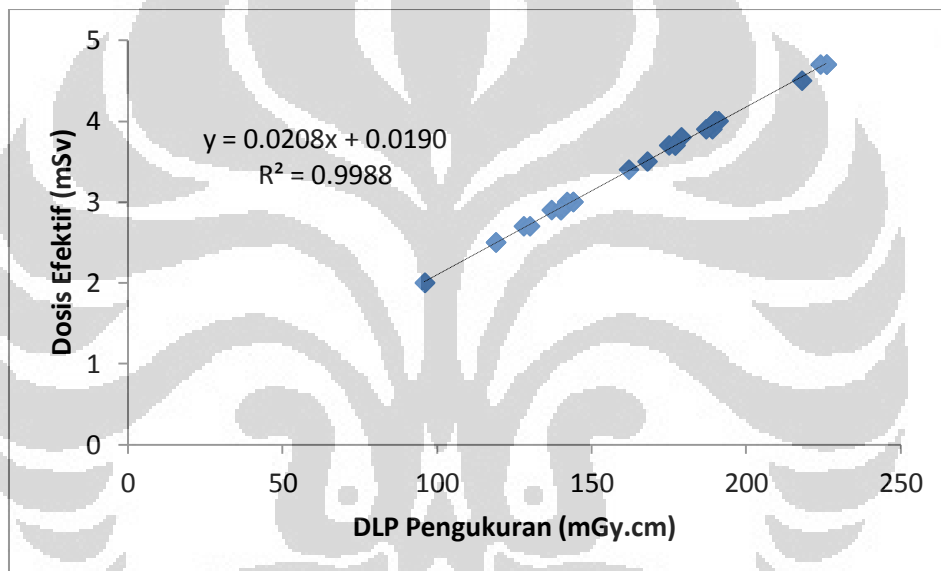
Pemeriksaan thorak di RSP menggunakan *Care Dose 4D*. *Care Dose 4D* merupakan sistem *automated exposure control* (AEC) yang digunakan untuk memastikan kualitas citra yang dihasilkan sama untuk setiap bagian tubuh dengan dosis serendah mungkin. *Care Dose 4D* merupakan kombinasi dari tiga metode. Metode pertama adalah penyesuaian arus mA dengan ukuran pasien, metode kedua adalah penyesuaian arus mA dengan atenuasi tubuh pasien sepanjang sumbu-z, dan metode ketiga adalah penyesuaian mA terhadap profil atenuasi angular (*angle modulation*). *Care Dose 4D* menentukan nilai mA yang digunakan untuk pemeriksaan setiap pasien berdasarkan citra topogram masing-masing pasien [5]. Hal ini membuat faktor mAs efektif yang digunakan berbeda untuk setiap pasien.

Faktor total mAs akan mempengaruhi estimasi dosis efektif seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.15. Ketika faktor eksposi yang lain konstan, nilai total mAs memiliki hubungan yang linear terhadap estimasi dosis efektif. Semakin besar total mAs yang digunakan, maka estimasi dosis efektif semakin besar. Begitu pula sebaliknya, semakin kecil total mAs yang digunakan, maka estimasi dosis efektif semakin kecil.



Gambar 4.15 Pengaruh total mAs terhadap estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan thorak

Estimasi dosis efektif pemeriksaan thorak yang diperoleh untuk 14 pasien (rata-rata  $\pm$  deviasi standar) ialah  $3.42 \pm 0.79$  mSv. Estimasi dosis efektif ini merupakan estimasi dosis efektif untuk satu fase atau sekali *scan*. Estimasi dosis efektif juga dapat dihitung dari nilai DLP pengukuran dengan menggunakan faktor konversi tertentu. Faktor konversi DLP pengukuran terhadap dosis efektif diperoleh dengan cara membuat kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.16. Faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif yang diperoleh untuk pemeriksaan thorak ialah  $0.0208$  mSv/(mGy.cm).

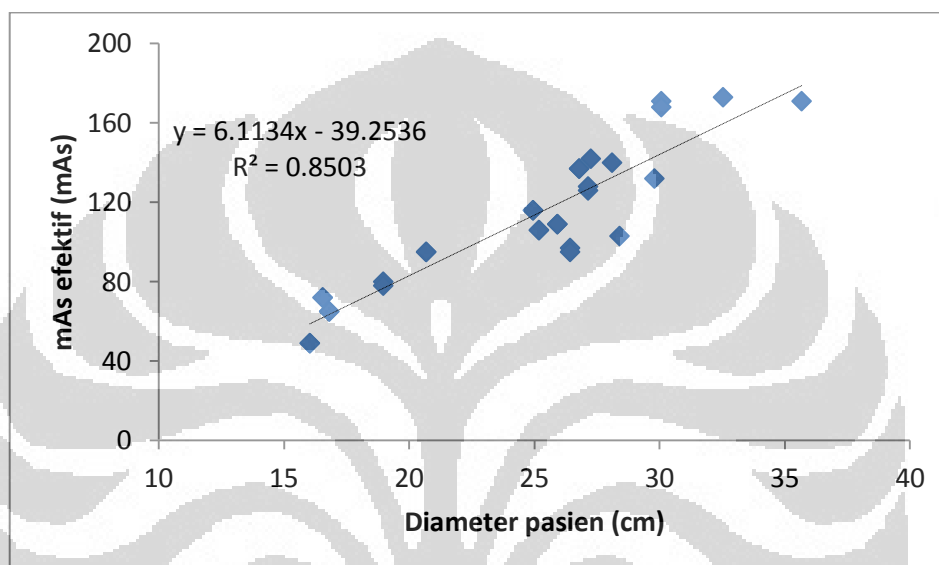


Gambar 4.16 Kurva hubungan DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif pemeriksaan thorak.

Nilai CTDI<sub>vol</sub> maksimum untuk pemeriksaan thorak pada 14 pasien ialah 5.76 mGy. Berdasarkan aturan *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, nilai CTDI<sub>vol</sub> pemeriksaan thorak masih berada dibawah nilai Level Referensi Diagnostik (30 mGy). Nilai DLP maksimum untuk pemeriksaan thorak pada 14 pasien ialah 226 mGy.cm, sehingga berdasarkan aturan *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, nilai ini masih berada dalam toleransi (650 mGy.cm).

#### 4.2.6.3 Estimasi Dosis Efektif Pemeriksaan Abdomen

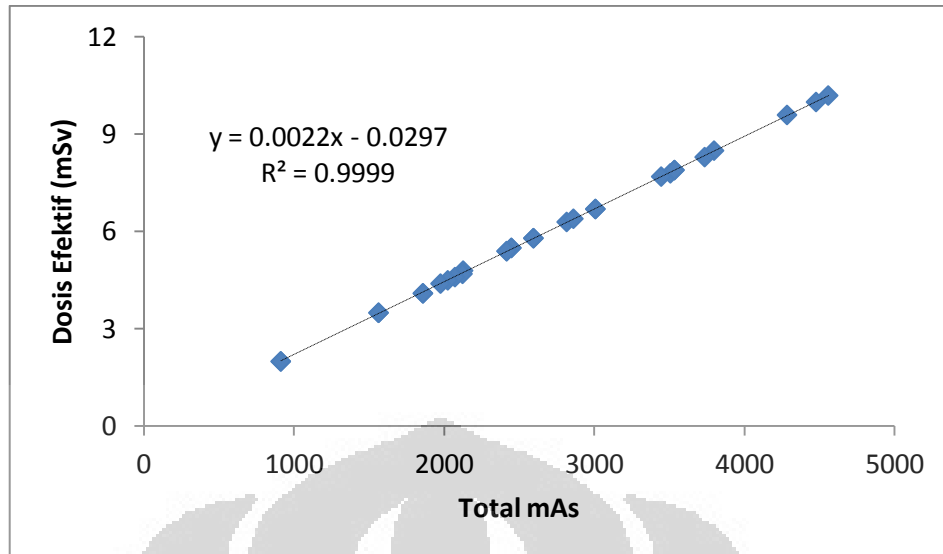
Pemeriksaan abdomen dengan CT *scan* di RSP menggunakan parameter eksposi yang sama untuk setiap pasien kecuali faktor mAs. Parameter eksposi yang digunakan adalah 120 kV dan waktu rotasi 0.5 detik. Kolimasi berkas yang digunakan adalah 19.2 mm dan *pitch* 1.4. Parameter mAs efektif yang digunakan untuk 18 pasien pemeriksaan abdomen ialah 49 – 173 mAs.



