



UNIVERSITAS INDONESIA

**FAKTOR KOREKSI GEOMETRI DALAM
PENGUKURAN DOSIS PADA PHANTOM DENGAN
MENGUNAKAN METODE CTDI DI UDARA DAN
CTDI PADA PHANTOM**

SKRIPSI

MERISCA BELINDA NANLOHY

0906602295

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

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Merisca Belinda Nanlohy

NPM : 0906602295

Tanda Tangan :



Tanggal : Desember 2011

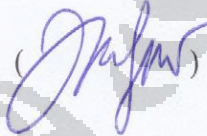
HALAMAN PENGESAHAN


Skripsi ini diajukan oleh

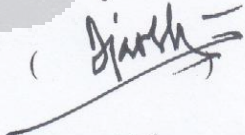
Nama : Merisca Belinda Nanlohy
 NPM : 0906602295
 Program Studi : S1-Ekstensi / Fisika Medis
 Judul Skripsi : Faktor Koreksi Geometri dalam Pengukuran Dosis pada Phantom dengan Menggunakan Metode CTDI di Udara dan CTDI pada Phantom


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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Dwi Seno K Sihono, M.Si ()

Pembimbing II : Heru Prasetyo, M.Si ()

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

Penguji : Kristina Tri Wigati, M.Si ()

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : Desember 2011

KATA PENGANTAR

Puji syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah memberikan rahmat dan hidayah-Nya kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini sebagai salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Sains.

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

1. Dwi Seno K Sihono, M.Si sebagai pembimbing 1 yang telah menyediakan waktu serta sabar dalam membimbing dalam penulisan skripsi ini;
2. Heru Prasetyo, M.Si sebagai pembimbing 2 yang telah menyediakan waktu, serta sabar dalam membimbing penulis serta memberikan arahan yang berharga;
3. Ibu Prof. DR Djarwani S Soejoko sebagai penguji yang telah memberikan ilmu baru dan masukan-masukan yang berharga untuk perbaikan skripsi ini;
4. Ibu Kristina Tri Wigati, M.Si sebagai penguji yang telah memberikan waktu dan masukan untuk perbaikan skripsi ini;
5. Seluruh dosen Departemen Fisika UI atas segala ilmunya yang diberikan selama penulis menjadi mahasiswa Fisika;
6. Bapak, Ibu, nenek, kakak dan adikku, serta seluruh keluarga besar yang tak pernah lelah memberikan do'a, perhatian, semangat dan kasih sayangnya;
7. Semua sahabat ku tersayang yang tak kenal lelah memberikan do'a, dukungan semangat serta perhatiannya;
8. Rekan dan sahabat ekstensi fisika 2009, ekstensi 2008 dan reguler 2008 khususnya fisika medis;
9. Staf dosimetri di PTKMR BATAN Pasar Jum'at Jakarta;
10. Semua staf Departemen Fisika yang sudah banyak membantu segala informasi untuk kemudahan administrasi;
11. Departemen Radiologi atas izin yang diberikan untuk melakukan penelitian ini.

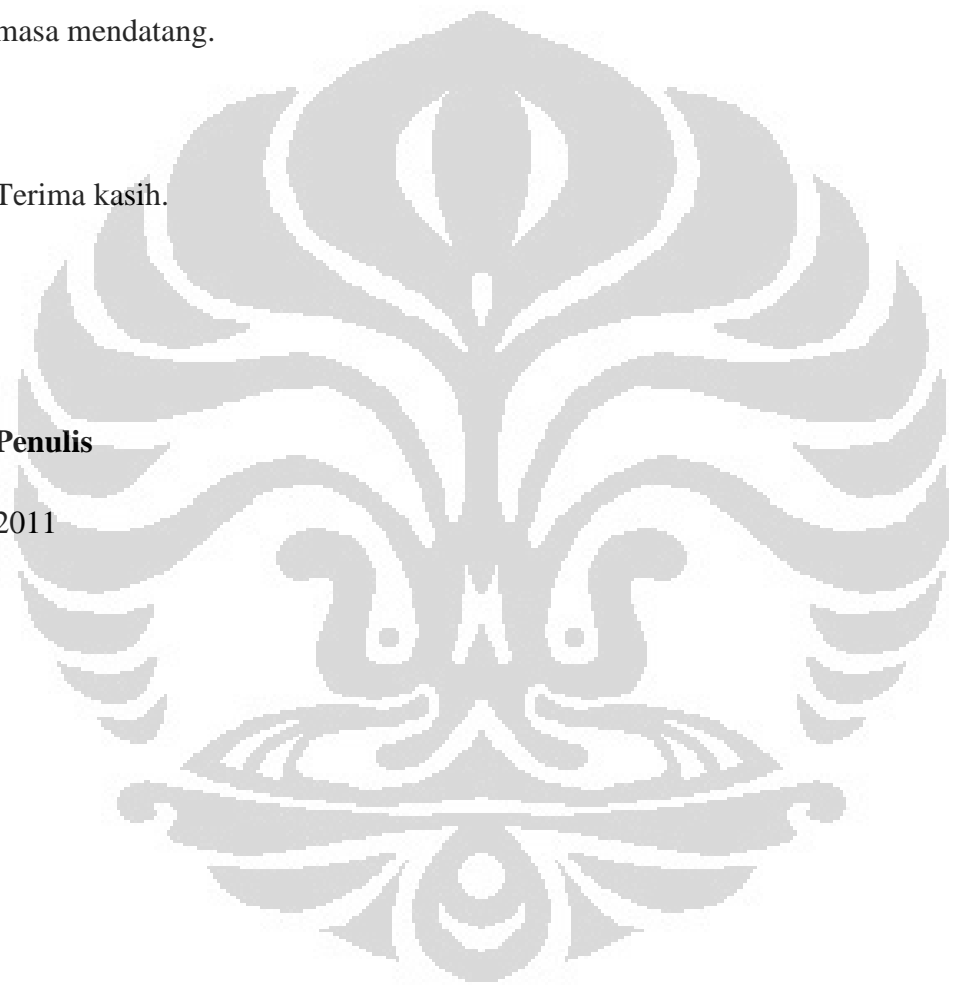
12. Semua pihak yang telah mendukung dan mendoakan dalam penyelesaian tugas akhir ini.

Penulis menyadari bahwa penelitian ini masih jauh dari sempurna karena keterbatasan pengetahuan penulis, maka diharapkan kritik dan saran konstruktif demi perbaikan penulisan hasil penelitian ini. Penulis berharap skripsi ini dapat diaplikasikan sesuai dengan tujuannya dan bermanfaat bagi perkembangan ilmu di masa mendatang.

Terima kasih.

Penulis

2011



HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

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

Nama : Merisca Belinda Nanlohy

NPM : 0906602295

Program Studi : Fisika Medis

Departemen : Fisika

Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Jenis karya : Skripsi

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

Faktor Koreksi Geometri dalam Pengukuran Dosis pada Phantom dengan Menggunakan Metode CTDI di Udara dan CTDI pada Phantom


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

Demikian saya buat pernyataan ini dengan sebenarnya.

Di buat di : Depok

Pada tanggal : Desember 2011

Yang menyatakan :



(Merisca Belinda Nanlohy)

Universitas Indonesia

ABSTRAK

Nama : Merisca Belinda Nanlohy

Program Studi : S1 Fisika

Judul : Faktor Koreksi Geometri dalam Pengukuran Dosis pada Phantom dengan Menggunakan Metode CTDI di Udara dan CTDI pada Phantom.

Telah dilakukan pengukuran dan analisa faktor koreksi geometry menggunakan tiga buah ukuran phantom PMMA dengan sample yang di ambil pada CT Scan Multi slice dan CT scan Single Slice. Sampel yang diambil menggunakan tiga ukuran phantom 10 cm, 16 cm dan 32 cm dengan menggunakan dua metode pengukuran yang pertama yaitu metode pengukuran CTDI di udara dan yang kedua CTDI pada phantom. Pengukuran dilakukan pada titik pusat phantom (center) dan tepi phantom (perifer) serta menggunakan variasi kolimasi pada kedua CT Scan. Pengukuran menggunakan detektor pensil ion chamber yang diletakan dalam phantom dan di udara, yang memberikan hasil berupa nilai CTDI di phantom dan di udara. Sehingga didapatkan nilai faktor koreksi geometri yang ada dan nilai faktor koreksi di udara yang kemudian dihitung nilai faktor koreksi pada phantom. Hasil analisa pengukuran menunjukkan bahwa semakin kecil kolimasi yang digunakan maka faktor koreksi phantom akan semakin besar.. Hal ini terlihat pada kedua alat CT scan yang digunakan, Dimana nilai terbesar muncul pada pemakaian kolimasi kecil yaitu 1,25 mm pada CT scan Multi slice dan 1 mm pada CT scan Single slice. Sedangkan korelasi dari nilai $CTDI_w$ pada kedua pesawat CT scan memiliki trend sama yang terdapat pada faktor koreksi phantom terhadap ukuran phantom pada kedua CT scan.

Kata kunci : Dosis, Multi slice, Single Slice, CT scan, $CTDI_{udara}$, $CTDI_w$, faktor koreksi geometri

ABSTRACT

Name : Merisca Belinda Nanlohy
Program : S1 Fisika
Title : Geometry Correction Factor for Dose in Phantom with $CTDI_{air}$ and $CTDI_w$ in Phantom Method.

Measurement and analysis on geometry correction factor has been carried out using three different diameter PMMA phantom which sampled on CT scan Multi slice and CT scan Single Slice. Samples are taken using three phantom which are 10 cm, 16 cm and 32 cm with two measurement methods the first method is measurement of CTDI in air and second is measurement phantom CTDI. Measurements were taken at the center point of the phantom and peripheral using collimator variation on both CT scans. Measurements are done using a pencil ion chamber detectors in the phantom and in the air, which gives the results of CTDI values in phantom and in air. So the obtained value of CTDI in air and the $CTDI_w$ are calculated to obtain value correction factor on the phantom. Analysis of measurements showed that the smaller collimation will give phantom correction higher. This can be seen on both CT scan that is used, where the largest value appears in the use of small collimation which is 1.25 mm on CT scan Multi-slice and 1 mm on a single slice CT scan. While the correlation of the two CT scans have the same trend found in phantom correction factor to the size of the phantom on the second CT scan.

Key words: Dose, Multi-slice, Single Slice, CT scans, $CTDI_{air}$, $CTDI_w$, geometry correction factor

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI ILMIAH	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xiii
1. PENDAHULUAN.....	1
1.1. Latar belakang	1
1.2. perumusan masalah	3
1.3. Tujuan penelitian.....	3
1.4. Batasan Masalah.....	3
1.5. Metodologi penelitian	3
1.6. sistematika penulisan	4
2. LANDASAN TEORI.....	5
2.1. CT Scan.....	5
2.1.1. Generasi Pertama	6
2.1.2. Generasi Kedua	6
2.1.3. Generasi Ketiga	7
2.1.4. Generasi Keempat.....	7
2.1.5. Generasi Kelima	8
2.1.6. Generasi Keenam.....	8
2.1.7. Generasi Ketujuh	9
2.2. Efek Radiasi	9
2.2.1. Linear Energy Transfer dan Radiobiological Equivalent.....	10
2.2.2. Efek Akut dan Kronis Dalam Radiasi	11
2.3. Dosis.....	11
2.3.1. Penyinaran (<i>exposure</i>)	11
2.3.2. Dosis Serap	11
2.3.3. Dosis Ekuivalen.....	12
2.3.4. Dosis Efektif	12
2.4. Dosis Pada CT Scan	12
2.4.1. <i>Computed Tomography Dose Index</i> (CTDI)	12

2.4.2. $CTDI_w$	13
2.4.3. $CTDI_{vol}$	14
2.4.4. <i>Dose Length Product (DLP)</i>	14
2.5. Faktor Koreksi CTDI	14
2.5.1. Penentuan Koreksi Ukuran Pasien	15
2.5.2. Faktor Koreksi $CTDI_w$	16
3. METODE PENELITIAN	17
3.1. Peralatan pengukuran	17
3.2. Uji kesesuaian	18
3.2.1. Kualitas Citra.....	18
3.2.1.1. Slice Thickness.....	19
3.2.1.2. High Contrasts Resolution	20
3.2.1.3. Rata-rata CT Number dan Uniformity	21
3.2.1.4. Linearity CT Number	22
3.2.2. Evaluasi CTDI	24
3.2.2.1. Evaluasi CTDI di udara	25
4. HASIL DAN PEMBAHASAN	27
4.1. Hasil uji kesesuaian.....	27
4.2. Hasil Uji tegangan Tabung.....	28
4.3. Hasil Survey Terhadap Tebal Tubuh Manusia.....	29
4.4. Hasil Pengukuran CTDI.....	31
4.4.1. CT Scan Multi Slice	32
4.4.2. CT Scan Single Slice	39
4.5. Hasil Pengukuran CTDI di udara.....	45
5. KESIMPULAN DAN SARAN	53
5.1 Kesimpulan	53
5.2 Saran.....	54

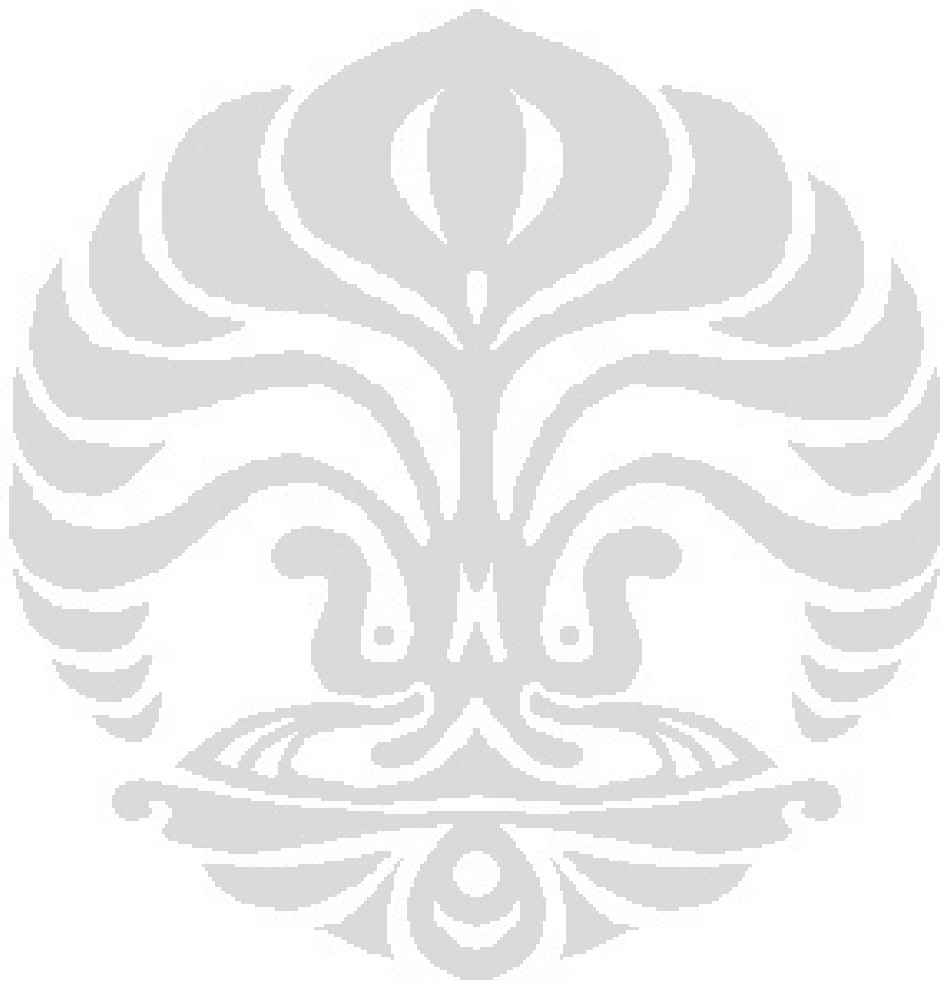
DAFTAR PUSTAKA

Lampiran

DAFTAR GAMBAR

Gambar	2.1	CT scan Originl “SIRETOM” circa 1974.....	5
Gambar	2.2	CT scan generasi pertama	6
Gambar	2.3	CT scan generasi kedua	7
Gambar	2.4	CT scan generasi ketiga	7
Gambar	2.5	CT scan generasi keempat	8
Gambar	2.6	CT scan generasi kelima	8
Gambar	2.7	Posisi detektor pada pengukuran CTDI _w pada phantom PPMA	9
Gambar	2.8	Perbandingan Letak detektor CT single Slice dengan detektor Multislice...	15
Gambar	2.9	Prosedur Penentuan Faktor Koreksi Phantom pada pengukuran CTDI _{udara} dan Phantom	15
Gambar	2.10	Penentuan Diameter ekuivalen berdasarkan luas potongan lintang	16
Gambar	3.1	Unfors detektor produk set	17
Gambar	3.2	Phantom catphan	18
Gambar	3.3	Ilustrasi potongan catphan untuk slice thickness.....	19
Gambar	3.4	Ilustrasi potongan catphan untuk uji high kontras pasangan garis	20
Gambar	3.5	Ilustrasi potongan catphan untuk uji high kontras titik bead	21
Gambar	3.6	Ilustrasi potongan catphan untuk uji uniformity.....	22
Gambar	3.7	Ilustrasi potongan catphan untuk uji linearity.....	23
Gambar	3.8	Phantom PPMA ukuran 16 cm dan 32 cm.....	24
Gambar	3.9	Teknik Pengukuran di udara.....	25
Gambar	4.1	Grafik Uji Tegangan Tabung pesawat CT Scan Multi Slice	28
Gambar	4.2	Letak Pengukuran pada potongan lintang kepala	30
Gambar	4.3	Letak Pengukuran pada potongan lintang thorax	30
Gambar	4.4	Letak Pengukuran pada potongan lintang abdomen	30
Gambar	4.5	Grafik CTDI _w terhadap Lebar Kolimasi pada pesawat CT scan Multi Slice	33
Gambar	4.6	Grafik CTDI _w terhadap ukuran phantom pada pesawat CT scan Multi Slice	34
Gambar	4.7	Grafik faktor koreksi phantom pesawat CT Scan Multi Slice	35
Gambar	4.8	Grafik faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 16 cm.....	36
Gambar	4.9	Grafik faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 32 cm.....	37
Gambar	4.10	Grafik normalisasi Lebar Kolimasi 10 mm CT Scan Multi Slice.....	38
Gambar	4.11	Grafik CTDI _w terhadap Lebar Kolimasi CT scan Single Slice	40
Gambar	4.12	Grafik CTDI _w terhadap Ukuran phantom CT scan Single Slice	41
Gambar	4.13	Grafik faktor koreksi phantom CT scan Single Slice	42
Gambar	4.14	Grafik faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 16 cm	43
Gambar	4.15	Grafik faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 32 cm.....	44
Gambar	4.16	Grafik Hasil normalisasi pada lebar kolimasi 5 mm CT scan Single Slice....	45
Gambar	4.17	Grafik CTDI _{udara} terhadap lebar kolimasi pada CT scan Multi Slice dan CT scan Single Slice	46
Gambar	4.18	Grafik Faktor koreksi Phantom terhadap ukuran phantom.....	48
Gambar	4.19	Grafik korelasi CTDI _w pada pesawat CT scan.....	49
Gambar	4.20	Grafik korelasi CTDI _w pada pesawat CT scan.....	49
Gambar	4.21	Perbandingan nilai CTDI _w pesawat multi slice dengan pesawat single slice pada tebal irisan 5mm.....	50
Gambar	4.22	Computed Tomography Dode Index (CTDI).....	51

Gambar 4.23	Diagram irisan pada potongan aksial single slice.....	51
Gambar 4.24	Grafik pada potongan axial Single Slice	51
Gambar 4.25	Grafik pada potongan axial Multi slice	52



DAFTAR TABEL

Tabel	3.1	Nilai standar dari Australia barat.....	18
Tabel	3.2	Nilai standar High contrast resolution	20
Tabel	3.3	Nilai densitas elektron dan CT number	23
Tabel	4.1	Hasil uji kesesuaian pesawat CT Scan Multi Slice.....	27
Tabel	4.2	Uji Tegangan Tabung CT Scan Multi Slice	28
Tabel	4.3	Hasil survey diameter tebal tubuh.....	31
Tabel	4.4	Data phantom ukuran 10 cm CT Scan Multi Slice.....	32
Tabel	4.5	Data phantom ukuran 16 cm CT Scan Multi Slice.....	33
Tabel	4.6	Data phantom ukuran 32 cm CT Scan Multi Slice.....	33
Tabel	4.7	Hasil Faktor koreksi phantom CT Scan Multi Slice.....	35
Tabel	4.8	Normalisasi ukuran phantom 16cm CT Scan Multi Slice.....	36
Tabel	4.9	Normalisasi ukuran phantom 32cm CT Scan Multi Slice.....	37
Tabel	4.10	Normalisasi lebar kolimasi 10mm CT Scan Multi Slice.....	38
Tabel	4.11	Data phantom ukuran 10 cm CT scan Single Slice.....	39
Tabel	4.12	Data phantom ukuran 16 cm CT scan Single Slice.....	39
Tabel	4.13	Data phantom ukuran 32 cm CT scan Single Slice.....	40
Tabel	4.14	Hasil faktor Koreksi Phantom CT scan Single Slice.....	41
Tabel	4.15	Normalisasi ukuran phantom 16 cm CT scan Single Slice.....	42
Tabel	4.16	Normalisasi ukuran phantom 32 cm CT scan Single Slice.....	43
Tabel	4.17	Normalisasi lebar kolimasi 5 mm CT scan Single Slice.....	44
Tabel	4.18	Hasil CTDI diudara pada CT scan Multi Slice.....	45
Tabel	4.19	Hasil CTDI diudara pada CT scan Single Slice	46
Tabel	4.20	Tabel hubungan faktor koreksi phantom dan lebar kolimasi pada CT scan.....	47
Tabel	4.21	Tabel korelasi $CTDI_w$ pada pesawat CT scan	48
Tabel	4.22	Perbandingan nilai $CTDI_w$ pesawat multi slice dengan pesawat single slice pada tebal irisan 5mm.....	50

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Pemanfaatan sinar x sebagai pemindai organ guna menegakan diagnostik hingga saat ini masih menjadi pilihan yang populer dalam dunia kesehatan, dimana informasi dari sebuah gambar sinar-X adalah fungsi dari beberapa faktor dan interaksi kompleks, tapi ada satu fakta yang menyeluruh, yaitu informasi ini adalah informasi yang dibeli dengan pemanfaatan sinar x guna menegakan diagnosa. Harga yang dibayarkan oleh pasien adalah dosis radiasi yang diterima akan menjadi lebih besar dibandingkan dengan dosis sinar x konvensional. CT scan selalu dianggap sebagai teknik dosis tinggi, tetapi perkembangan teknologi terakhir telah bekerja sama untuk membuat menjadi lebih baik sehingga sebagai konsekuensinya baik pada perubahan dalam teknologi dan akibatnya perubahan dalam praktek yang telah diperbolehkan menyebabkan beban dosis menjadi berlebih, baik untuk individu dan ke populasi umum, terkait dengan CT scan kini telah menjadi sumber perhatian ahli radiologi dan untuk pihak berwenang di seluruh dunia. Sedangkan menurut NCRP pada tahun 2008 mengemukakan bahwa sekitar 48% kontribusi penerimaan dosis radiasi akumulatif pertahun masyarakat Amerika Serikat adalah dari radiasi medik, dan setengahnya atau hingga 28 % di dapat dari tindakan medik menggunakan modalitas CT Scan. Sehingga perhitungan terhadap dosis yang diterima tubuh dalam pemeriksaan CT Scan sangatlah penting untuk dipantau.

Teknik diagnosis untuk melihat kondisi anatomi organ pasien dengan menggunakan pesawat sinar-x merupakan teknik yang paling banyak digunakan di dunia. Berdasarkan Badan PBB untuk Efek Radiasi Atom (UNSCEAR), pemanfaatan radiasi di bidang diagnostik menggunakan pesawat sinar-X memberikan kontribusi terbesar bagi penerimaan dosis radiasi oleh penduduk dunia.

Dari seluruh jenis pesawat radiodiagnostik yang digunakan, CT scan merupakan modalitas radiodiagnostik yang memberikan dosis yang besar dalam setiap pemeriksaan. Dalam beberapa tahun belakangan, pemanfaatan CT Scan cenderung meningkat seiring dengan meningkatnya kecanggihan teknologi CT scan. Metode dosimetri yang digunakan saat ini masih mengandalkan metode dosimetri yang dikembangkan di tahun 80an, dan berdasarkan data pengamatan harus dilakukan beberapa penyesuaian dengan kemajuan teknologi dan kondisi pasien. Sampai saat ini standar dosis CT didasarkan oleh $CTDI_{100}$ (CT Dose Index) yang ditentukan pada phantom $CTDI$ silinder dengan ukuran diameter 16 cm untuk kepala dan 32 cm untuk badan, sedangkan kondisi fisik pasien tidak berbentuk lingkaran simetris melainkan memiliki bentuk yang cenderung oval untuk kepala dan elips untuk badan. Oleh karena itu penggunaan faktor koreksi geometri sangatlah diperlukan guna penghitungan dosis yang sesuai dengan bentuk fisik serta usia pasien itu sendiri. Sehingga didapatkan nilai CT dose index yang sesuai dengan penggunaan pemeriksaan CT scan yang dilakukan.

Meskipun pada alat CT scan telah menyediakan menu untuk menampilkan besar dosis tetapi untuk mengetahui keakuratan dari data yang di berikan maka perlu dilakukan evaluasi dan untuk mengetahui nilai dosis radiasi yang di terima organ sehingga diperlukan estimasi dosis radiasi. Estimasi besarnya dosis radiasi dilakukan dengan pengukuran menggunakan detektor pencil ion chamber yang diletakan dalam phantom Computed Tomography Dose Index ($CTDI$) dan diletakan diudara tanpa menggunakan phantom, yang memberikan hasil berupa nilai $CTDI$ di udara, nilai yang dihasilkan tersebut kemudian dibandingkan dengan nilai yang tertera pada $CTDI$ yang telah di ambil pada phantom. Sehingga didapatkan nilai faktor koreksi geometri yang ada dan nilai faktor koreksi di udara yang kemudian akan dicari nilai faktor koreksi pada phantom. Dengan menggunakan tabel $CTDI_w$ yang dari program $ctdosimetry$ dan pengukuran $CTDI$ diudara akan diperoleh koreksi phantom pada berbagai jenis pesawat.

1.2.Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang penelitian ini dilakukan untuk mengetahui faktor koreksi geometri yang dilakukan dengan menggunakan metode pengukuran

CTDI di Udara dan metode pengukuran CTDI di phantom sehingga dapat di ketahui berapa besarnya nilai faktor koreksi geometri pada phantom.

1.3. Tujuan Penelitian

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui nilai faktor koreksi geometri di phantom menggunakan metode pengukuran $CTDI_{udara}$ dan $CTDI_w$ yang diukur dengan menggunakan berbagai ukuran phantom.

1.4. Batasan Masalah

Penelitian ini dibatasi sesuai dengan judul yaitu “Faktor Koreksi Geometri dalam Pengukuran Dosis Pada Phantom dengan Menggunakan Metode Pengukuran CTDI di Udara dan CTDI pada Phantom.” dan difokuskan selain mengetahui nilai dosis yang di terima pasien juga dapat diketahui berapa besarnya nilai faktor koreksi geometri phantom melalui pengukuran CTDI di udara.

1.5. Metodologi Penelitian

Tahap pertama yang dilakukan dalam penelitian ini ialah uji kesesuaian pesawat CT scan. Uji kesesuaian ini dilakukan untuk memastikan bahwa pesawat CT scan yang digunakan dalam kondisi prima, baik dari segi kualitas citra maupun output radiasi yang dihasilkan. Untuk uji kualitas citra, digunakan Phantom Catphan 400, sedangkan untuk pengukuran output radiasi digunakan phantom CTDI (silinder berbahan akrilik dengan diameter 32 cm untuk pengukuran badan dan 16 cm untuk pengukuran kepala) dan detektor pencil ion chamber dengan panjang aktif 10 cm. Uji kesesuaian dilakukan berdasarkan standar Australia Barat dan British Columbia CDC.

Tahap selanjutnya adalah mengumpulkan data untuk melihat besarnya ukuran / diameter anatomi dari bagian kepala, dada dan abdomen yang didapat dari data yang telah diambil. Dalam penelitian ini dilakukan desain phantom CTDI untuk beberapa ukuran, penentuan faktor koreksi untuk pengukuran CTDI di udara dan pengukuran faktor koreksi ukuran pasien. Phantom yang dibuat adalah phantom dengan berbagai ukuran yang bisa merepresentasikan ukuran tubuh manusia sesungguhnya. Kemudian di ukur nilai $CTDI_w$ dengan menentukan

nilai kV, mA, rotation time, $CTDI_{udara}$ dari masing - masing phantom. Kemudian dengan data tersebut akan didapatkan nilai dosis CTDI kemudian dari hasil tersebut akan di analisa pengaruh $CTDI_w$ dan $CTDI_{udara}$ terhadap nilai dosis yang diberikan kepada pasien dengan menentukan nilai faktor koreksi geometri pada pengukuran di udara. Faktor koreksi pengukuran diudara perlu dilakukan untuk memudahkan proses pengambilan data.