Gambar 4.17 Pengaruh diameter tubuh pasien terhadap mAs efektif pada pemeriksaan abdomen

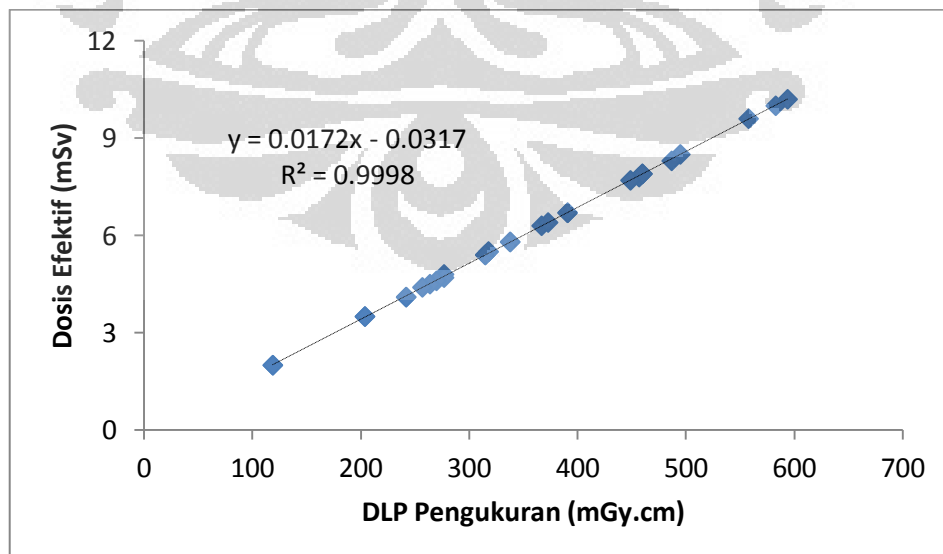
Pemeriksaan abdomen di RSP menggunakan *Care Dose 4D* sehingga faktor mAs efektif yang digunakan disesuaikan dengan ukuran pasien, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.17. Korelasi antara faktor mAs efektif dan diameter tubuh pasien pada pemeriksaan abdomen cukup bagus ( $r^2 = 0.8503$ ). Pemilihan faktor mAs efektif tidak hanya dipengaruhi oleh ukuran atau diameter tubuh pasien tetapi juga oleh kemampuan atenuasi tubuh pasien terhadap radiasi.

Ketika faktor eksposi yang lain konstan, nilai total mAs memiliki hubungan yang linear terhadap dosis seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.18. Semakin besar total mAs yang digunakan, maka estimasi dosis efektif semakin besar. Begitu pula sebaliknya, semakin kecil total mAs yang digunakan, maka estimasi dosis efektif semakin kecil.



Gambar 4.18 Pengaruh total mAs terhadap estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan abdomen

Estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan abdomen yang diperoleh berdasarkan data pemeriksaan 18 pasien CT (rata-rata  $\pm$  deviasi standar) ialah  $5.99 \pm 2.16$  mSv. Estimasi dosis efektif dapat dihitung dari nilai DLP pengukuran dengan menggunakan faktor konversi tertentu. Faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif yang diperoleh untuk pemeriksaan abdomen ialah  $0.0172$  mSv/(mGy.cm) seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4.19.

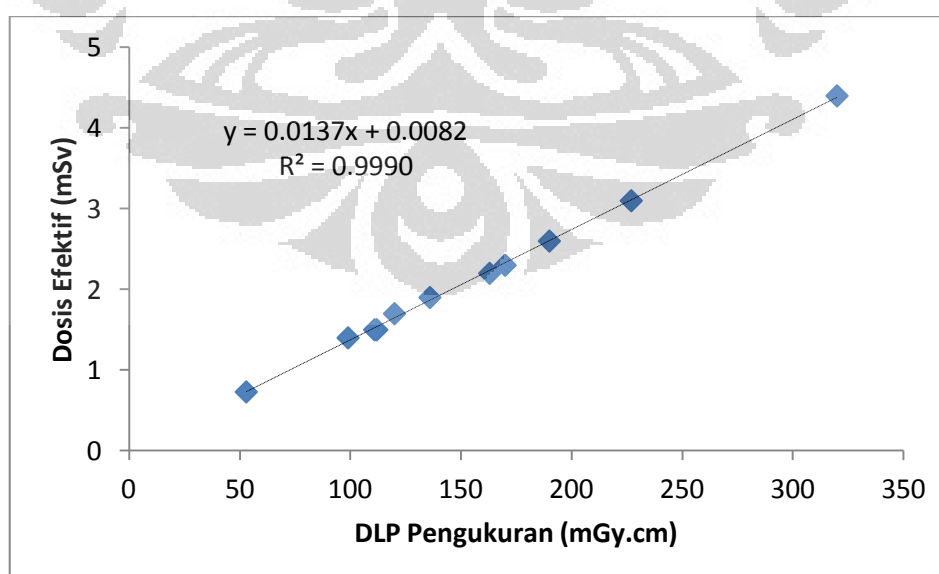


Gambar 4.19 Kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan abdomen

Nilai CTDI<sub>vol</sub> maksimum untuk pemeriksaan abdomen yang diperoleh ialah 11.73 mGy dan nilai DLP maksimum ialah 594 mGy.cm. Nilai CTDI<sub>vol</sub> dan DLP maksimum ini secara berturut-turut masih dibawah 35 mGy dan 780 mGy.cm sehingga berdasarkan aturan *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, nilai CTDI<sub>vol</sub> dan DLP pemeriksaan abdomen ini masih berada dibawah Level Referensi Diagnostik.

Beberapa pemeriksaan abdomen diikuti dengan pemeriksaan pelvis. Parameter eksposi pemeriksaan pelvis sama untuk setiap pasien kecuali untuk faktor mAs yang disesuaikan dengan ukuran pasien. Parameter eksposi yang digunakan adalah 120 kV dan waktu rotasi 0.5 detik. Kolimasi berkas yang digunakan adalah 19.2 mm dengan besar pergerakan meja per rotasi 26.9 mm. Faktor mAs efektif yang digunakan pada 11 pasien ialah 46 – 192 mAs.

Estimasi dosis efektif pemeriksaan pelvis yang diperoleh berdasarkan data pemeriksaan pelvis 11 pasien (rata-rata  $\pm$  deviasi standar) ialah  $2.12 \pm 0.99$  mSv. Estimasi dosis efektif dapat dihitung dari nilai DLP pengukuran menggunakan faktor konversi tertentu. Faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif yang diperoleh untuk pemeriksaan pelvis ialah 0.0137mSv/(mGy.cm) seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4.20.



Gambar 4.20 Kurva hubungan antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan pelvis

Nilai CTDI<sub>vol</sub> maksimum untuk pemeriksaan abdomen yang diperoleh ialah 9.15 mGy dan nilai DLP maksimum ialah 189 mGy.cm. Nilai CTDI<sub>vol</sub> dan DLP pemeriksaan pelvis secara berturut-turut lebih kecil dari 35 mGy dan 570 mGy.cm, sehingga berdasarkan aturan *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* nilai ini masih berada dibawah Level Referensi Diagnostik.

Estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan abdomen jauh lebih besar dibanding dosis efektif untuk pemeriksaan kepala dan thorak. Ini karena organ yang radiosensitif banyak terdapat di bagian abdomen seperti lambung, usus besar, kandung kemih, hati, dan gonad. Sementara itu, estimasi dosis efektif untuk pemeriksaan kepala lebih kecil dari estimasi dosis efektif pemeriksaan thorak dan abdomen meskipun nilai CTDI<sub>vol</sub> untuk pemeriksaan kepala jauh lebih besar dibanding nilai CTDI<sub>vol</sub> pemeriksaan thorak dan abdomen. Hal ini karena lebih sedikit organ radiosensitif yang kena radiasi pada pemeriksaan kepala.

Estimasi dosis efektif berkaitan dengan efek stokastik akibat radiasi. Koefisien resiko untuk terjadinya efektif stokastik setelah terjadinya exposure pada laju dosis rendah yang ditetapkan ICRP 103 adalah 5%/Sv [24]. Estimasi dosis efektif maksimum untuk satu fase dari keseluruhan data pemeriksaan CT yang diperoleh pada penelitian ini ialah 10.20 mSv. Ini berarti koefisien resiko maksimum untuk terjadinya efek stokastik pada pemeriksaan CT ialah 0.051%.

#### 4.2.6.4 Korelasi Estimasi Dosis Efektif dengan Faktor Fantom

Estimasi dosis efektif dapat dihitung dari nilai DLP pengukuran dengan menggunakan faktor konversi DLP terhadap estimasi dosis efektif ( $E_{DLP}$ ) yang secara matematis dinyatakan seperti pada persamaan (4.1).

$$Dosis\ efektif = E_{DLP} \times DLP \quad (4.1)$$

Nilai  $E_{DLP}$  yang digunakan sesuai dengan jenis pemeriksaan. Tabel 4.13 merupakan rangkuman nilai  $E_{DLP}$  yang diperoleh untuk pemeriksaan kepala, thorak, abdomen, dan pelvis. Nilai  $E_{DLP}$  pada tabel 4.13 merupakan nilai  $E_{DLP}$  yang diperoleh dari korelasi antara DLP pengukuran dengan estimasi dosis efektif. Nilai  $E_{DLP}$  ini khusus untuk pemeriksaan CT *scan* dengan pesawat CT



*scan* Siemens Sensation 64 di RSP pada faktor eksposi 120 kV dan kolimasi berkas (64 x 0.6) mm.