1.6. Sistematika Penulisan

Dalam sistematika penulisan skripsi ini terdiri dari bab-bab yang memuat beberapa subbab, Untuk memudahkan pembacaan dan pemahaman maka Skripsi ini dibagi menjadi beberapa bab yaitu:

- **BAB I Pendahuluan**, berisi latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, metode penulisan dan sistematika penulisan dari skripsi ini.
- **BAB II Teori dasar**, berisi landasan-landasan teori sebagai hasil dari studi literatur yang berhubungan dengan pengukuran CTDI dan CTDI di udara serta Faktor Koreksi Geometri
- **BAB III Metode penelitian** menjelaskan langkah-langkah dan prosedur dari penelitian ini.
- **BAB IV Hasil dan Pembahasan** menjelaskan tentang hasil pengukuran data serta analisis dari data tersebut.
- **BAB V Penutup** yang berisi kesimpulan dan saran-saran dari hasil pembahasan yang telah diuraikan.

BAB 2 LANDASAN TEORI

2.1. CT Scan

Computed Tomography (CT) imaging juga dikenal sebagai "CAT scan" (Computed Axial Tomography). Tomografi berasal dari bahasa Yunani yaitu kata "Tomos" yang berarti "slice" atau "bagian" dan "Graphia" yang berarti "menjelaskan".

CT scan pertama kali ditemukan oleh Sir Godfrey Newbold Hounsfield seorang ilmuwan dari Inggris Tahun 1972, prototipe CT scan yang pertama, yang dipasang di Atkinson Morley's Hospitals di London.

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



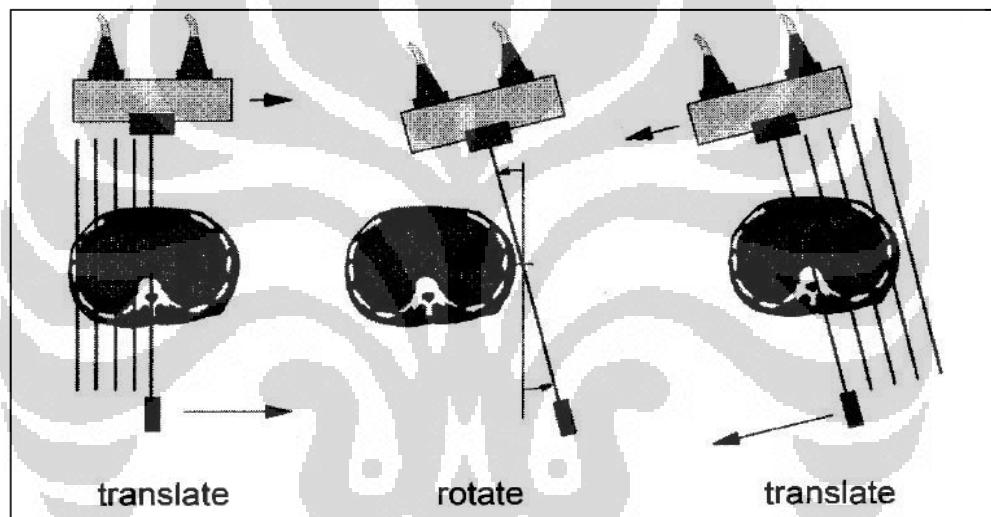
Gambar 2.1. CT Scan *Original "SIRETOM"* Circa 1974 (Sumber : <http://www.imaginis.com/ct-scan/brief-history-of-ct>)

Perkembangan alat CT scan juga dapat terlihat dari generasi ke generasi, dari generasi pertama hingga generasi paling baru. Kata "generasi" pada alat ini digunakan untuk membedakan rancangan konfigurasi tabung - detektor pada CT scan seperti berikut:

2.1.1. Generasi Pertama

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

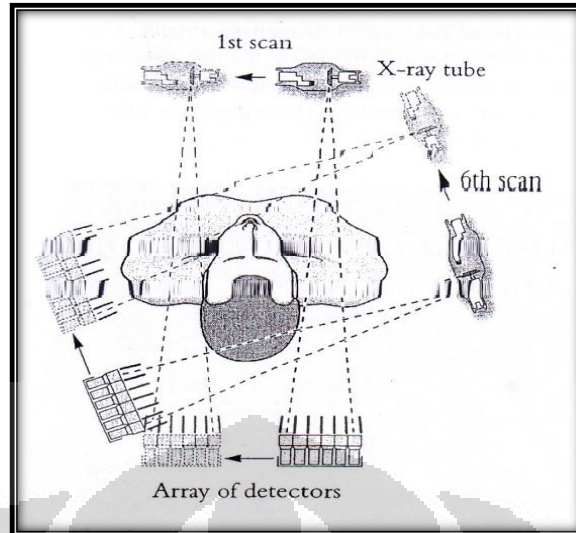
Proses terjadinya scan dilakukan dengan menggerakkan tube ke samping ke seluruh daerah kepala kemudian gantry berputar 1° dan proses tersebut berulang sebanyak 180 kali. Waktu yang dibutuhkan untuk proses scan guna mengambil gambar satu slice adalah sekitar 5 menit.



Gambar 2.2. CT scan generasi pertama (Bushberg : 2002)

2.1.2. Generasi Kedua

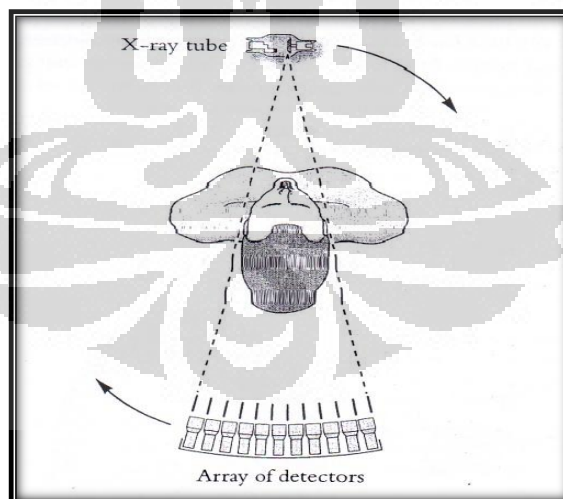
Pada generasi ini yang membedakan dari generasi sebelumnya adalah tube telah menggunakan berkas sinar kipas, karena berkas sinar kipas mencakup bagian kepala lebih luas sehingga perputaran gantry bisa lebih besar yaitu $10^\circ - 30^\circ$ sehingga waktu yang dibutuhkan pun akan berkurang sekitar 15 detik dari waktu pengambilan generasi pertama.



Gambar 2.3. CT scan generasi kedua (Wolbarst : 2004)

2.1.3. Generasi Ketiga

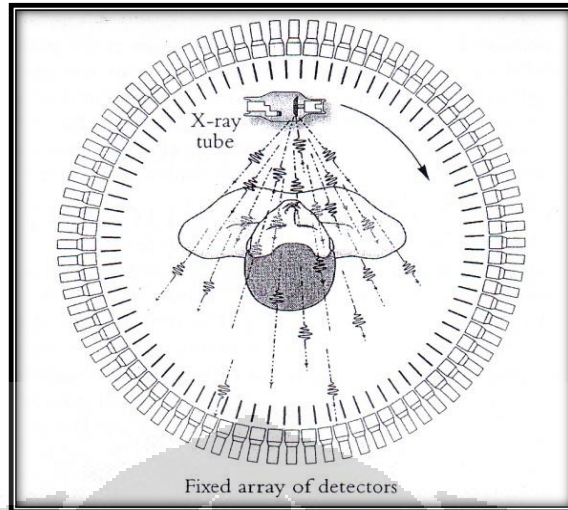
Generasi ketiga ini diperkenalkan pada tahun 1976, sejak diperkenalkan generasi ini telah mengurangi daya gerak linier dengan berkas sinar kipas yang cukup lebar untuk menangkap gambaran objek yang diperiksa. Tube dan detektor dapat bergerak 360° mengelilingi objek sehingga dapat mengurangi waktu pemeriksaan.



Gambar 2.4. CT scan generasi ketiga (Wolbarst : 2004)

2.1.4. Generasi Keempat

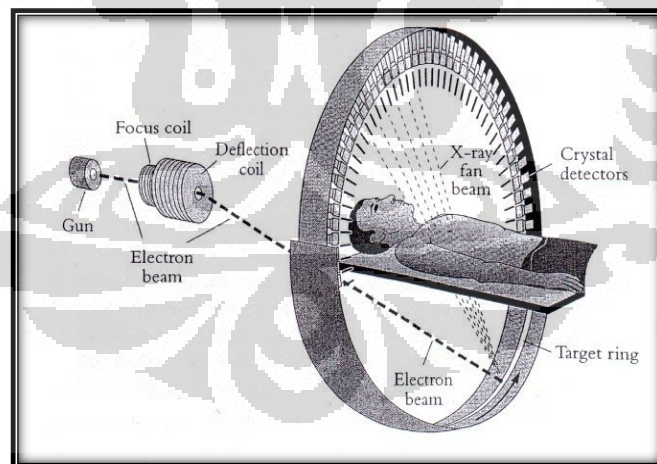
Pada generasi ini hampir sama seperti generasi ketiga tetapi detektornya tetap tidak bergerak hanya tube yang berputar mengelilingi pasien.



Gambar 2.5. CT scan generasi keempat (Wolbarst : 2004)

2.1.5. Generasi Kelima

Generasi kelima dari CT scan ini tidak menggunakan tube yang menjadi perbedaan yang mencolok pada generasi ini. Pada generasi ini sinar x dihasilkan dari electron yang menumbuk tungsten yang berbentuk curva. Sinar x bergerak mengikuti kurva tungsten 180^o dan detektor yang fix menangkap berkas sinar tersebut.



Gambar 2.6. CT scan generasi kelima (Wolbarst : 2004)

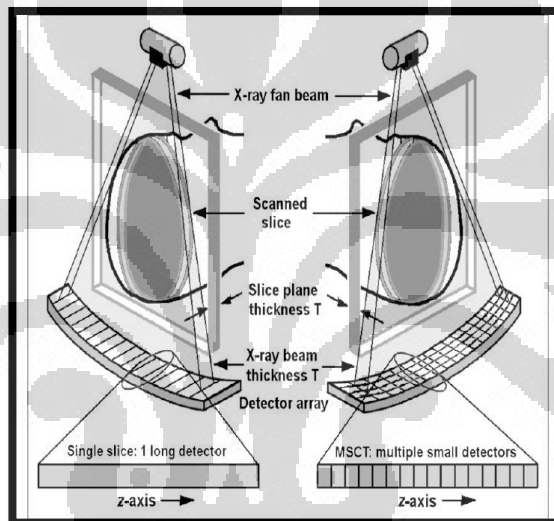
2.1.6. Generasi Keenam

Generasi ini disebut sebagai Helical scan. Karena bentuk lintasan saat melakukan scan seperti spiral. Helical merupakan pengembangan dari CT scan generasi ketiga. Pada saat melakukan scan sinar-x beroperasi terus menerus

sehingga kapasitas panas tube dari helical scan lebih besar. Secara keseluruhan helical scan memberikan keuntungan dengan 1 detik 1 putaran membuat waktu pemeriksaan lebih cepat dari generasi sebelumnya.

2.1.7. Generasi Ketujuh

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



Gambar 2.7. Gambar perbandingan letak detector CT scan Single Slice (kiri) dan detektor CT scan Multislice (kanan). (Principles of CT: Multislice CT : Goldman).

2.2. Efek Radiasi

Konsekuensi sinar x sebagai radiasi pengion, adalah keberadaannya memberikan kontribusi dosis radiasi pada objek, dalam hal ini adalah organ tubuh yang dilaluinya. Dalam dunia medik pemanfaatan radiasi sebagai alat terapi dan penegak diagnosa harus mengacu kepada pedoman proteksi radiasi yang diatur melalui regulasi yang ditetapkan komisi internasional pengawas pemanfaatan radiasi seperti IAEA (International Atomic Energy Agency) atau badan pemerintah lokal dalam negeri seperti BAPETEN. Prinsip ALARA (*as low as*

reasonably achievable) haruslah diutamakan dan tetap mengacu pada pencegahan terjadinya efek deterministik dan membatasi probabilitas terjadinya efek stokastik. Sehingga penegakan diagnosa atau terapi dapat tetap terlaksana dengan tetap memperhatikan proteksi radiasi terhadap pasien.

Interaksi radiasi pengion didalam sel jaringan hidup mengalami dua macam interaksi diantaranya adalah interaksi langsung dan interaksi tidak langsung (melalui dua tahap) yaitu Interaksi langsung merupakan deposit energi melalui interaksi Coulomb antara partikel bermuatan dengan elektron orbital atom dalam medium biasanya berupa elektron, proton, partikel alfa, ion berat. Sedangkan interaksi tidak langsung, deposit energi dalam medium melalui dua tahap yaitu :

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

Selain itu bahwa sel terdiri dari mayoritas air dalam materi penyusunnya, dalam interaksi radiasi pengion dengan air menghasilkan radikal bebas. Sehingga hydrogen peroksida yang dihasilkan akan terdeposit sebagai toksik dalam tubuh.

2.2.1. Linear Energy Transfer dan Radiobiological Equivalent

Linear Energy Transfer (LET), dinyatakan dalam keV/ μ m, difokuskan pada laju absorpsi energi linear oleh medium selama partikel bermuatan bergerak dalam medium.

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

Radiobiological Equivalent (RBE) adalah dosis dari radiasi standard yang menghasilkan efek biologi tertentu atau dosis dari radiasi yang dimaksud yang menghasilkan efek biologi sama.