Tabel 4.13 Faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif

Jenis Pemeriksaan	$E_{DLP}$ (mSv/mGy.cm)
Kepala Rutin	0.0025
Kepala Trauma	0.0026
Thorak	0.0208
Abdomen	0.0172
Pelvis	0.0137

Hampir semua pemeriksaan CT *scan* di RSP menggunakan kolimasi berkas (64 x 0.6) mm. Nilai CTDI<sub>vol</sub> hasil pengukuran pada kolimasi berkas (64 x 0.6) mm berbeda dengan nilai CTDI<sub>vol</sub> pada displai *scanner*. Perbedaan nilai CTDI<sub>vol</sub> ini akan mengakibatkan perbedaan nilai DLP. Pada Tabel 4.14 dapat dilihat faktor koreksi DLP displai *scanner* terhadap DLP pengukuran. Dari nilai faktor koreksi ini, nilai faktor konversi DLP displai *scanner* terhadap estimasi dosis efektif dapat diketahui. Faktor koreksi DLP displai *scanner* terhadap estimasi dosis efektif ( $E_{DLP}$ ) ini khusus untuk pemeriksaan CT *scan* menggunakan pesawat CT *scan* Siemens Sensation 64 di RSP pada faktor eksposi 120 kV dan kolimasi berkas (64 x 0.6) mm.

Tabel 4.14 Faktor konversi DLP displai *scanner* terhadap estimasi dosis efektif

Jenis Pemeriksaan	Faktor koreksi DLP displai <i>scanner</i> terhadap DLP pengukuran	$E_{DLP}$ (mSv/mGy.cm)
Kepala Rutin	0.8446	0.0021
Kepala Trauma	0.8450	0.0022
Thorak	0.8759	0.0182
Abdomen	0.8741	0.0151
Pelvis	0.8632	0.0118

Perhitungan estimasi dosis efektif menggunakan perangkat lunak *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator* didasarkan pada nilai CTDI<sub>air</sub>. Pada penelitian ini diperoleh hubungan antara nilai nCTDI<sub>air</sub> pengukuran dengan estimasi dosis efektif. Persamaan (4.2) merupakan persamaan yang diperoleh dari persamaan (4.1).

$$Dosis\ efektif = E_{DLP} \times \left( \frac{nCTDI_w \times mAs}{pitch \times 100mAs} \times L \right) \quad (4.2)$$

dengan nCTDI<sub>w</sub> adalah nilai CTDI<sub>w</sub> pengukuran yang dinormalisasi terhadap 100 mAs, mAs adalah nilai nominal mAs, L adalah panjang *scan*, dan E<sub>DLP</sub> adalah faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif. Nilai nCTDI<sub>w</sub> merupakan perkalian nilai nCTDI<sub>air</sub> dengan faktor fantom, sehingga persamaan (4.2) dapat ditulis seperti persamaan (4.3).

$$Dosis\ efektif = E_{DLP} \times \left( \frac{nCTDI_{air} \times faktor\ fantom \times mAs}{pitch \times 100mAs} \times L \right) \quad (4.3)$$

dengan nCTDI<sub>air</sub> adalah nilai CTDI<sub>air</sub> pengukuran yang dinormalisasi terhadap 100 mAs, faktor mAs adalah nilai nominal mAs, L adalah panjang *scan*, dan E<sub>DLP</sub> adalah faktor konversi DLP pengukuran terhadap estimasi dosis efektif. Persamaan (4.3) merupakan persamaan umum perhitungan estimasi dosis efektif yang memasukkan koreksi CTDI<sub>air</sub>.

## BAB V PENUTUP

### 5.1 Kesimpulan

1. Berdasarkan standar *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing* yang dikeluarkan oleh *Western Australia* dan *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard* di Inggris, CT scanner Siemens Sensation 64 di Rumah Sakit Persahabatan berada dalam keadaan baik.
2. Fantom faktor untuk fantom kepala adalah 0.702 dan untuk fantom tubuh adalah 0.357. Nilai faktor fantom ini khusus digunakan untuk pesawat CT scan Siemens Sensation 64 pada faktor eksposi 120 kV.
3. Estimasi dosis efektif yang diperoleh berdasarkan data pemeriksaan pasien di RSP untuk satu fase ialah (rata-rata  $\pm$  deviasi standar): kepala rutin ( $2.01 \pm 0.11$ ) mSv, kepala trauma ( $2.53 \pm 0.16$ ) mSv, thorak ( $3.42 \pm 0.79$ ) mSv, abdomen ( $5.99 \pm 2.16$ ) mSv, dan pelvis ( $2.12 \pm 0.99$ ) mSv.
4. Faktor koreksi DLP dislay scanner terhadap DLP pengukuran ialah: pemeriksaan kepala rutin 0.8446, kepala trauma 0.8450, thorak 0.8759, abdomen 0.8741, pelvis 0.8632. Faktor koreksi ini khusus untuk pemeriksaan CT menggunakan kolimasi berkas (64 x 0.6) mm.
5. Faktor konversi DLP dislay scanner terhadap estimasi dosis efektif ( $E_{DLP}$ ) ialah: pemeriksaan kepala rutin 0.0021 mSv/(mGy.cm), pemeriksaan kepala trauma 0.0022 mSv/(mGy.cm), pemeriksaan thorak 0.0182 mSv/(mGy.cm), pemeriksaan abdomen 0.0151 mSv/(mGy.cm), dan pemeriksaan pelvis 0.0118 mSv/(mGy.cm). Faktor konversi  $E_{DLP}$  ini khusus untuk pemeriksaan CT menggunakan Siemens Sensation 64 pada kolimasi berkas (64 x 0.6) mm.

### 5.2 Saran

Estimasi dosis efektif yang dilakukan pada penelitian ini adalah berdasarkan fantom hermaprodit yang terdapat di perangkat lunak ImPACT CT. Untuk mengetahui estimasi dosis efektif yang lebih akurat harus dilakukan koreksi terhadap ukuran pasien.

## DAFTAR ACUAN

- [1] The ImPACT Group. (2009). *Buyer's Guided: Multi-Slice CT Scanners*. 19 Juli 2011. St. George's Healthcare Trust, The ImPACT Group.  
[nhscep.useconnect.co.uk/ShowDocument.ashx?id=79&i=true](http://nhscep.useconnect.co.uk/ShowDocument.ashx?id=79&i=true)
- [2] Sutton, David. (2008). *Population and Patient Risk from CT Scans. Controversion and Consensus in Imaging and Intervention, VI*.
- [3] International Atomic Energy Agency. (2007). *Technical Report Series No.457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. 19 Agustus 2010. IAEA.  
[http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf)
- [4] Soderberg, Marcus. (2008). *Automatic Exposure Control in CT : An Investigation Between Different Manufacturers Considering Radiation Dose and Image Quality*. 28 Oktober 2011. Lund University, Medical Radiation Physics Clinical Sciences.  
<http://www.lunduniversity.lu.se>
- [5] Siemens Medical. (2007). *Somatom Sensation 40/60 Application Guide*. 5 Februari 2011. Siemens AG Medical Solution.  
[http://www.medical.siemens.com/siemens/en\\_INT/gg\\_ct\\_FBAs/files/CIP/appl\\_guides/sensation/CTsyngo\\_CT2007S\\_Sensation40-64\\_ApplicationsGuide\\_Sensation40-64.pdf](http://www.medical.siemens.com/siemens/en_INT/gg_ct_FBAs/files/CIP/appl_guides/sensation/CTsyngo_CT2007S_Sensation40-64_ApplicationsGuide_Sensation40-64.pdf)
- [6] Caderquist, Bjorn. (2008). *Evaluation of two thin CT dose profile detector and new way to perform QA in a CTDI head phantom*. 19 Juli 2011. Sweden: Departement of Radiation Physics Goteborg University.  
[http://www.radfys.gu.se/digitalAssets/1044/1044932\\_Bjorn\\_Cederquist.pdf](http://www.radfys.gu.se/digitalAssets/1044/1044932_Bjorn_Cederquist.pdf)
- [7] Bongartz G., Golding S.J. *et al.* (2004). *European Guidelines for Multislice Computed Tomography 2004 CT Quality Criteria*. 28 Oktober 2011.  
[http://www.msct.eu/CT\\_Quality\\_Criteria.htm](http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm)