2.2.2. Efek Akut dan Kronis Dalam Radiasi

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

2.3. Dosis

2.3.1. Penyinaran (exposure)

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

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

Dimana :

X = penyinaran (C.kg⁻¹)

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

dm = jumlah massa dalam suatu volume (kg)

Pada umumnya eksposure menggunakan satuan Roentgen. (R) (1 R = 2,58 x 10⁻⁴ C/Kg)

2.3.2. Dosis Serap

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

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

Dimana :

D = dosis serap (J.kg⁻¹).

d E = energi (Joule).

d m = massa dalam suatu volume (kg)

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

2.3.3. Dosis Ekuivalen

Didefinisikan sebagai dosis serap yang lebih banyak digunakan atau berkaitan dengan pengaruh radiasi terhadap manusia. (Cunninghum : 1983)

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

Dimana :

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

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

Q = faktor bobot radiasi

N = faktor modifikasi

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

2.3.4. Dosis Efektif

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

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

Dimana :

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

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

ω_t = factor bobot jaringan

2.3. Dosis Pada CT Scan

2.3.1. Computed Tomography Dose Index (CTDI)

CT dose index pertama kali diperkenalkan pada era CT scanner single-slice dan hal tersebut didefinisikan sebagai integral dari profil dosis D (z) dari

sumbu tunggal scan sepanjang garis tegak lurus terhadap bidang tomografi (z-axis) dibagi dengan produk dari irisan nominal Ketebalan (T) :

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

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

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

dan

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

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

2.3.2. $CTDI_w$

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

$$CTDI_w = \frac{1}{3} (CTDI_{PMMA,100,c} + 2CTDI_{PMMA,100,p}) \quad (2.8)$$

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

2.3.3. $CTDI_{vol}$

$CTDI_{vol}$ digunakan untuk pengukuran yang dilakukan pada helical scanning. Dan didefinisikan sebagai berikut:

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

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

2.3.4. Dose Length Product (DLP)

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

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

2.4. Faktor koreksi $CTDI_w$

Besar nilai $CTDI_w$ di phantom akan diukur menggunakan detektor CT yang diletakkan pada bagian tengah dan tepi phantom, dan perhitungan akan dilakukan sesuai dengan persamaan 2.8. berikut dengan posisi detektor selama pengukuran seperti terlihat pada gambar .

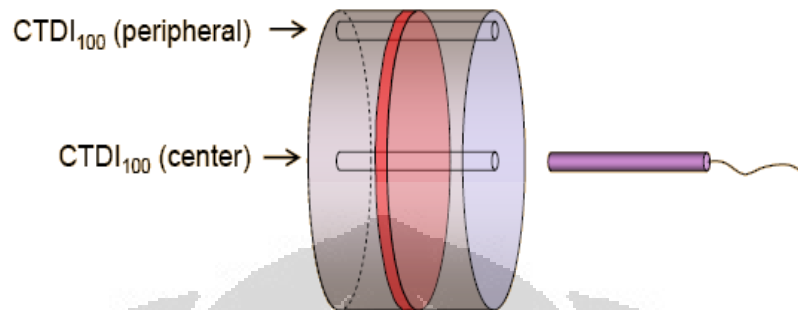
$$CTDI_w = \frac{1}{3} (CTDI_{PMMA,100,c} + 2CTDI_{PMMA,100,p})$$

$$CTDI_{PMMA,100,p} = \frac{1}{nT} \overline{M}_p N_{PKL,Q_0} K_Q K_{TP} \text{ (mGy)}$$

$$CTDI_{PMMA,100,c} = \frac{1}{nT} \overline{M}_c N_{PKL,Q_0} K_Q K_{TP} \text{ (mGy)}$$

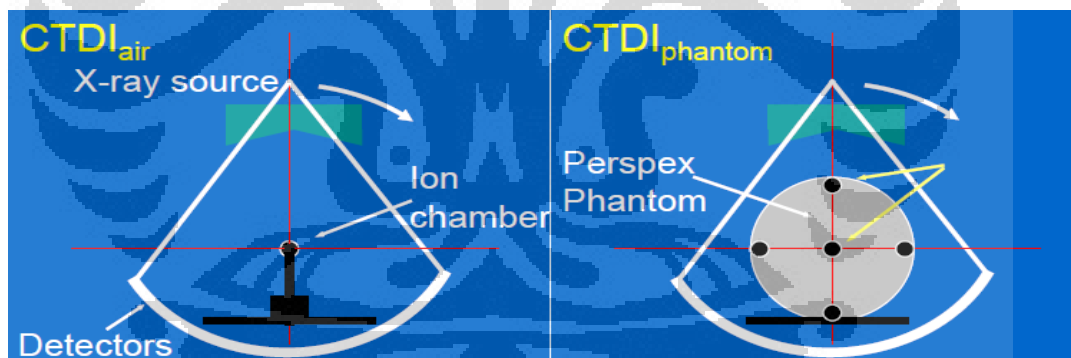
Beberapa metode lain juga dapat digunakan untuk mengukur CTDI secara tidak langsung, salah satunya melakukan pengukuran CTDI di udara. Untuk mendapatkan nilai $CTDI_w$ di phantom, nilai $CTDI_{udara}$ harus dikonversi dengan nilai koreksi phantom atau Phantom Correction sesuai skema pengukuran yang terlihat pada gambar 2.9. Koreksi phantom merupakan rasio dari CTDI di phantom terhadap CTDI di udara, hal ini terlihat pada persamaan 2.11.

$$\text{Koreksi Phantom} = \frac{CTDI_w}{CTDI_{udara}} \quad (2.11)$$



Gambar 2.8. Gambar Posisi detektor pada pengukuran $CTDI_w$ pada phantom PMMA (John M. Boone)

$CTDI_w$ diperoleh dari database ctdosimetry yang dikeluarkan oleh CTimpactgroup, berdasarkan data tersebut akan diperoleh estimasi nilai $CTDI_w$ melalui pengukuran di udara



Gambar 2.9. Prosedur penentuan faktor koreksi phantom dari pengukuran $CTDI$ udara dan Phantom (S. Edyvean, et.al.)

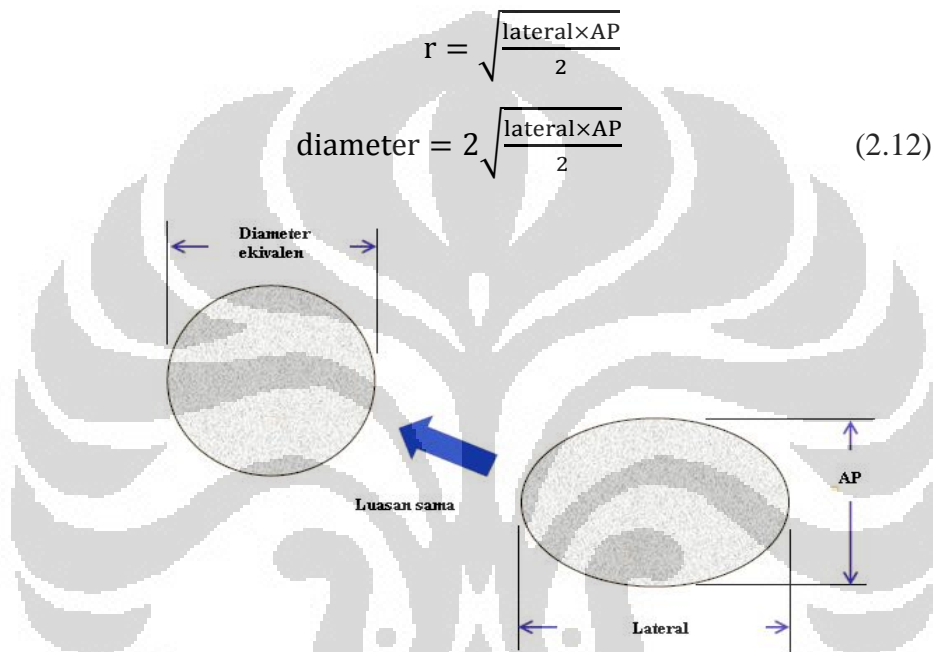
2.4.1 Penentuan koreksi ukuran pasien

Dalam aplikasi klinis ukuran pasien sangat variatif sehingga perlu dicari ukuran pasien yang sesungguhnya. Data ukuran pasien akan didasarkan pada tebal depan belakang atau Anterior Posterior (AP) dan lateral pada bagian kepala, thoraks dan abdomen. Ukuran AP dan lateral akan sangat menentukan diameter ekuivalen dari pasien, karena pengukuran pada phantom dilakukan menggunakan

phantom dengan bentuk silinder. Koreksi tersebut sangat penting karena perbedaan geometri pengukuran dengan kondisi lapangan. Diameter ekuivalen ditentukan dengan mengasumsikan bentuk pasien yang berbentuk elipsoid dan mengkonversi ke bentuk lingkaran, gambar 2.10. Diameter ekuivalen ditentukan dengan persamaan

$$\text{Luas elips} = \text{Luas lingkaran}$$

$$\frac{1}{2} \pi \times \text{lateral} \times \text{AP} = \pi \times r^2$$



Gambar 2.10. Penentuan diameter ekuivalen berdasarkan luas potongan lintang (AAPM Report 204)

2.4.2. Faktor koreksi $\text{CTDI}_{\text{udara}}$

Faktor koreksi pengukuran $\text{CTDI}_{\text{udara}}$ dihitung berdasarkan persamaan 2.11.

$$\text{Koreksi Phantom} = \frac{\text{CTDI}_w}{\text{CTDI}_{\text{udara}}}$$

Dengan menggunakan tabel CTDI_w yang dari program ctdosimetry dan pengukuran CTDI di udara akan diperoleh koreksi phantom pada berbagai jenis pesawat.

BAB 3

METODE PENELITIAN

Penelitian ini dalam pengerjaannya melalui dua tahap. Tahap yang pertama adalah pengukuran nilai CTDI yang diambil pada phantom yang telah dibuat dengan ukuran 10 cm, 16 cm, dan 32 cm. Tahap selanjutnya adalah mengukur nilai CTDI di udara dengan menggunakan detektor.

3.1. Peralatan Pengukuran

Pesawat CT scan yang digunakan dalam penelitian ini adalah merk GE lightspeed VCT 64 slice (yang selanjutnya disebut CT Scan Multi Slice) dan merk Hitachi Pronto-SE Single Slice Helical (yang selanjutnya disebut CT Scan Single Slice), dengan jarak sumber ke detektor adalah 94,4 cm. Pada uji kualitas citra menggunakan Catphan, sedangkan detektor pencil ion chamber yang digunakan adalah detektor CT merk UNFORS dengan tipe detektor adalah CT detector platinum (pengukur dosis CTDI) dengan panjang aktif sepanjang 10 cm dan diameter detektor ± 8 mm luar rumah detektor 14 mm dan 13 mm. Lubang detektor untuk phantom yang dipilih adalah 13 mm agar detektor yang dimiliki bisa digunakan dan detector kV (untuk mengukur output pada kV) yang akan tampil pada display.



Gambar 3.1. Unfors detektor produk set.

3.2. Uji Kesesuaian Alat

Uji kesesuaian pada alat CT scan ini dilakukan untuk mengetahui kondisi alat pada saat sebelum dilakukan penelitian dimulai. Hasil kualitas citra dan evaluasi nilai CTDI merupakan hal penting yang harus dilakukan dalam uji kesesuaian ini.

3.2.1. Kualitas Citra

Pada penggunaannya kualitas citra pada hasil CT scan sangat penting karena berpengaruh terhadap diagnosa seorang dokter terhadap pasiennya, oleh karena itu penanggung jawab dari penggunaan CT scan harus memastikan apakah kualitas citra alatnya telah sesuai standar. Untuk mengetahui kualitas citra dari alat CT scan maka dilakukanlah uji kesesuaian citra dengan menggunakan catphan dan hasilnya akan dibandingkan dengan standart penilaian Australia barat dan British Columbia CDC.



Gambar 3.2. Phantom catphan

Table 3.1. Nilai standar dari Australia barat

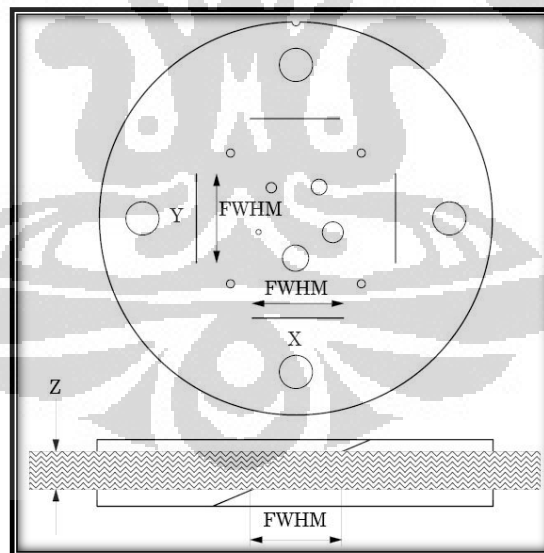
Parameter	Standar / batas toleransi
Image Noise	Max noise – min noise ≤ 2 CT
CT Values	Koefisien korelasi > 0.990
CT number Uniformity	Tengah ± 4 CT number dari 0 Di sekitar tengah ± 2 CT dari tengah
Image slice thickness	± 0.5 mm

Dalam uji kesesuaian citra yang dilakukan hal yang akan di amati antara lain nilai slice thickness, high kontras, rata-rata CT number dan Unforformity, dan linierity dari CT number. Dalam melakukan uji kesesuaian citra pertama yang dilakukan adalah meletakkan catphan pada posisi di tengah gantry dan melakukan pengukuran, Sedangkan untuk menganalisa hasil gambar yang didapat maka digunakan program ImageJ.