- [8] AAPM. (2007). *AAPM Report No.96, The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. 28 Oktober 2011. Collage Park, American Association of Physicists in Medicine.  
[http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_96.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_96.pdf)
- [9] Bauhs, J.A., J. Vrieze, T., N. Primak, A., Bruesewitz, M.R., H. McCollough, C. (2008). CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. *RadioGraphics*, 28, 245 – 253. 22 Oktober 2010.  
<http://radiographics.rsna.org/content/28/1/245.full.pdf+html>
- [10] F. McNitt-Gray, Michael. (2002). AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents : Topics in CT Radiation Dose in CT. *RadioGraphics*, 22, 1541 – 1553. 24 April 2011.  
<http://radiographics.rsna.org/content/22/6/1541.full.pdf+html>
- [11] Siemens. (2010). *Easy Guide to Low Dose*. 27 April 2011. Siemens AG Medical Solution.  
[http://www.medical.siemens.com/siemens/en\\_US/gg\\_ct\\_FBAs/images/meserver/Low\\_Dose\\_Guide.pdf](http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/images/meserver/Low_Dose_Guide.pdf)
- [12] Christner, J.A. M. Kofler, J., H. McCollough. C. (2010). Estimating Effective Dose for CT Using Dose–Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual-Energy Scanning. *AJR* : 194. 1 Oktober 2011.  
<http://www.ajronline.org/content/194/4/881.long>
- [13] Keat, Nicolas. (2011). *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator* (version 1.0.4) [perangkat lunak komputer]. ImPACT, Medical Physics Department St George’s Hospital.
- [14] Edyvean, Sue. (2003). Patient Dose Assessment. 24 April 2011.  
<http://www.impactscan.org/slides/tarragona/patientdose/index.htm>
- [15] De Denaro, Mario. (2009). Dosimetry in CT: Multi slice Technology. Italy: Joint ICTP-IAEA Advanced School on Dosimetry in Diagnostic Radiology: and its Clinical Implementation. 11 November 2011.  
[http://cdsagenda5.ictp.it/askArchive.php?categ=a08155&id=a08155s3t2&id=29828&down=1&type=lecture\\_notes](http://cdsagenda5.ictp.it/askArchive.php?categ=a08155&id=a08155s3t2&id=29828&down=1&type=lecture_notes)

- [16] V. Tsapaki, M. Rehani. 2007. Dose Management in CT Facility. *Biomedical Imaging and Interventional Journal*, 3.2.e43.  
<http://www.bijj.org/2007/2/e43/>
- [17] Chang Hyun Lee. *Radiation Dose Optimization Techniques in MDCT Era: From Basics To Practice*. Seoul National University Hospital. 27 April 2011. radiology.or.kr/pds/2006/350.ppt
- [18] The Phantom Laboratory. Catphan 500/600. USA: The Phantom Laboratory. 29 November 2011.  
[http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan600\\_download.pdf](http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan600_download.pdf)
- [19] Lewis, Maria. (2004). CT Dosimetry : ImPACT Spreadsheet for Calculating Organ and Effective Doses from CT Exams. ImPACT. 24 April 2011.  
<http://www.impactscan.org/slides/ctdosimetrydenmark/index.htm>
- [20] Radiological Council of Western Australia. (2006). *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing*. Australia: Department of Health of Western Australia.
- [21] Radiation Protection Services. (2004). *Diagnostic X-Ray Unit Quality Control Standard*. Inggris: BC Centre for Disease Control. 23 November 2011.  
<http://www.bccdc.ca/NR/rdonlyres/BD0908DF-14D1-4956-B4C3-DE3A49875BA5/0/SumQCStandards0104.pdf>
- [22] The Phantom Laboratory. (2009). *Catphan 600 Manual Instruction*. USA: The Phantom Laboratory.
- [23] F. McNitt-Gray, Michael. (2007). Radiation Dose in Computed Tomography. In T.C Gerber, B. Kantor, E.E Williamson (Ed). *Computed Tomography of the Cardiovascular System*. (p 27 – 66). United Kingdom : Informa Healthcare.
- [24] Tanner, Rick. (2007). *Impact of the New ICRP Recommendations on External Radiation Protection Dosimetry*. Health Protection Agency. 9 Desember 2011.  
[http://www.npl.co.uk/upload/pdf/20071129\\_irmf\\_tanner\\_2.pdf](http://www.npl.co.uk/upload/pdf/20071129_irmf_tanner_2.pdf)

## LAMPIRAN A

### 1. Data CT Scan Siemens Sensation 64 di Rumah Sakit Persahabatan



#### Scanner

- Manufaktur : Siemens
- Model : Siemens Sensation 64
- Nomor model : 08377520
- Nomor seri : 55581
- Tanggal Produksi : November 2009
- Tanggal Instalasi : Desember 2009



#### Gantri

- Tipe Scanner : Generasi ketiga
- Jarak fokus ke isosenter : 570 mm
- Jarak fokus ke detektor : 1040 mm
- Pengaturan posisi : Laser
- Akurasi laser :  $\pm 1$  mm di pusat gantri



#### Generator Sinar-x

- Tipe : *High frequency*
- Lokasi : Gantri
- Sistem Pendingin : Air
- Power rating : 80 kW
- kV : 80, 100, 120, 140 kV
- mA : 28 – 665 mA



#### Tabung Sinar-x

- Tabung sinar-x : Straton Z
- Nomor seri tabung sinar-x : 323440902
- Kondisi maksimum : 140 kV/900 mAs
- Ukuran *focal spot* : (0.6 x 0.7), (0.7 x 0.7), (0.8 x 1.1)
- Total filtrasi pada kV maksimum : 6.8 mm ekuivalen Al pada 120 kV
- HVL pada 120 kV : 9.1 mm Al
- Kapasitas panas anoda : ekuivalen 30 MHU
- Laju pendinginan maksimum anoda : 5000 kHU/menit
- Metode pendinginan tabung : *Direct oil*

- Masa pakai tabung sinar-x : 3 tahun



### Sistem Deteksi

- Tipe detektor : *Solid state array*
- Material detektor : Siemens UFC
- Jumlah irisan (slice) maksimum : 64
- Frekuensi sampling : 4640 Hz (untuk *scan* 0.5 detik)
- Frekuensi sampling : 4640 Hz (untuk *scan* paling cepat)
- Laju transmisi data : 2500 Mbps
- Jumlah elemen detektor perbaris : 672
- Jumlah detektor (sumbu-z) : 40
- Detektor referensi : berada di kolimasi tabung
- Ukuran efektif detektor (sumbu-z) : 32 x 0.6 mm dan 8 x 1.2 mm
- Total efektif detektor (sumbu-z) : 28.8 mm
- *Hardware* fitur untuk meningkatkan resolusi sumbu xy : *flying focal spot*
- *Hardware* fitur untuk meningkatkan resolusi sumbu z : *z-sharp* teknologi

## 2. Ukuran Kolimasi Berkas

Jumlah Detektor (N)	Kolimasi (T) (mm)	Kolimasi Berkas (mm)
1	5	5
(2 x 10)	6	6*
1	10	10
12	1.2	14.4
30	0.6	18
(2 x 32)	0.6	19.2*
24	1.2	28.8

Kolimasi berkas per rotasi : Jumlah detektor aktif yang digunakan (N) x kolimasi (T).

Kolimasi berkas 6 mm dan 19.2 mm menggunakan teknologi *z-sharp* (*z-double sampling*) atau *z-flying focal*. Konfigurasi detektor yang digunakan pada kolimasi berkas 6 mm dan 19.2 mm ialah:

- $20 \times 0.6 \text{ mm} = 2 \times 10 \times 0.6 \text{ mm}$   
Jumlah detektor aktif yang digunakan ialah 10 dengan kolimasi satu detektor 0.6 mm.
- $64 \times 0.6 \text{ mm} = 2 \times 32 \times 0.6 \text{ mm}$   
Jumlah detektor aktif yang digunakan ialah 32 dengan kolimasi satu detektor 0.6 mm.



## LAMPIRAN B

### 1. Kolimasi Berkas Aktual

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas Pengukuran (mm)	Z-axis efisiensi geometri
1 x 5	5	5.5	0.91
1 x 10	10	10.7	0.93
12 x 1.4	14.4	18.1	0.80
30 x 0.6	18.0	21.0	0.86
24 x 1.2	28.8	32.8	0.86

### 2. Linearitas mAs terhadap CTDI

#### Parameter pengambilan data:

Tipe *scan* : Aksial  
 Tegangan tabung sinar-x : 120 kV  
 Waktu rotasi : 1 detik  
 Kolimasi berkas : 10 mm  
 Jumlah *scan* : 1

mAs	Output 1	Output 2	Output Rata-Rata	Output/mAs
100	1.558	1.560	1.559	0.0156
150	2.342	2.343	2.343	0.0156
200	3.132	3.125	3.129	0.0156
250	3.913	3.929	3.921	0.0157
300	4.716	4.717	4.717	0.0157

Output/mAs minimum : 0.0156

Output/mAs maksimum : 0.0157

Koefisien Linearitas :

$$\frac{output / mAs_{\max} - output / mAs_{\min}}{output / mAs_{\max} + output / mAs_{\min}} = \frac{0.0157 - 0.0156}{0.0157 + 0.0156} = 0.0042$$

### 3. Pengukuran CTDI di udara

#### Parameter Eksposi

Tipe <i>scan</i>	: Aksial	Waktu Rotasi	: 1 detik
kV	: 120 kV dan 140 kV	Jumlah <i>Scan</i>	: 1
mAs	: 200 mAs		

#### 120 kV

Kolimasi Berkas	Output 1 (mGy)	Output 2 (mGy)	Output 3 (mGy)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	nCTDI <sub>100</sub> (mGy/100mAs)
1 x 5 mm	1.546	1.547	1.564	31.05	15.52
1 x 10 mm	3.137	3.121	3.146	31.35	15.67
12 x 1.2 mm	5.618	5.624	5.663	39.13	19.57
30 x 0.6 mm	6.697	6.707	6.737	37.30	18.65
24 x 1.2 mm	10.100	10.080	10.180	35.14	17.57

#### 140 kV

Kolimasi Berkas	Output 1 (mGy)	Output 2 (mGy)	Output 3 (mGy)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	nCTDI <sub>100</sub> (mGy/100mAs)
1 x 5 mm	2.360	2.356	2.385	47.34	23.67
1 x 10 mm	4.749	4.747	4.786	47.61	23.80
12 x 1.2 mm	8.547	8.538	8.610	59.48	29.74
30 x 0.6 mm	10.170	10.170	10.260	56.67	28.33
24 x 1.2 mm	15.360	15.350	15.470	53.45	26.72

**Parameter Eksposi**

Tipe *scan* : Spiral mAs : 200 mAs  
 kV : 120 kV dan 140 kV Waktu Rotasi : 1 detik

**120 kV**

Kolimasi Berkas	Scan time (s)	Output 1 (mGy)	Output 2 (mGy)	Output 3 (mGy)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	nCTDI (mGy/100mAs)
20 x 0.6	10.62	25.240	25.340	25.490	39.79	19.90
64 x 0.6	3.71	26.510	26.970	26.870	37.60	18.80

**140 kV**

Kolimasi Berkas	Scan time (s)	Output 1 (mGy)	Output 2 (mGy)	Output 3 (mGy)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	nCTDI (mGy/100mAs)
20 x 0.6	10.62	38.520	38.580	38.880	60.67	30.34
64 x 0.6	3.71	40.410	41.060	40.830	57.23	28.62

#### 4. Pengukuran CTDI di Fantom Kepala

Tipe *scan* : Aksial Waktu Rotasi : 1 detik mAs : 200 mAs

kV : 120 kV Jumlah *Scan* : 1

Kolimasi Berkas	Posisi	Output 1	Output 2	Output 3	CTDI <sub>100</sub>	CTDI <sub>100c, p</sub>	CTDI <sub>w</sub>
		mGy			mGy/100mAs		
(1 x 5) mm	Sentral	1.067	1.095	1.072	10.78	10.78	11.04
	P1	1.142	1.162	1.156	11.53	11.16	
	P2	1.081	1.127	1.117	11.08		
	P3	1.065	1.082		10.74		
	P4	1.114	1.117	1.109	11.13		
(1 x 10) mm	Sentral	2.140	2.197	2.161	10.83	10.83	11.08
	P1	2.280	2.334	2.316	11.55	11.19	
	P2	2.205	2.255	2.237	11.16		
	P3	2.133	2.163		10.74		
	P4	2.201	2.235	2.262	11.16		
(12 x 1.2) mm	Sentral			3.762	13.06	13.06	13.59
	P1			4.072	14.14	13.85	
	P2			3.950	13.72		
	P3						
	P4			3.944	13.69		
(30 x 0.6) mm	Sentral	4.597	4.539	4.493	12.62	12.62	12.99
	P1	4.891	4.906	4.848	13.56	13.17	
	P2	4.648	4.734	4.762	13.10		
	P3	4.572	4.540		12.66		
	P4	4.696	4.776	4.765	13.18		
(24 x 1.2) mm	Sentral	6.944	6.683	6.628	11.90	11.90	12.17
	P1	7.418	7.241	7.202	12.65	12.30	
	P2	7.170	7.123	6.979	12.31		
	P3	6.906	6.741		11.85		
	P4	7.119	6.972	7.076	12.25		

### Parameter Pengukuran CTDI di Fantom Kepala

Tipe *scan* : Spiral                      Waktu Rotasi : 1 detik                      mAs : 200 mAs  
 kV : 120 kV                      *Pitch* : 1

Kolimasi Berkas	Posisi	Scan time (s)	Output (mGy)	CTDI <sub>100</sub>	CTDI <sub>100c, p</sub>	CTDI <sub>w</sub>
				mGy/100mAs		
(20 x 0.6) mm	Sentral	6.79	11.250	13.81	13.81	14.31
	P1	6.79	12.360	15.17	14.57	
	P2	6.79	11.640	14.29		
	P4	6.79	11.610	14.25		
(64 x 0.6) mm	Sentral	3.19	15.800	12.90	12.90	13.33
	P1	3.19	16.370	13.36	13.54	
	P2	3.19	16.840	13.75		
	P4	3.19	16.550	13.51		
(24 x 1.2) mm	Sentral	2.68	17.940	11.62	11.62	12.04
	P1	2.68	19.550	12.66	12.26	
	P2	2.68	17.430	11.29		
	P4	2.68	19.780	12.81		

## 5. Pengukuran CTDI di Fantom Tubuh

### Parameter Pengukuran CTDI di Fantom Tubuh

Tipe *scan* : Aksial                      Waktu Rotasi : 1 detik                      mAs : 200 mAs  
 kV : 120 kV                      *Pitch* : 1

Kolimasi Berkas	Posisi	Output 1	Output 2	Output 3	CTDI <sub>100</sub>	CTDI <sub>100c, p</sub>	CTDI <sub>w</sub>
		mGy			mGy/100mAs		
(1 x 5) mm	Sentral	0.367	0.358	0.363	3.63	3.63	5.64
	P1	0.681	0.697	0.691	6.89	6.65	
	P2	0.679	0.676	0.662	6.73		
	P3	0.618	0.628		6.23		
	P4	0.664	0.667	0.652	6.61		
(1 x 10) mm	Sentral	0.730	0.737	0.727	3.66	3.66	5.62
	P1	1.344	1.348	1.336	6.71	6.59	
	P2	1.339	1.344	1.338	6.70		
	P3	1.249	1.257		6.27		
	P4	1.312	1.325	1.312	6.58		
(12 x 1.2) mm	Sentral	1.293	1.310	1.311	4.53	4.53	6.95
	P1	2.348	2.478	2.467	8.44	8.14	
	P2	2.269	2.387	2.407	8.17		
	P3	2.217	2.164		7.61		
	P4	2.330	2.361	2.361	8.16		
(30 x 0.6) mm	Sentral	1.419	1.560	1.568	4.21	4.21	6.50
	P1	2.781	2.936	2.838	7.92	7.62	
	P2	2.667	2.827	2.847	7.72		
	P3	2.401	2.656		7.02		
	P4	2.626	2.809	2.805	7.63		
(24 x 1.2) mm	Sentral	2.288	2.318	2.361	4.03	4.03	6.23
	P1	4.197	4.234	4.442	7.45	7.32	
	P2	4.215	4.223	4.299	7.37		
	P3	3.787	4.376		7.09		
	P4	4.131	4.238	4.216	7.28		

### Parameter Pengukuran CTDI di Fantom Tubuh

Tipe *scan* : Spiral Waktu Rotasi : 1 detik mAs : 200 mAs

kV : 120 kV *Pitch* : 1

Kolimasi Berkas	Posisi	Scan time s	Output mGy	CTDI <sub>100</sub>	CTDI <sub>100c, p</sub>	CTDI <sub>w</sub>
				mGy/100mAs		
(20 x 0.6) mm	Sentral	6.79	3.859	4.64	4.64	7.21
	P1	6.79	7.317	8.83	8.49	
	P2	6.79	7.338	8.85		
	P4	6.79	6.457	7.79		
(64 x 0.6) mm	Sentral	3.19	5.393	4.32	4.32	6.78
	P1	3.19	10.748	8.62	8.01	
	P2	3.19	10.022	8.03		
	P4	3.19	9.193	7.38		
(24 x 1.2) mm	Sentral	2.68	6.068	3.86	3.86	6.15
	P1	2.68	12.193	7.76	7.30	
	P2	2.68	9.193	6.33		
	P4	2.68	12.288	7.81		

## 6. Data Estimasi Dosis Efektif

### 6.1 Perhitungan Estimasi Dosis Efektif

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator			
Version 1.0.4 27/05/2011			
<b>Scanner Model:</b>			
Manufacturer:	Siemens		
Scanner:	Siemens Sensation 64		
kV:	120		
Scan Region:	Head		
Data Set	MCSET19	Update Data Set	
Current Data	MCSET00		
Scan range			
Start Position	80	cm	Get From Phantom
End Position	94	cm	Diagram
Organ weighting scheme ICRP 103			
<b>Acquisition Parameters:</b>			
Tube current	323	mA	
Rotation time	1	s	
Spiral pitch	0.85		
mAs / Rotation	323	mAs	
Effective mAs	380	mAs	
Collimation	19.2 (64* x	mm	
Rel. CTDI	Look up 1.21	at selected collimation	
CTDI (air)	Look up 19.5	mGy/100mAs	
CTDI (soft tissue)	Look up 20.9	mGy/100mAs	
nCTDI <sub>w</sub>	Look up 14.5	mGy/100mAs	
CTDI <sub>w</sub>	46.7	mGy	
CTDI <sub>vol</sub>	55.0	mGy	
DLP	770	mGy.cm	