3.2.1.1. Slice Thickness

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

$$Z \text{ mm} = \text{FWHM} \times 0.42 \quad (3.1)$$



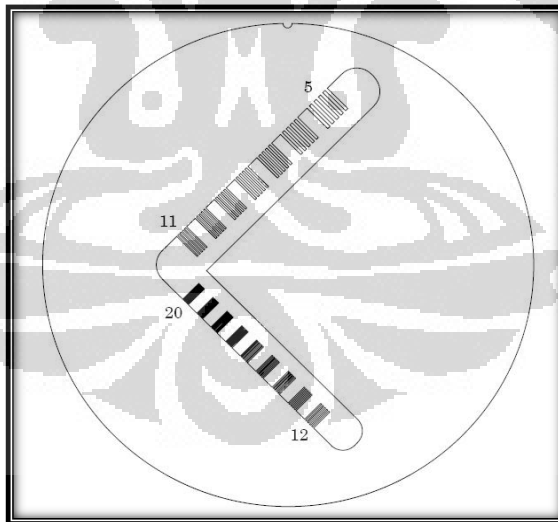
Gambar 3.3. Ilustrasi potongan catphan untuk penentuan nilai slice thikness
(Catphan Manual : 2005)

3.2.1.2. High Contrast Resolution

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

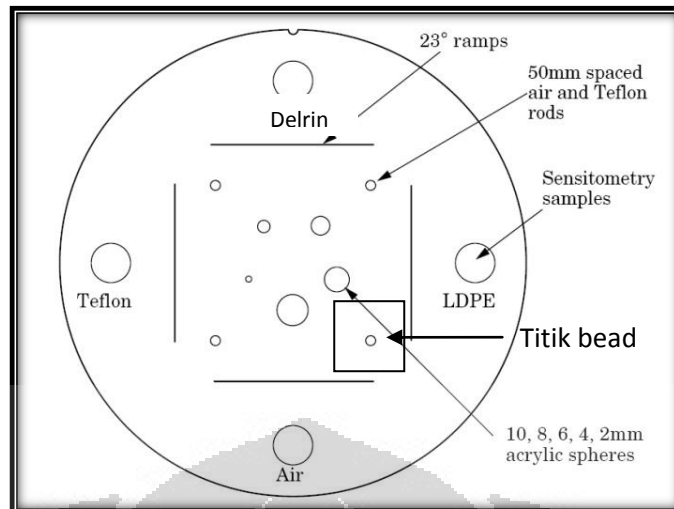
Tabel 3.2. Nilai standar High contrast resolution

Reconstruction matrix	MTF cut-off mm^{-1}
256	≥ 0.5
512	≥ 1.0
1024	≥ 2.0



Gambar 3.4. Ilustrasi potongan catphan untuk uji high contrast pasangan garis

(Catphan Manual : 2005)



Gambar 3.5. Ilustrasi potongan catphan untuk uji high contrast titik bead.
(Catphan Manual : 2005)

3.2.1.3. Rata-rata CT Number dan Uniformity

Uji ini bertujuan untuk mengetahui rata-rata CT number pada air dan uniformity-nya serta digunakan untuk mengetahui noise pada gambaran. Setelah dilakukan scan maka gambaran telah siap untuk dianalisa. Dengan memilih Region of Interest (ROI) pada area tengah dan 4 area yang lainnya di sekeliling yaitu pada posisi jam 12, 3, 6, 9. Dari hasil gambaran scan, nilai dari ke lima ROI tersebut adalah rata-rata CT number dan uniformity. standar nilai CT number pada tengah phantom penyimpangannya ± 4 CT number dari nilai 0 dan untuk nilai CT number pada arah jam 12, 3, 6, 9 penyimpangannya ± 2 dari nilai CT number di tengah. Sedangkan untuk mengetahui nilai noise kondisi saat scanning dibandingkan dengan kondisi scan standar yaitu 120 kV 300 mAs 8 mm slice width dengan menggunakan rumus (Catphan Manual : 2005)

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{kV_m}{120} \sqrt{\frac{mAs_m \times slice\ width_m}{300 \times 8}} \quad (3.2)$$

Dimana :

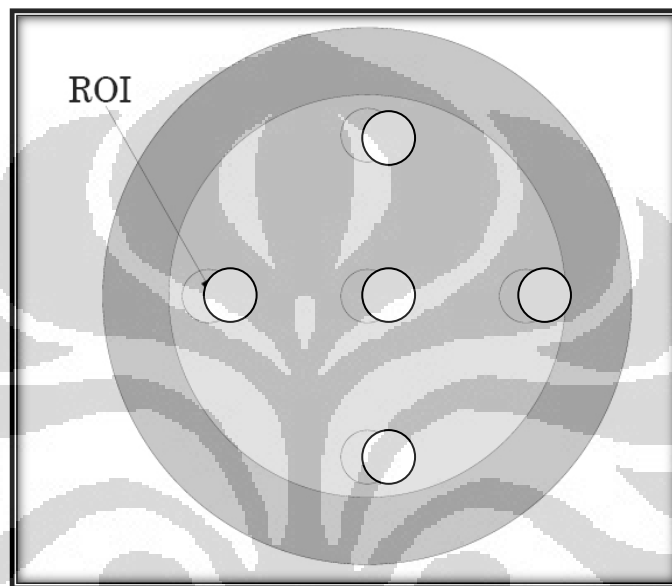
σ_s = noise

σ_m = standar deviasi

kV_m = nilai kV saat melakukan scan pada phantom

mAs_m = nilai mAs saat melakukan scan pada phantom

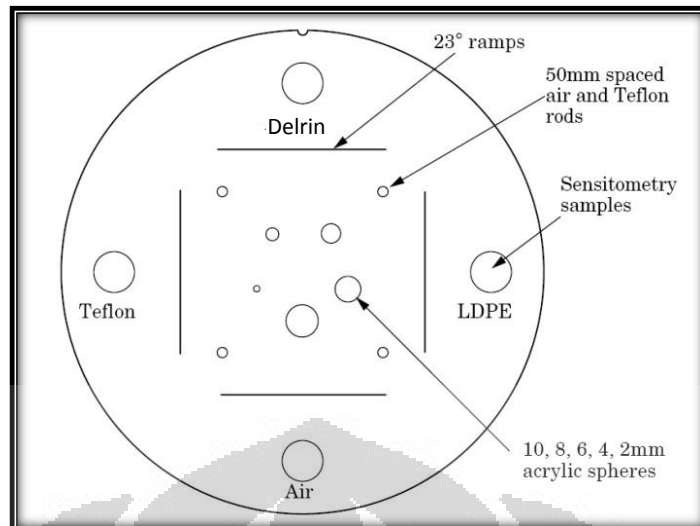
$slice\ width_m$ = slice width saat melakukan scan pada phantom



Gambar 3.6. Ilustrasi potongan catphan untuk uji uniformity. (Catphan Manual : 2005)

3.2.1.4. Linearity CT Number

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



Gambar 3.7. Ilustrasi potongan catphan untuk uji linearity. (Catphan Manual : 2005)

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

Tabel 3.3. Nilai densitas elektron dan CT number. (Catphan Manual : 2005)

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

Perhitungan dilakukan dengan cara membuat grafik antara densitas elektron pada sumbu x dan CT number pada sumbu y yang kemudian dibuat garis linear dan persamaannya. Batas Nilai correlation coefficient (R^2) ≥ 0.99

3.3. Evaluasi CTDI

Pada alat CT scan generasi terbaru Multi Slice pengukuran CTDI telah dilengkapi dalam software alat itu sendiri dan dapat diketahui data dosis yang diberikan selama pemeriksaan berlangsung. Maka guna mengetahui tingkat keakuratan dari dosis yang tertera pada alat maka harus dilakukan pengukuran dari CTDI. Pengukuran CTDI dilakukan dengan menggunakan detektor *pencil ion chamber* yang digunakan adalah detektor CT merk UNFORS dengan tipe detektor adalah *CT detector platinum* (pengukur dosis CTDI) dengan panjang aktif sepanjang 10 cm dan diameter detektor ± 8 mm luar rumah detektor 14 mm dan 13 mm serta phantom CTDI ukuran 10 cm, 16 cm dan 32 cm.



Gambar 3.8. Phantom PPMA ukuran 16 cm dan 32 cm (AAPM Report 204)

Pengukuran dilakukan pada 5 titik tempat yaitu pada titik pusat phantom (center), dan 4 titik lainnya dilakukan pada arah jarum jam 12, 9, 3 dan 6 (perifer). Tetapi pada titik jarum jam 6 pengukuran tidak dilakukan dikarenakan area tempat pemasangan detektor yang sangat sulit dan ditakutkan akan menyebabkan kerusakan pada detektor apabila dilakukan pengukuran pada lokasi tersebut, oleh karena itu data pada pengukuran perifer hanya untuk titik pengukuran jarum jam 12, 9, dan 3 serta pengukuran di titik pusat phantom (center).

Nilai pembobotan $CTDI_w$ didapat dengan menggunakan persamaan :

$$CTDI_w = \frac{1}{3}(CTDI_{PMMA,100,c} + 2CTDI_{PMMA,100,p}) \quad (2.8)$$

Dimana $CTDI_c$ adalah rata-rata pengukuran pada center. $CTDI_p$ adalah rata-rata pengukuran pada perifer pada jam 12,3,6,9.

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

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

Dimana NT adalah total kolimasi dan I pergerakan meja selama helical scan (faktor pitch = I / NT).

3.3.1. Evaluasi CTDI di udara

Pengukuran CTDI dilakukan dengan menggunakan detektor pencil ion chamber yang digunakan adalah detektor CT merk UNFORS dengan tipe detektor adalah CT detector platinum (pengukur dosis CTDI) dengan panjang aktif sepanjang 10 cm dan diameter detektor ± 8 mm luar rumah detektor 14 mm dan 13 mm.



Gambar 3.9. Teknik pengukuran diudara (AAPM report. 111)

Pada CT Scan Multi Slice dilakukan pengambilan data di udara dengan luas lapangan kolimasi 1.25 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm, dan 40 mm dengan ketebalan 1.25 mm, 5 mm. sedangkan CT Scan Single Slice dilakukan pengambilan data di udara dengan luas lapangan kolimasi 1 mm, 3 mm, 5 mm, dan 10 mm dengan ketebalan 1 mm sehingga hasil dari pengukuran CTDI di udara dapat dibandingkan dengan nilai yang sudah di dapat pada pengukuran CTDI pada phantom.

Untuk mendapatkan nilai CTDI di phantom, nilai CTDI diudara harus dikonversi dengan nilai koreksi phantom atau *Phantom Correction* sesuai skema pengukuran yang terlihat pada gambar 2.9. Koreksi phantom merupakan rasio dari CTDI di phantom terhadap CTDI di udara, hal ini terlihat pada persamaan 2.11.

$$Koreksi Phantom = \frac{CTDI_w}{CTDI_{udara}} \quad (2.11)$$

Dengan menggunakan tabel $CTDI_w$ yang dari program ctdosimetry dan pengukuran CTDI diudara akan diperoleh koreksi phantom pada berbagai jenis pesawat.

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Hasil Uji Kesesuaian

Dari hasil uji kesesuaian ini akan diketahui kondisi pesawat CT scan yang digunakan dalam penelitian ini apakah sesuai dengan standar yang berlaku. Uji yang dilakukan yaitu meliputi uji kualitas citra dan evaluasi nilai CTDI yang terdapat pada pesawat CT scan yang akan digunakan tersebut. Uji kesesuaian ini dilakukan berdasarkan standar Australia Barat, British Columbia CDC dan Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 9 tahun 2011 Nomor 640.

Berdasarkan dari hasil uji kesesuaian yang dilakukan pada alat GE LightSpeed VCT 64 Slice, dimana dalam penulisan kali ini penulis mendapatkan data pengukuran pada pesawat yang sama yang telah dilakukan oleh Misbahul Munir yang ditulisnya dalam skripsi yang berjudul *Dosis Radiasi Dan Faktor Resiko Pada Pemeriksaan CT Scan Whole Abdomen 3 Phase*, 2011. Didapatkan hasil kesimpulan yang diwakilkan oleh table 4.1. berikut: bahwa alat CT scan yang akan digunakan selama penelitian berlangsung telah memenuhi seluruh syarat uji kesesuaian berdasarkan standar Australia Barat.

Tabel.4.1. Hasil uji kesesuaian pesawat CT Scan Multi Slice

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

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

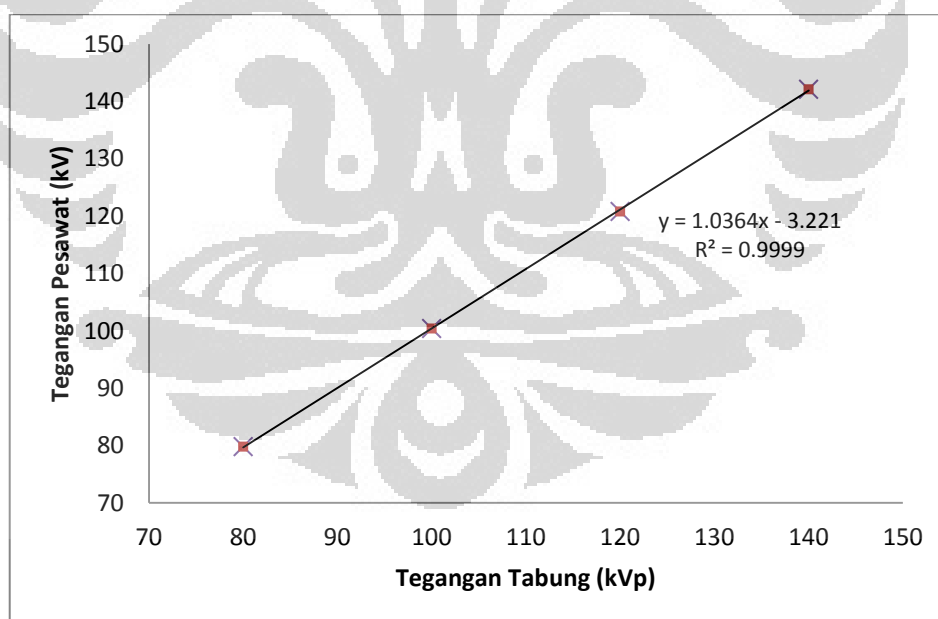
	didapat yaitu 9,4 %	
--	---------------------	--

4.2. Uji Tegangan Tabung

Dari uji ini dapat diketahui bahwa tegangan tabung dari nilai kV yang di input pada console sesuai nilai kVp yang keluar yang terukur pada alat detektor kV dari alat CT scan selama pengambilan data. Hasil uji kesesuaian ditunjukkan dalam Tabel 4.2 dan secara grafik disajikan dalam Gambar 4.1.

Tabel 4.2. Uji Tegangan Tabung CT Scan Multi Slice

Sample	Tegangan Awal (kV)	Tegangan Tabung (kVp)	Kesalahan Relatif (%)	Arus (mA)
1	80	79,81	0,24	50
2	100	100,4	0,40	50
3	120	120,8	0,67	50
4	140	142,1	1,50	10



Gambar 4.1. Grafik Uji Tegangan Tabung pesawat CT Scan Multi Slice

Berdasarkan Hasil pengukuran tersebut, dapat diketahui bahwa nilai kesalahan relative rata – rata dari pesawat tersebut 0,7% tegangan tabung dan nilai terbesarnya berada pada tegangan 140kV, namun nilai kesalahan relative 1,5 %

masih dapat ditoleransi sehingga dapat dikatakan bahwa alat masih dalam kondisi baik.

4.3. Hasil Survey Terhadap Tebal Tubuh Manusia

Bentuk dari tubuh manusia dalam kenyataannya tidaklah bulat silindris namun penampang lintangnya cenderung ellipsoid, oleh karena itu dibutuhkan koreksi ukuran penampang lintang tubuh pasien dalam bentuk diameter ekuivalen. Mengingat phantom CTDI memiliki penampang lintang lingkaran maka dibutuhkan koreksi ekuivalen bentuk penampang lintang tubuh pasien terhadap bentuk phantom CTDI. Diameter ekuivalen diperoleh menggunakan persamaan berikut : (AAPM report 204)

$$\text{Luas elips} = \text{Luas lingkaran}$$

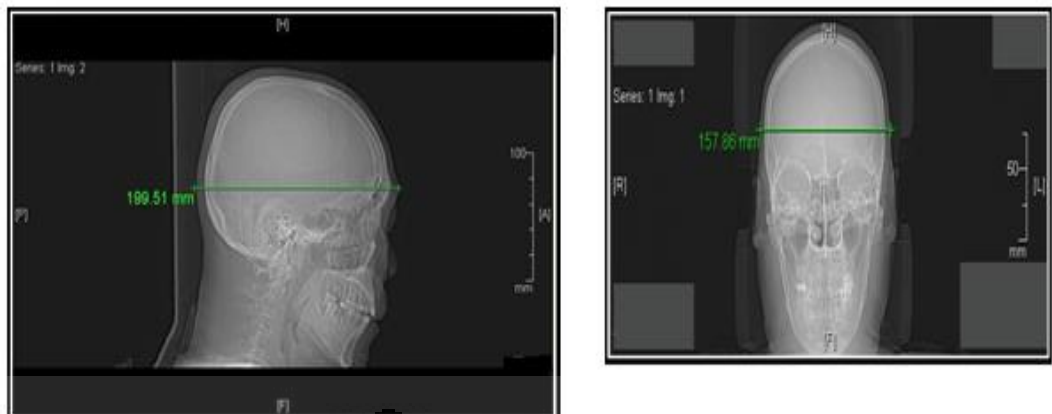
$$\frac{1}{2} \pi \times \text{lateral} \times \text{AP} = \pi \times r^2$$

$$r = \sqrt{\frac{\text{lateral} \times \text{AP}}{2}}$$

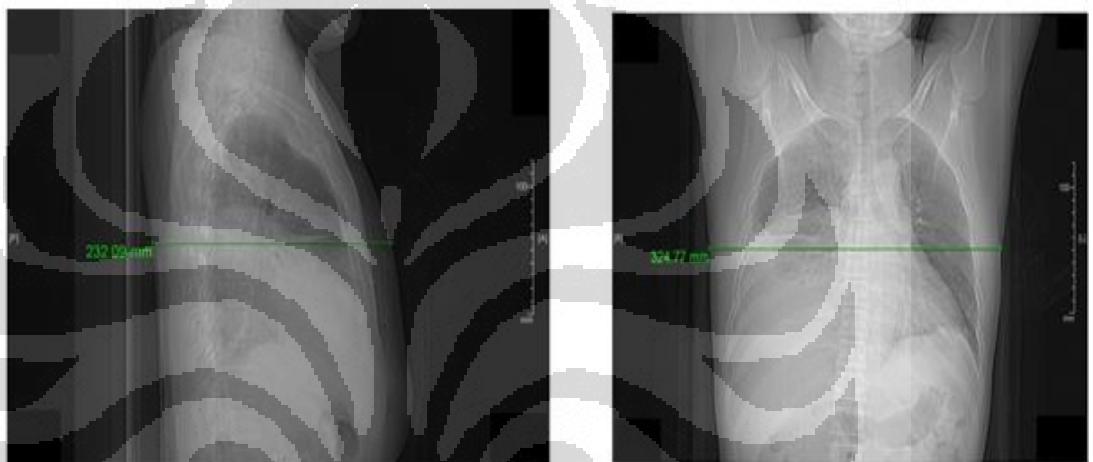
$$\text{diameter} = 2 \sqrt{\frac{\text{lateral} \times \text{AP}}{2}}$$

Namun dalam hal ini penulis mendapatkan data pengukuran pada tebal tubuh pasien yang sama, yang telah dilakukan oleh Nugroho Imam Wibisono yang ditulisnya dalam skripsi yang berjudul : *Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom Menggunakan Metode CTDI*, 2011.

Berikut adalah contoh data pengukuran pada tebal tubuh pasien pada area kepala, thorax dan abdomen.



Gambar 4.2. Letak Pengukuran pada potongan lintang kepala



Gambar 4.3. Letak Pengukuran pada potongan lintang thorax



Gambar 4.4. Letak Pengukuran pada potongan lintang abdomen

Table 4.3. Hasil *survey* diameter tebal tubuh

(Sumber : *Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom Menggunakan Metode CTDI*. Wibisono, Nugroho Imam, 2011).

Organ Tubuh	Nilai Rata - Rata Diameter <i>Equivalent</i> (cm)	Jumlah Sample	Deviasi (%)	Kesalahan Relatif	Keterangan
kepala	23,3	50	1,570	6,7%	Dewasa (> 15 tahun)
	17,1	10	2,546	14,9%	Anak –anak(1-5 tahun)
Thorax	31,3	11	4,344	14%	Dewasa (> 15 tahun)
	21,2	10	4,362	21%	Anak –anak(1-5 tahun)
Abdomen	29,6	12	6,514	22%	Dewasa (> 15 tahun)
	21,1	10	3,491	17%	Anak –anak(1-5 tahun)

Dari data tersebut dapat di ketahui bahwa penggunaan phantom ukuran 10 cm, 16 cm dan 32 cm sebagai bentuk representative dari tubuh pasien, ternyata berbeda dengan ukuran yang telah diperoleh selama sampling, dengan ukuran kepala dewasa adalah sebesar 23 cm, ukuran kepala anak sebesar 17 cm sedangkan untuk ukuran thorax dan abdominal hampir sama dengan sampling yang telah diambil selama penelitian.

4.4. Hasil Pengukuran CTDI

Pengukuran CTDI dilakukan dengan menggunakan detektor pencil ion chamber merk Unfors tipe CT detector platinum dengan panjang aktif sepanjang 10 cm dan diameter detektor 8 mm. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan phantom dengan tiga ukuran yaitu phantom ukuran 10 cm, 16 cm dan 32 cm.

Pengukuran $CTDI_w$ dilakukan pada 5 titik tempat yaitu pada titik pusat phantom (center), dan 4 titik lainnya dilakukan pada arah jarum jam 12, 9, 3 dan 6 (perifer). Tetapi pada titik jarum jam 6 pengukuran tidak dilakukan dikarenakan area tempat pemasangan detektor yang sangat sulit dan ditakutkan akan menyebabkan kerusakan pada detektor apabila dilakukan pengukuran pada lokasi tersebut, oleh karena itu data pada pengukuran perifer hanya untuk titik

pengukuran jarum jam 12, 9, dan 3 serta pengukuran di titik pusat phantom (center).

Pengukuran CTDI dilakukan pada dua buah Pesawat CT Scan yaitu CT Scan Multi Slice dan CT Scan Single Slice. Pengukuran CTDI dilakukan dengan menggunakan detektor pencil ion chamber merk Unfors tipe CT detector platinum dengan panjang aktif sepanjang 10 cm dan diameter detektor 8 mm. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan phantom dengan tiga ukuran yaitu phantom dengan ukuran 10 cm, 16 cm dan 32 cm.

4.4.1. CT Scan Multi Slice

Pengukuran $CTDI_w$ dilakukan pada 5 titik tempat yaitu pada titik pusat phantom (center), dan 4 titik lainnya dilakukan pada arah jarum jam 12, 9 dan 3 (perifer). Pengambilan data $CTDI_{udara}$ dilakukan dengan pengukuran data di udara dengan luas lapangan kolimasi 1,25 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm, dan 40 mm, sehingga hasil dari pengukuran CTDI di udara dapat dibandingkan dengan nilai yang didapat pada pengukuran CTDI pada phantom, terlihat pada tabel 4.4, 4.5, dan 4.6.

Tabel 4.4. Data phantom ukuran 10 cm CT Scan Multi Slice, 120 kV, 300mA.

jumlah slice	Lebar slice (mm)	Lebar kolimasi (mm)	$\overline{CTDI_p}$ (mGy)	$\overline{CTDI_c}$ (mGy)	$\overline{CTDI_w}$ (mGy)	CTDI udara (mGy)	koreksi Phantom $CTDI_w$
8	5	40	67,533	65,000	66,689	80,625	0,827
4	5	20	72,267	69,650	71,394	84,600	0,844
2	5	10	82,457	80,110	81,674	96,140	0,850
1	5	5	98,700	95,040	97,480	113,740	0,857
1	1,25	1,25	104,267	96,560	101,698	112,400	0,905

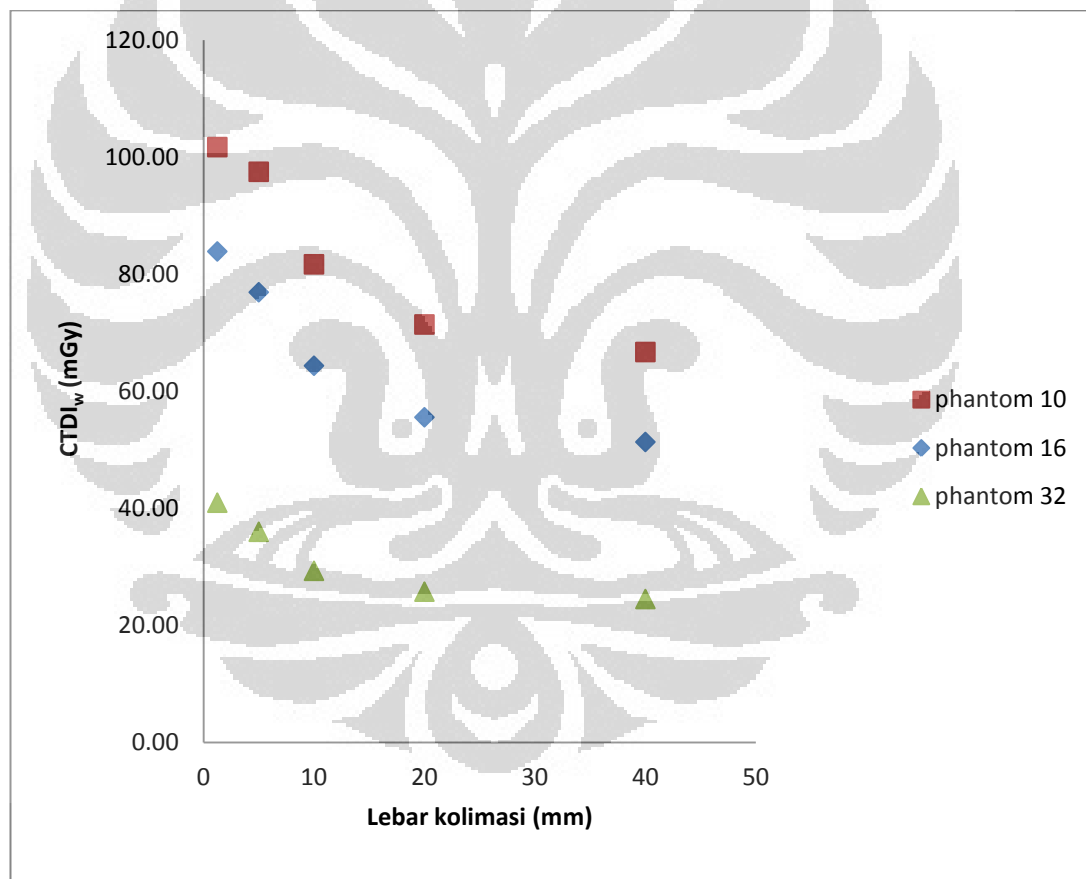
Tabel 4.5. Data phantom ukuran 16 cm CT Scan Multi Slice, 120 kV, 300mA.

jumlah slice	Lebar slice (mm)	Lebar kolimasi (mm)	$\overline{CTDI_p}$ (mGy)	$\overline{CTDI_c}$ (mGy)	$\overline{CTDI_w}$ (mGy)	CTDI udara (mGy)	koreksi Phantom $CTDI_w$
8	5	40	53,992	45,975	51,319	80,625	0,637
4	5	20	57,933	50,750	55,539	84,600	0,656
2	5	10	67,117	58,800	64,344	96,140	0,669
1	5	5	80,213	70,280	76,902	113,740	0,676
1	1,25	1,25	89,093	73,424	83,870	112,400	0,746

Tabel 4.6. Data phantom ukuran 32 cm CT Scan Multi Slice, 120 kV, 300mA.

jumlah slice	Lebar slice (mm)	Lebar kolimasi (mm)	CTDI _p (mGy)	CTDI _c (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI udara (mGy)	koreksi Phantom CTDI _w
8	5	40	29,583	14,288	24,485	80,625	0,304
4	5	20	31,145	14,950	25,747	84,600	0,304
2	5	10	35,570	16,790	29,310	96,140	0,305
1	5	5	43,713	20,500	35,976	113,740	0,316
1	1,25	1,25	50,256	22,320	40,944	112,400	0,364

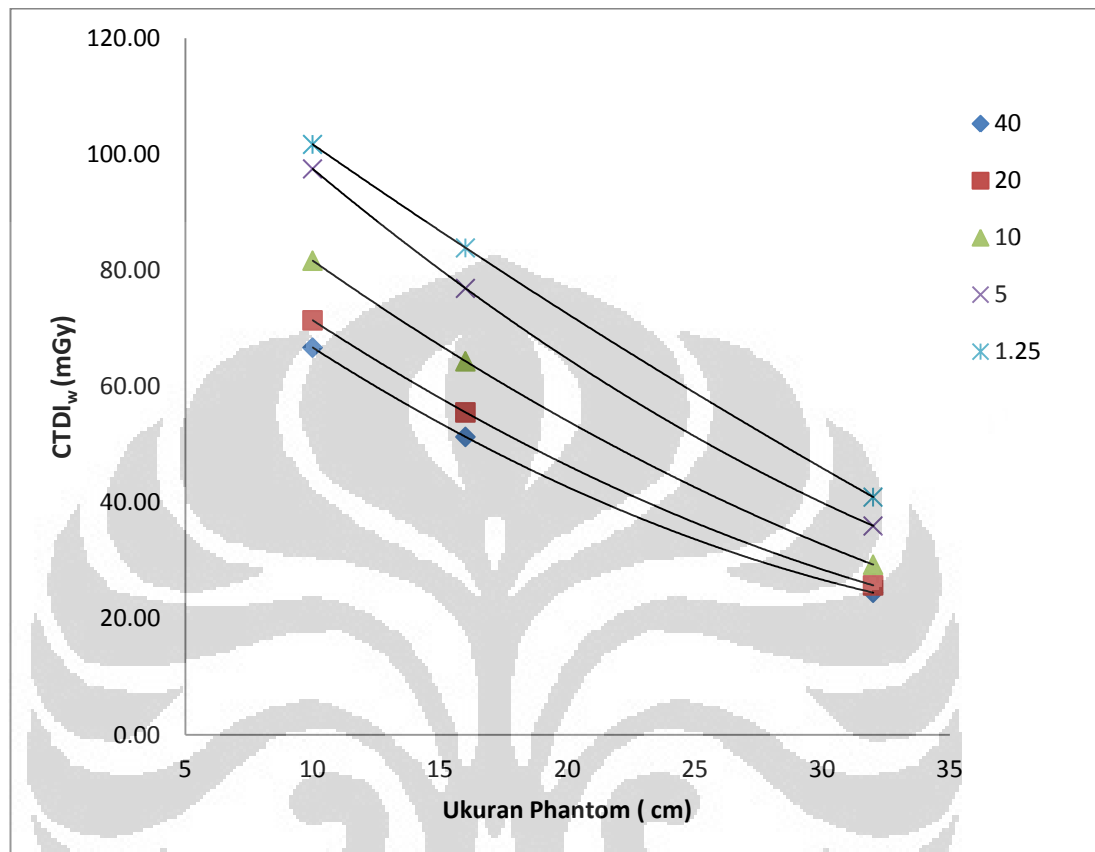
Berdasarkan data-data tersebut diatas dapat kita peroleh hubungan antara nilai lebar kolimasi dengan nilai CTDI_w pada CT Scan Multi Slice yang diwakili oleh grafik berikut :

Gambar 4.5. Grafik CTDI_w terhadap Lebar Kolimasi pesawat CT scan Multi Slice.