#### Data yang harus dimasukkan ke ImPACT:

1. Manufacturer : Siemens
2. Scanner : Siemens Sensation 64
3. kV : sesuai data pasien
4. Scan region : sesuai data pasien
5. Tube current : nominal mA
6. Rotation time : waktu rotasi
7. Spiral pitch : sesuai data pasien
8. nCTDI<sub>air</sub> : nilai nCTDI<sub>air</sub> pengukuran yang sesuai dengan data pemeriksaan pasien
9. Start and end position : sesuai dengan jenis pemeriksaan

#### Data pada pemeriksaan pasien

1. kV
2. mAs efektif
3. CTDI<sub>vol</sub>
4. DLP
5. Waktu rotasi
6. Kolimasi





## 6.2 Pemeriksaan Kepala Rutin

No	No. Scan	kV	mAs efektif	mA	T (s)	NT (mm)	p	L (cm)	DLP *	DLP**	Total mAs	DE (mSv)
1	1	120	380	323	1	19.2	0.85	16.5	836	1016	3266	1.96
2	1	120	380	323	1	19.2	0.85	16.5	836	1017	3266	1.96
	2	120	380	323	1	19.2	0.85	16.5	836	1017	3266	1.96
3	1	120	380	323	1	19.2	0.85	17.0	861	1046	3365	2.02
4	1	120	380	323	1	19.2	0.85	15.5	785	957	3068	1.83
5	1	120	380	323	1	19.2	0.85	18.0	912	1106	3563	2.15
	2	120	380	323	1	19.2	0.85	18.0	912	1106	3563	2.15
6	1	120	380	323	1	19.2	0.85	16.5	836	1016	3266	1.96
	2	120	380	323	1	19.2	0.85	16.5	836	1016	3266	1.96
7	1	120	380	323	1	19.2	0.85	16.5	836	1016	3266	1.96
8	1	120	380	323	1	19.2	0.85	16.5	836	1015	3266	1.96
9	1	120	380	323	1	19.2	0.85	17.5	886	1076	3464	2.08
10	1	120	380	323	1	19.2	0.85	16.0	810	986	3167	1.90
11	1	120	380	323	1	19.2	0.85	17.5	886	1075	3464	2.08
12	1	120	380	323	1	19.2	0.85	18.0	912	1106	3563	2.15
13	1	120	380	323	1	19.2	0.85	17.5	886	1075	3464	2.08
14	1	120	380	323	1	19.2	0.85	17.5	886	1076	3464	2.08
	2	120	380	323	1	19.2	0.85	17.5	886	1076	3464	2.08

Keterangan:

- mA : nominal mA  
 L : panjang *scan* (cm)  
 P : *pitch*  
 DLP\* : DLP pengukuran (mGy.cm)  
 DLP\*\* : DLP display *scanner* (mGy.cm)  
 DE : Dosis efektif (mSv)

Nilai panjang *scan* L, DLP, total mAs, dan estimasi dosis efektif yang terdapat pada tabel di atas adalah nilai panjang *scan* L, DLP, total mAs, dan estimasi dosis efektif yang tidak memperhitungkan *overscan*.

### 6.3 Pemeriksaan Trauma Kepala

No	No. Scan	kV	mAs efektif	mA	T (s)	NT (mm)	Pitch	L (cm)	DLP*	DLP**	Total mAs	DE (mSv)
1	1	120	380	323	1	19.2	0.85	19.5	988	1196	3859	2.46
2	1	120	380	323	1	19.2	0.85	19.0	962	1165	3760	2.40
	2	120	380	323	1	19.2	0.85	19.0	962	1165	3760	2.40
3	1	120	380	323	1	19.2	0.85	20.0	1013	1226	3958	2.52
4	1	120	380	323	1	19.2	0.85	21.0	1064	1285	4156	2.68
5	1	120	380	323	1	19.2	0.85	19.5	988	1196	3859	2.46
6	1	120	380	323	1	19.2	0.85	21.0	1064	1285	4156	2.68
	2	120	380	323	1	19.2	0.85	21.0	1064	1285	4156	2.68
7	1	120	380	323	1	19.2	0.85	18.5	937	1133	3661	2.34
8	1	120	380	323	1	19.2	0.85	22.0	1114	1345	4354	2.79
9	1	120	380	323	1	19.2	0.85	20.0	1013	1226	3958	2.52
10	1	120	380	323	1	19.2	0.85	22.0	1114	1344	4354	2.79
11	1	120	380	323	1	19.2	0.85	18.5	937	1137	3661	2.34
	2	120	380	323	1	19.2	0.85	18.5	937	1137	3661	2.34
12	1	120	380	323	1	19.2	0.85	20.0	1013	1224	3958	2.52

Keterangan:

mA : nominal mA

L : panjang *scan* (cm)

P : *pitch*

DLP\* : DLP pengukuran (mGy.cm)

DLP\*\* : DLP display *scanner* (mGy.cm)

DE : Dosis efektif (mSv)

Nilai panjang *scan* L, DLP, total mAs, dan estimasi dosis efektif yang terdapat pada tabel di atas adalah nilai panjang *scan* L, DLP, total mAs, dan estimasi dosis efektif yang tidak memperhitungkan *overscan*.

#### 6.4 Pemeriksaan Thorak

No	No Scan	kV	mAs efektif	mA	T (s)	NT (mm)	p	L (cm)	D (cm)	DLP *	DLP **	Total mAs	DE (mSv)
1	1	120	58	163	0.5	19.2	1.4	36.6	26.1	144	166	1106	3.0
	2	120	58	163	0.5	19.2	1.4	36.6	26.1	144	166	1106	3.0
2	1	120	69	193	0.5	19.2	1.4	37.3	26.2	175	201	1341	3.7
	2	120	71	199	0.5	19.2	1.4	37.3	26.2	179	206	1378	3.8
3	1	120	66	185	0.5	19.2	1.4	37.6	27.5	168	194	1292	3.5
	2	120	64	179	0.5	19.2	1.4	37.4	27.5	162	187	1247	3.4
4	1	120	76	213	0.5	19.2	1.4	37.0	30.4	191	221	1464	4.0
	2	120	75	210	0.5	19.2	1.4	37.0	30.4	188	216	1447	3.9
5	1	120	42	118	0.5	19.2	1.4	33.5	23.2	96	112	734	2.0
	2	120	42	118	0.5	19.2	1.4	33.6	23.2	96	111	734	2.0
6	1	120	71	199	0.5	19.2	1.4	38.7	29.3	186	214	1433	3.9
7	1	120	47	132	0.5	19.2	1.4	37.4	24.1	119	137	914	2.5
	2	120	47	132	0.5	19.2	1.4	37.4	24.1	119	137	914	2.5
8	1	120	49	137	0.5	19.2	1.4	41.0	25.2	136	158	1046	2.9
	2	120	51	143	0.5	19.2	1.4	40.8	25.2	141	162	1085	3.0
9	1	120	78	219	0.5	19.2	1.4	42.7	31.6	226	260	1733	4.7
	2	120	78	219	0.5	19.2	1.4	42.7	31.6	226	260	1733	4.7
10	1	120	70	196	0.5	19.2	1.4	39.9	28.4	189	217	1454	4.0
	2	120	70	196	0.5	19.2	1.4	39.9	28.4	189	217	1454	4.0
11	1	120	52	146	0.5	19.2	1.4	36.2	22.7	128	147	982	2.7
	2	120	53	149	0.5	19.2	1.4	36.2	22.7	130	151	1000	2.7
12	1	120	83	233	0.5	19.2	1.4	38.6	26.8	217	250	1671	4.5
	2	120	85	238	0.5	19.2	1.4	38.8	26.8	223	257	1716	4.7
13	1	120	65	182	0.5	19.2	1.4	40.2	27.9	177	205	1359	3.7
	2	120	65	182	0.5	19.2	1.4	40.2	27.9	177	205	1359	3.7
14	1	120	50	140	0.5	19.2	1.4	41.2	23.7	140	161	1073	2.9
	2	120	50	140	0.5	19.2	1.4	41.2	23.7	140	161	1073	2.9

Keterangan:

mA : Nominal mA

p : *pitch*

L : panjang *scan* (cm)

D : Diameter pasien (cm)

DLP\* : DLP pengukuran (mGy.cm)

DLP\*\* : DLP display *scanner* (mGy.cm)

DE : Dosis efektif (mSv)