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

Ukuran Phantom	Phantom 10 cm	Phantom 16 cm	Phantom 32 cm
persamaan	$y = 0,039x^2 - 2,560x + 106,0$	$y = 0,037x^2 - 2,356x + 86,6$	$y = 0,021x^2 - 1,301x + 41,87$
Koefisien korelasi	$R^2 = 0,979$	$R^2 = 0,988$	$R^2 = 0,975$

Berdasarkan Gambar 4.5. grafik dapat dilihat bahwa semakin besar bukaan kolimasi maka nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan akan semakin kecil.



Gambar 4.6. Grafik $CTDI_w$ terhadap ukuran phantom pesawat CT scan Multi Slice.

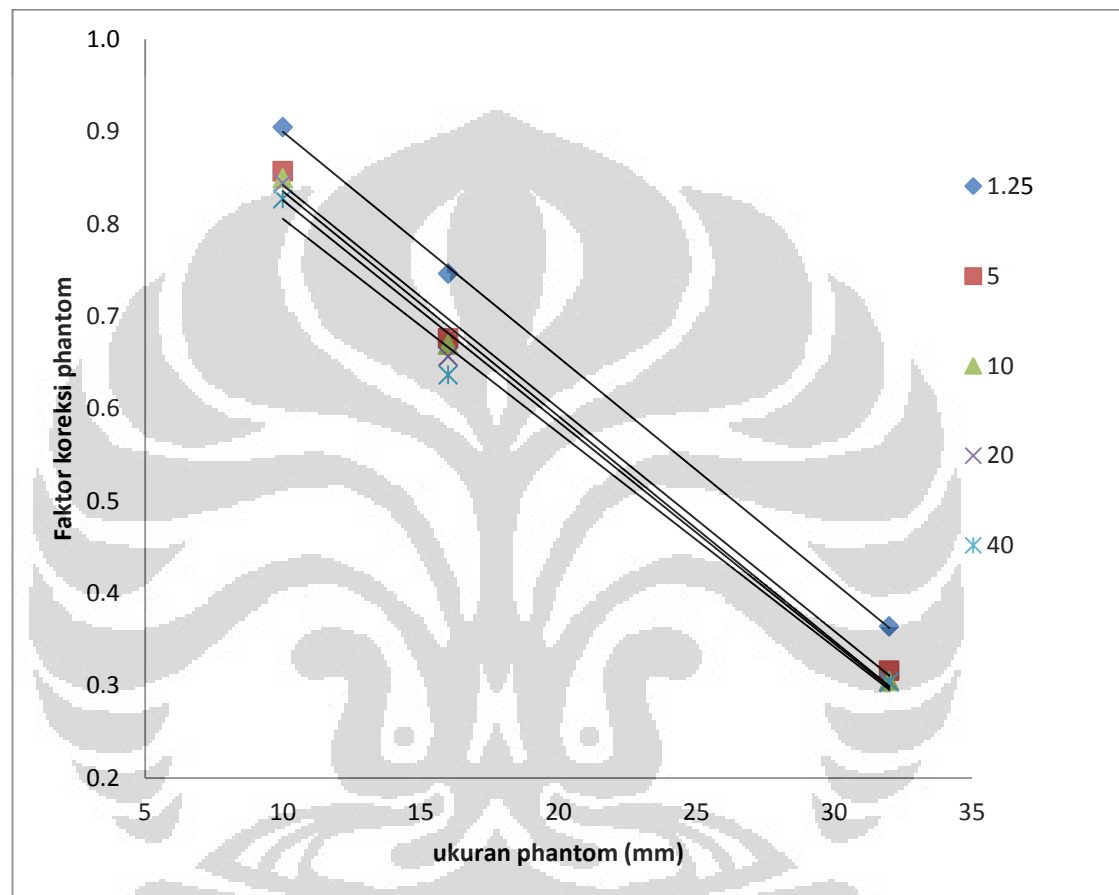
Dengan nilai *correlation coefficient* (R^2) =

Lebar Kolimasi	1,25 mm	5 mm	10 mm	20 mm	40 mm
persamaan	$y = 0,013x^2 - 3,312x + 133,5$	$y = 0,039x^2 - 4,459x + 138,1$	$y = 0,031x^2 - 3,714x + 115,6$	$y = 0,035x^2 - 3,565x + 103,5$	$y = 0,040x^2 - 3,606x + 98,73$
Koefisien korelasi	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$

Pada Gambar 4.6. terlihat bahwa semakin besar ukuran phantom yang digunakan maka nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan akan semakin kecil. Hal ini akan memberikan kontribusi terhadap bertambahnya jumlah nilai paparan radiasi yang akan diterima oleh pasien dan area sekitarnya. Sedangkan faktor koreksi dari phantom CT Scan Multi Slice dapat terlihat pada Tabel 4.7 dan grafik disajikan pada Gambar 4.7.

Tabel 4.7. Hasil faktor Koreksi Phantom CT Scan Multi Slice

ukuran Phantom (cm)	Lebar Kolimasi (mm)				
	1,25	5	10	20	40
10	0,905	0,857	0,850	0,844	0,827
16	0,746	0,676	0,669	0,656	0,637
32	0,364	0,316	0,305	0,304	0,304



Gambar 4.7. Grafik faktor koreksi phantom pesawat CT Scan Multi Slice

Dengan nilai correlation coefficient (R^2) =

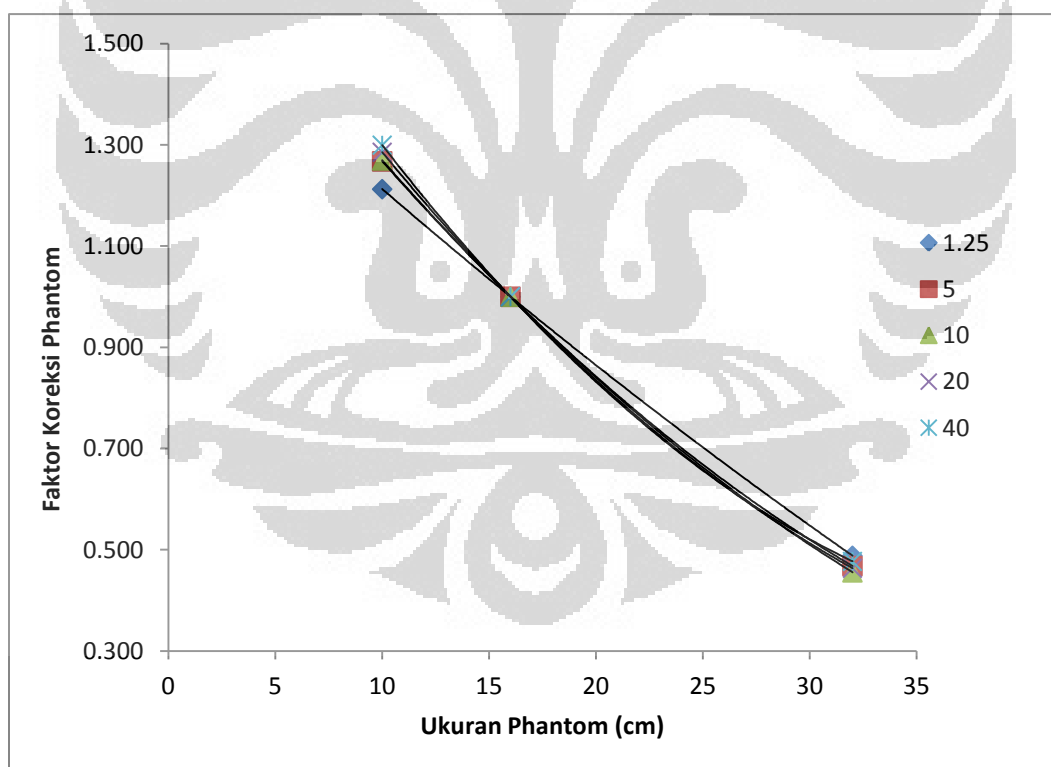
Lebar Kolimasi	1,25 mm	5 mm	10 mm	20 mm	40 mm
Persamaan	$y = -0,0244x + 1,144$	$y = -0,0241x + 1,0834$	$y = -0,0243x + 1,0786$	$y = -0,024x + 1,0657$	$y = -0,0232x + 1,0372$
Koefisien korelasi	$R^2 = 0,9995$	$R^2 = 0,9954$	$R^2 = 0,9959$	$R^2 = 0,9933$	$R^2 = 0,9898$

Berdasarkan data diatas terlihat koreksi phantom tidak linier dan terjadi penurunan yang sangat signifikan pada faktor koreksi phantom terhadap ukuran phantom, dimana semakin besar ukuran phantom maka akan semakin kecil faktor koreksi, ini dapat dikarenakan peningkatan fluence energi yang lebih tinggi dari pada ukuran lebar kolimasi yang lebih besar. hal tersebut terjadi pada semua bukaan kolimasi.

Normalisasi dilakukan pada phantom ukuran 16 cm dan 32 cm, serta dilakukan normalisasi pada lebar kolimasi 10 mm, dapat terlihat pada Tabel 4.8 dan grafik disajikan pada Gambar 4.8.

Tabel 4.8. Normalisasi ukuran phantom 16 cm CT Scan Multi Slice

ukuran Phantom (cm)	Lebar Kolimasi (mm)				
	1,25	5	10	20	40
10	1.213	1.268	1.269	1.285	1.299
16	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
32	0.488	0.468	0.456	0.464	0.477



Gambar 4.8. Grafik faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 16 cm

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

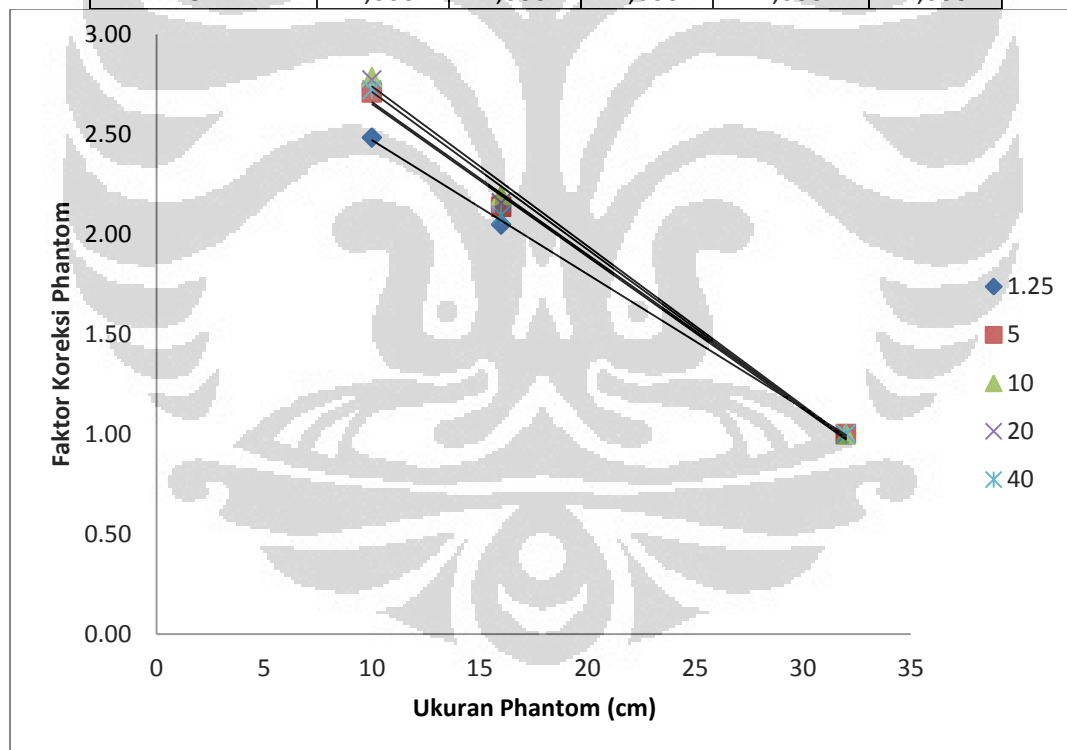
Lebar Kolimasi	1,25 mm	5 mm	10 mm	20 mm	40 mm
Persamaan	$y = 19,678x^{-1,069}$	$y = 11,933x^{-}$	$y = 3,8411x^{-}$	$y = 5,9608x^{-0,714}$	$y = 5,5315x^{-}$

		0,925	0,524		0,685
Koefisien korelasi	$R^2 = 0,9995$	$R^2 = 0,9818$	$R^2 = 0,9166$	$R^2 = 0,8582$	$R^2 = 0,8558$

Berdasarkan 4.8. terlihat penurunan nilai faktor koreksi phantom dimana nilai yang makin menurun pada hasil faktor koreksi phantom seiring dengan semakin besarnya ukuran phantom. Hasil ini juga terlihat dengan pola yang sama dengan nilai normalisasi yang terjadi pada phantom 32 cm, hal tersebut dapat terlihat pada data berikut dapat terlihat pada Tabel 4.9 dan grafik disajikan pada Gambar 4.9.