### 6.5 Pemeriksaan Abdomen

No	No Scan	kV	mAs efektif	mA	T (s)	NT (mm)	P	L (cm)	D (cm)	DLP *	DLP **	Total mAs	DE (mSv)
1	1	120	49	137	0.5	19.2	1.4	35.7	16.0	119	137	912	2.0
	2	120	49	137	0.5	19.2	1.4	35.7	16.0	119	137	921	2.0
2	1	120	106	297	0.5	19.2	1.4	47.0	25.2	338	389	2596	5.8
	2	120	106	297	0.5	19.2	1.4	47.0	25.2	338	389	2596	5.8
3	1	120	116	325	0.5	19.2	1.4	49.8	24.9	392	449	3008	6.7
	2	120	116	325	0.5	19.2	1.4	49.8	24.9	392	449	3008	6.7
4	1	120	109	305	0.5	19.2	1.4	43.1	25.9	319	366	2448	5.5
	2	120	109	305	0.5	19.2	1.4	43.1	25.9	319	366	2448	5.5
5	1	120	103	289	0.5	19.2	1.4	39.7	28.4	277	318	2127	4.8
6	1	120	95	266	0.5	19.2	1.4	48.9	20.7	315	361	2417	5.4
	2	120	95	266	0.5	19.2	1.4	48.9	20.7	315	361	2417	5.4
7	1	120	97	272	0.5	19.2	1.4	42.0	26.4	276	318	2123	4.7
	2	120	95	266	0.5	19.2	1.4	41.9	26.4	270	311	2072	4.6
8	1	120	132	370	0.5	19.2	1.4	51.0	29.8	457	525	3508	7.8
9	1	120	140	392	0.5	19.2	1.4	52.1	28.1	495	566	3799	8.5
10	1	120	72	202	0.5	19.2	1.4	49.6	16.5	242	277	1859	4.1
	2	120	72	202	0.5	19.2	1.4	49.6	16.5	242	277	1859	4.1
11	1	120	173	485	0.5	19.2	1.4	47.6	32.5	558	640	4285	9.6
12	1	120	137	384	0.5	19.2	1.4	49.5	26.8	460	529	3535	7.9
	2	120	137	384	0.5	19.2	1.4	49.5	26.8	460	529	3535	7.9
13	1	120	80	224	0.5	19.2	1.4	48.6	19.0	264	304	2025	4.5
	2	120	78	219	0.5	19.2	1.4	48.7	19.0	257	296	1976	4.4
14	1	120	142	398	0.5	19.2	1.4	46.6	27.3	449	515	3447	7.7
15	1	120	126	353	0.5	19.2	1.4	42.9	27.1	367	420	2817	6.3
	2	120	128	359	0.5	19.2	1.4	42.9	27.1	373	427	2862	6.4
16	1	120	171	479	0.5	19.2	1.4	42.0	35.7	486	557	3736	8.3
17	1	120	65	182	0.5	19.2	1.4	46.2	16.8	204	233	1564	3.5
	2	120	65	182	0.5	19.2	1.4	46.2	16.8	204	233	1564	3.5
18	1	120	171	479	0.5	19.2	1.4	51.2	30.1	598	678	4560	10.2
	2	120	168	471	0.5	19.2	1.4	51.2	30.1	583	668	4479	10.0

Keterangan:

mA : Nominal mA

DE : Dosis efektif (mSv)

L : panjang *scan* (cm)

D : Diameter pasien (cm)

DLP\* : DLP pengukuran (mGy.cm)

DLP\*\* : DLP displai *scanner* (mGy.cm)

## 6.6 Pemeriksaan Pelvis

No	No. Scan	kV	mAs efektif	mA	T (s)	NT (mm)	p	L (cm)	D (cm)	DLP *	DLP **	Total mAs	DE (mSv)
1	1	120	46	129	0.5	19.2	1.4	16.9	16.0	53	62	404	0.73
2	1	120	133	373	0.5	19.2	1.4	21.0	25.2	189	220	1453	2.6
3	1	120	130	364	0.5	19.2	1.4	19.3	24.9	170	199	1305	2.3
4	1	120	135	378	0.5	19.2	1.4	17.7	25.9	162	190	1247	2.2
5	1	120	115	322	0.5	19.2	1.4	17.5	20.7	136	159	1046	1.9
6	1	120	101	283	0.5	19.2	1.4	16.3	26.4	112	132	860	1.5
7	1	120	82	230	0.5	19.2	1.4	20.0	16.5	111	130	854	1.5
8	1	120	101	283	0.5	19.2	1.4	17.6	19.0	120	141	924	1.7
9	1	120	149	418	0.5	19.2	1.4	22.5	27.1	227	264	1743	3.1
10	1	120	85	238	0.5	19.2	1.4	17.1	16.8	98	115	755	1.4
11	1	120	192	538	0.5	19.2	1.4	24.7	30.1	321	372	2465	4.4

Keterangan:

mA : Nominal mA

p : *pitch*

L : panjang *scan* (cm)

D : Diameter pasien (cm)

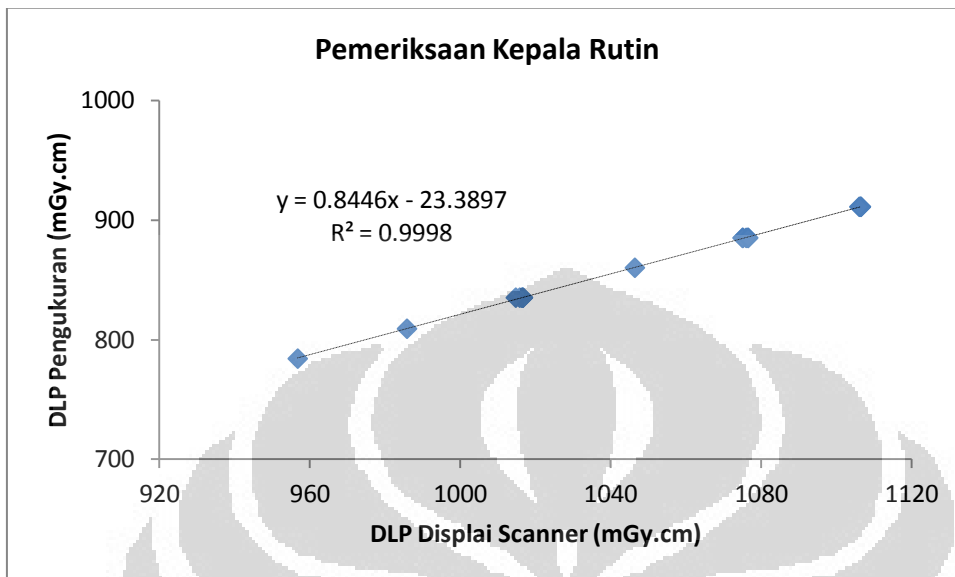
DLP\* : DLP pengukuran (mGy.cm)

DLP\*\* : DLP displai *scanner* (mGy.cm)

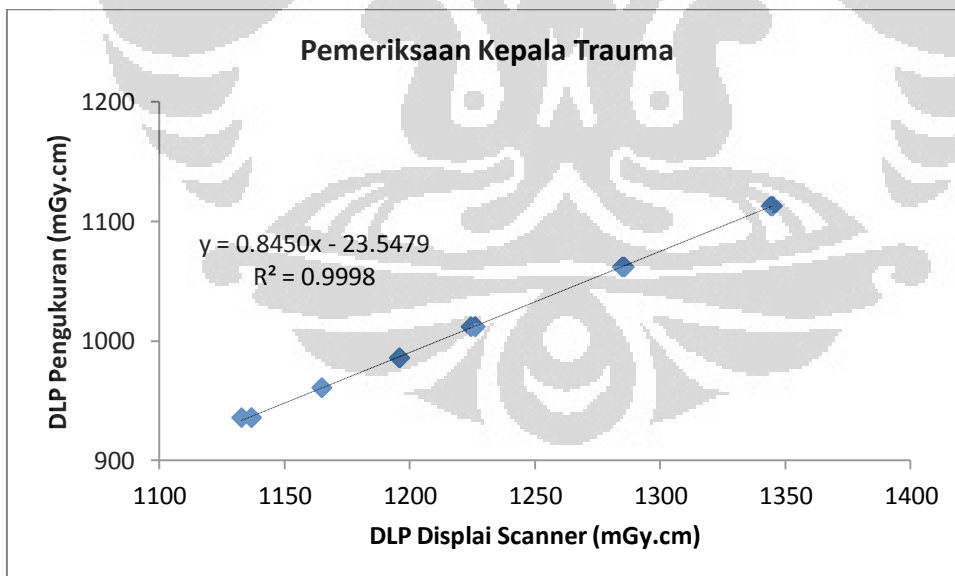
DE : Dosis efektif (mSv)

## Korelasi DLP pengukuran dengan DLP Displai Scanner

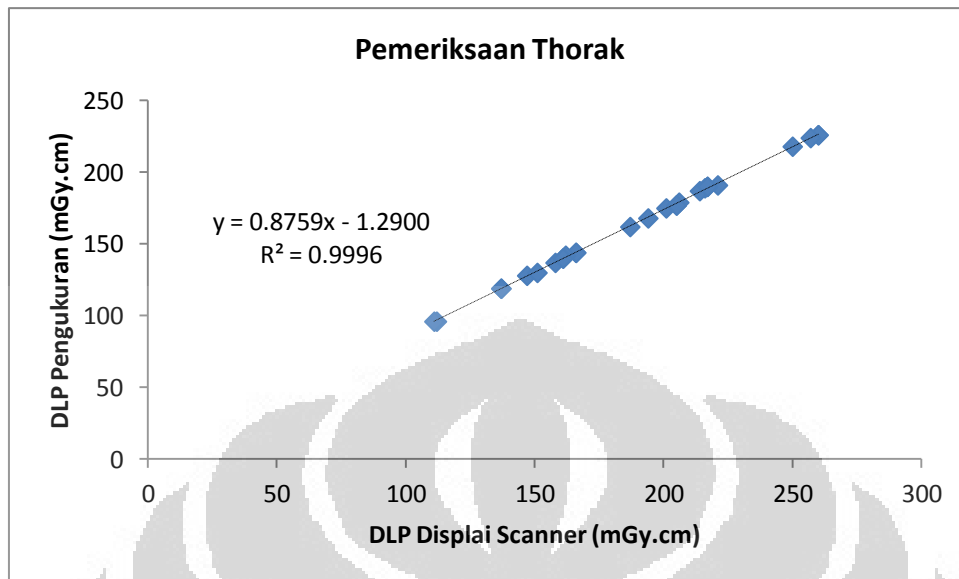
### 1. Pemeriksaan Kepala Rutin



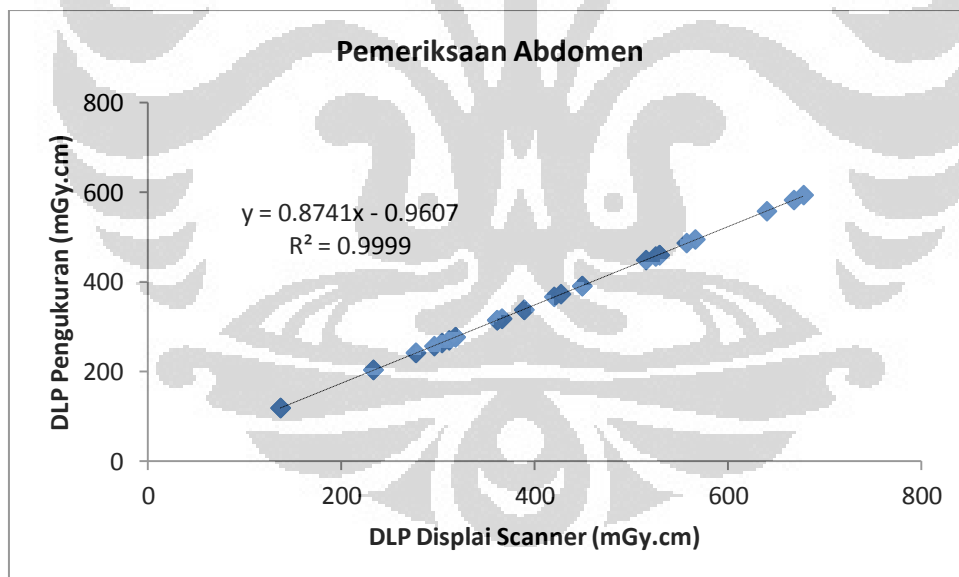
### 2. Pemeriksaan Kepala Trauma



### 3. Pemeriksaan Thorak

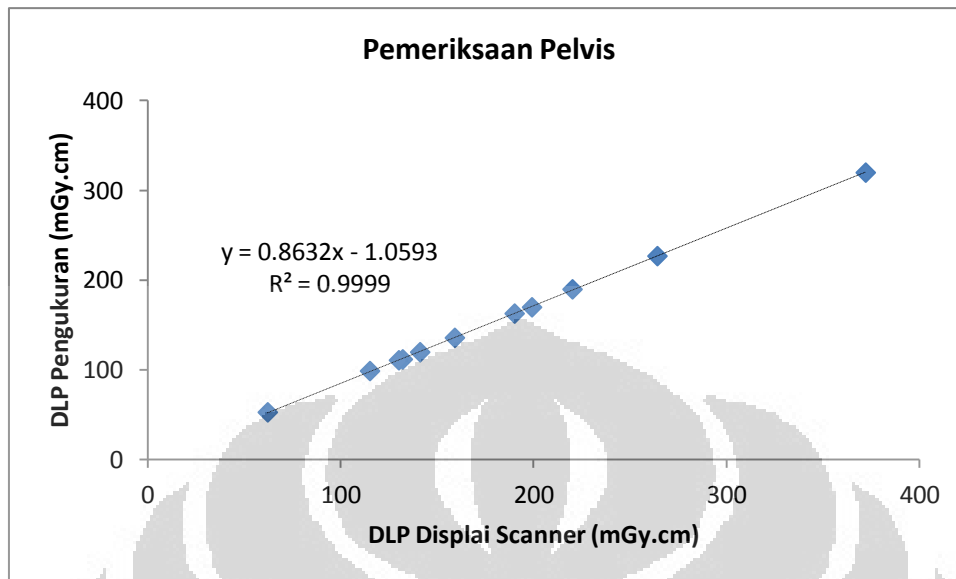


### 4. Pemeriksaan Abdomen





## 5. Pemeriksaan Pelvis



**DATA DARI *ImPACT CT PATIENT DOSIMETRY***

Kolimasi (mm)	CTDI <sub>air</sub> (mGy)		CTDI <sub>w</sub> (mGy) pada 120 kV	
	120 kV	140 kV	Fantom Kepala	Fantom Tubuh
5	16.0	24.4	11.9	5.8
6	17.0	25.9	12.6	6.1
10	16.1	24.6	12.0	5.8
18	19.1	29.2	14.2	6.9
19.2	19.5	29.7	14.5	7.0
28.8	18.1	27.6	13.4	6.5

**Faktor Fantom Kepala CT scan Siemens Sensation 64 pada 120 kV**

Kolimasi	nCTDI <sub>w</sub>	nCTDI <sub>air</sub>	nCTDI <sub>w</sub> /nCTDI <sub>air</sub>
5	11.9	16.0	0.744
6	12.6	17.0	0.741
10	12.0	16.1	0.745
18	14.2	19.1	0.743
19.2	14.5	19.5	0.744
28.8	13.4	18.1	0.740

**Faktor Fantom Tubuh CT scan Siemens Sensation 64 pada 120 kV**

Kolimasi	nCTDI <sub>w</sub>	nCTDI <sub>air</sub>	nCTDI <sub>w</sub> /nCTDI <sub>air</sub>
5	5.8	16.0	0.363
6	6.1	17.0	0.359
10	5.8	16.1	0.360
18	6.9	19.1	0.361
19.2	7.0	19.5	0.359
28.8	6.5	18.1	0.359

**Perbandingan nilai CTDI<sub>w</sub> fantom kepala hasil pengukuran dengan ImPACT CT**

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	nCTDI <sub>w</sub> Pengukuran (mGy)	nCTDI <sub>w</sub> ImPACT CT (mGy)	Perbedaan Relatif* (%)
1 x 5	5	11.04 ± 0.13	11.90	7.2
20 x 0.6	6	14.31*	12.60	13.6
1 x 10	10	11.08 ± 0.14	12.00	7.7
12 x 1.2	14.4	13.59*	-	-
30 x 0.6	18.6	12.99 ± 0.04	14.20	8.5
64 x 0.6	19.2	13.33*	14.50	8.1
24 x 1.2	28.8	12.17 ± 0.13	13.40	9.2
24 x 1.2	28.8	12.04*	13.40	10.1

Keterangan

\* : pengukuran dengan mode spiral

**Perbandingan nilai CTDI<sub>w</sub> fantom tubuh hasil pengukuran dengan ImPACT CT**

Kolimasi Berkas (mm)	Kolimasi Berkas (mm)	nCTDI <sub>w</sub> Pengukuran (mGy)	nCTDI <sub>w</sub> ImPACT CT (mGy)	Perbedaan Relatif* (%)
1 x 5	5	5.64 ± 0.02	5.80	2.7
20 x 0.6	6	7.21*	6.10	18.2
1 x 10	10	5.62 ± 0.03	5.80	3.2
12 x 1.2	14.4	6.95 ± 0.15	-	-
30 x 0.6	18.6	6.50 ± 0.29	6.90	5.8
64 x 0.6	19.2	6.78*	7.00	3.1
24 x 1.2	28.8	6.23 ± 0.16	6.50	4.1
24 x 1.2	28.8	6.15*	6.50	5.4

Keterangan

\* : pengukuran dengan mode spiral