Tabel 4.9. Normalisasi ukuran phantom 32 cm CT Scan Multi Slice

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



Gambar 4.9. Grafik faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 32 cm

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

Lebar Kolimasi	1,25 mm	5 mm	10 mm	20 mm	40 mm
persamaan	$y = -0,067x + 3,140$	$y = -0,078x + 3,501$	$y = -0,076x + 3,415$	$y = -0,079x + 3,538$	$y = -0,076x + 3,425$

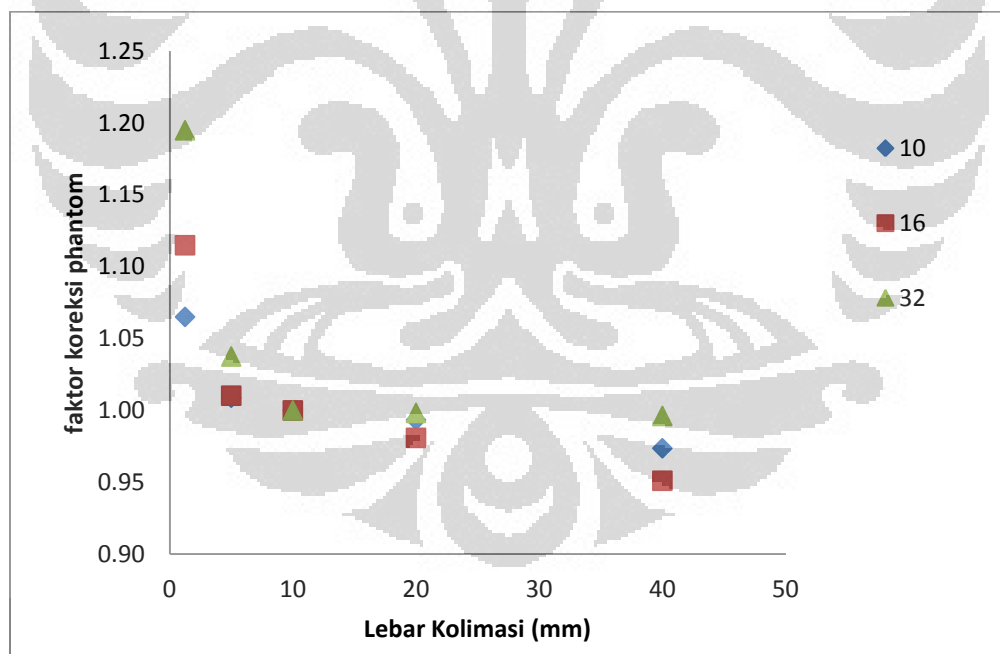
Koefisien korelasi	$R^2 = 0,999$	$R^2 = 0,993$	$R^2 = 0,989$	$R^2 = 0,995$	$R^2 = 0,995$
--------------------	---------------	---------------	---------------	---------------	---------------

Berdasarkan data-data tersebut dapat kita lihat bahwa nilai faktor koreksi phantom semakin menurun seiring dengan semakin besarnya ukuran phantom di mana pada phantom ukuran 32 cm terlihat data yang hampir berdekatan nilainya.

Selain Normalisasi pada faktor koreksi phantom, normalisasi pada lebar kolimasi juga perlu diperhitungkan, berikut adalah data normalisasi pada lebar kolimasi ukuran 10 mm CT Scan Multi Slice, data tersebut dapat dilihat pada Tabel 4.10 dan grafik di sajikan pada Gambar 4.10 :

Tabel 4.10. Normalisasi lebar kolimasi 10 mm CT scan Multi Slice.

ukuran Phantom (cm)	Lebar Kolimasi (mm)				
	1,25	5	10	20	40
10	1,065	1,009	1,000	0,993	0,974
16	1,115	1,010	1,000	0,981	0,951
32	1,195	1,037	1,000	0,998	0,996



Gambar 4.10. Grafik normalisasi Lebar Kolimasi 10 mm CT Scan Multi Slice.

Pengaruh kolimasi terhadap koreksi phantom memiliki trend yang sama dengan kurva yang dimiliki oleh $CTDI_w$, dimana semakin besar ukuran phantom maka kualitas radiasi yang

diterima akan semakin kecil. Normalisasi pada bukaan kolimator ukuran 10 mm diperlukan guna menormalisasi data yang diambil pada saat pengukuran guna dijadikan sebagai standar dan dilakukan hanya sekali akuisisi, sehingga untuk pengukuran lebar kolimasi yang lain dapat merujuk pada penghitungan normalisasi pada lebar kolimasi 10 mm.

4.4.2. CT scan Single Slice

Pengambilan data $CTDI_w$ dan $CTDI_{udara}$ dilakukan seperti pada pengambilan data CT Scan Multi Slice dan dilakukan dengan pengukuran data dengan luas lapangan kolimasi 1 mm, 3 mm, 5 mm, dan 10 mm, sehingga hasil dari pengukuran CTDI di udara dapat dibandingkan dengan nilai yang sudah di dapat pada pengukuran CTDI pada phantom, terlihat pada tabel 4.11, 4.12 dan 4.13.

Tabel 4.11. Data Phantom ukuran 10cm CT scan Single Slice

jumlah slice	Lebar kolimasi (mm)	$\overline{CTDI_p}$ (mGy)	$\overline{CTDI_c}$ (mGy)	$\overline{CTDI_w}$ (mGy)	CTDI udara (mGy)	koreksi Phantom $CTDI_w$
1	10	63,410	61,672	62,831	76,240	0,824
1	5	62,407	61,06	61,958	75,440	0,821
1	3	60,822	59,867	60,504	74,400	0,813
1	1	120,700	118,000	119,800	145,300	0,825

Tabel 4.12. Data Phantom ukuran 16 cm CT scan Single Slice

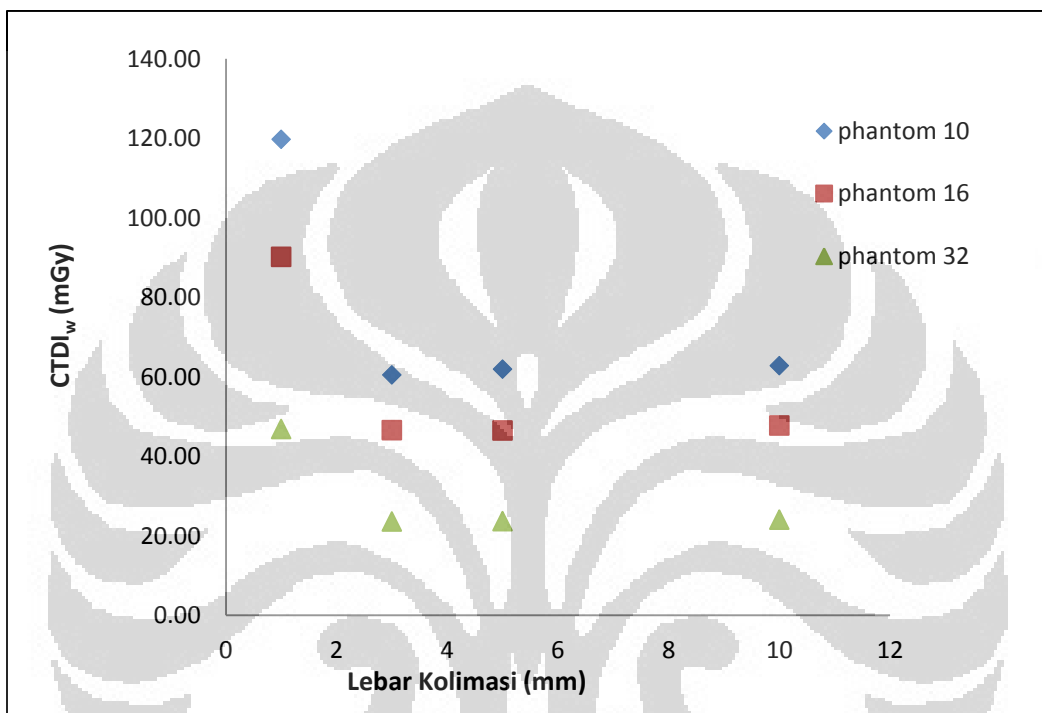
jumlah slice	Lebar kolimasi (mm)	$\overline{CTDI_p}$ (mGy)	$\overline{CTDI_c}$ (mGy)	$\overline{CTDI_w}$ (mGy)	CTDI udara (mGy)	koreksi phantom $CTDI_w$
1	10	50,480	42,358	47,773	76,240	0,627
1	5	48,733	42,080	46,515	75,440	0,616
1	3	49,067	41,667	46,600	74,400	0,626
1	1	94,613	81,410	90,212	145,300	0,621

Tabel 4.13. Data Phantom ukuran 32 cm CT scan Single Slice

jumlah slice	Lebar kolimasi (mm)	$\overline{CTDI_p}$ (mGy)	$\overline{CTDI_c}$ (mGy)	$\overline{CTDI_w}$ (mGy)	CTDI udara (mGy)	koreksi Phantom $CTDI_w$
1	10	29,703	12,830	24,079	76,240	0,315

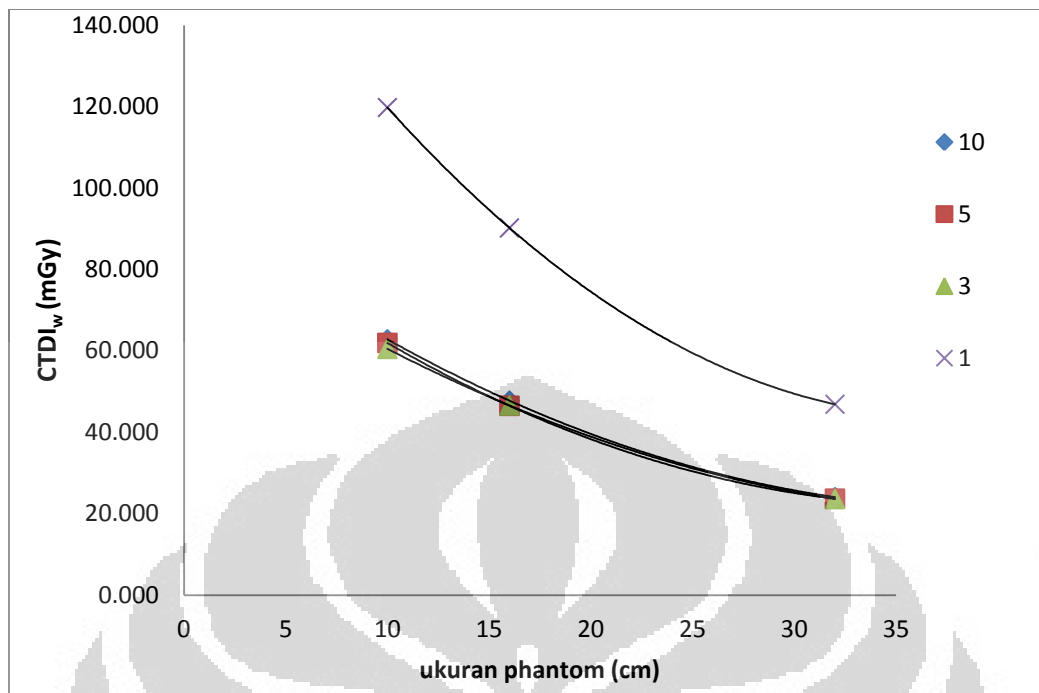
1	5	29,193	12,722	23,703	75,440	0,314
1	3	29,128	12,593	23,616	74,400	0,317
1	1	57,913	24,840	46,889	145,300	0,323

Dari data tabel CT Single Slice tersebut dapat kita peroleh hubungan antara lebar kolimasi dengan nilai $CTDI_w$ pada alat CT scan Single Slice, yang diwakili oleh Gambar 4.11 :



Gambar 4.11. Grafik $CTDI_w$ terhadap Lebar Kolimasi CT scan Single Slice

Dari Gambar 4.11. dapat dilihat bahwa semakin besar lebar kolimasi yang digunakan maka nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan akan semakin kecil. Hal ini akan memberikan kontribusi terhadap jumlah nilai paparan radiasi yang akan diterima oleh pasien dan area sekitarnya.



Gambar 4.12. Grafik $CTDI_w$ terhadap Ukuran phantom CT scan Single Slice

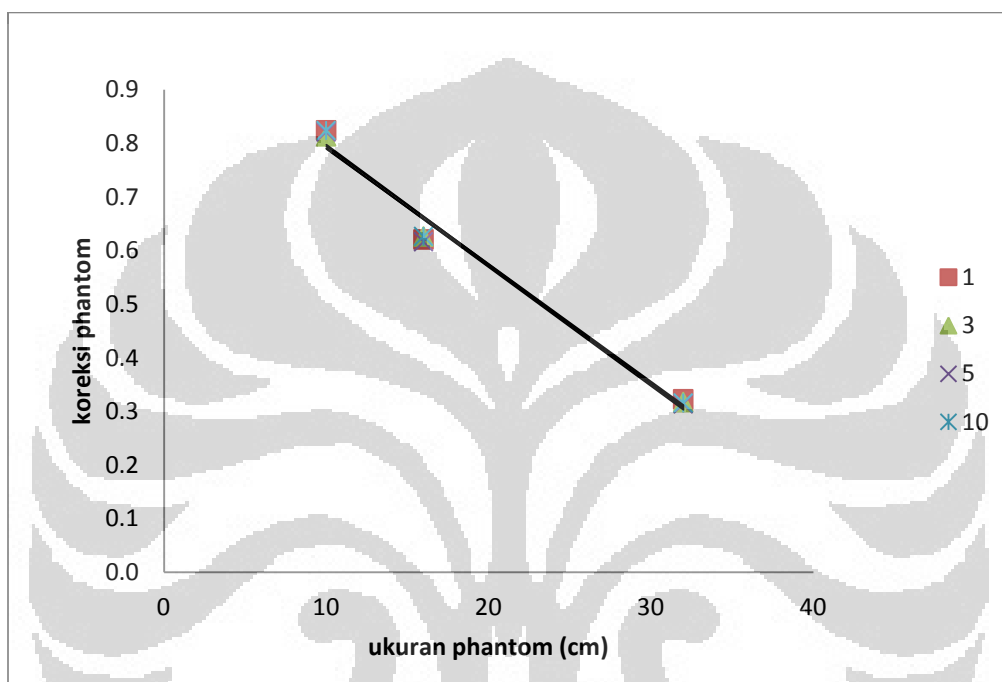
Dengan nilai *correlation coefficient* (R^2) =

Lebar Kolimasi	1 mm	3 mm	5 mm	10 mm
persamaan	$y = 0,101x^2 - 7,559x + 185,2$	$y = 0,04x^2 - 3,358x + 90,08$	$y = 0,052x^2 - 3,930x + 96,04$	$y = 0,046x^2 - 3,725x + 95,41$
Koefisien korelasi	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$

Berdasarkan Gambar 4.12 terlihat bahwa semakin besar ukuran phantom yang digunakan maka nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan akan semakin kecil tetapi nilai $CTDI_w$ pada kolimasi 1mm memiliki nilai CTDI yang paling tinggi dibandingkan dengan kolimasi yang lain. Hal ini akan memberikan kontribusi terhadap jumlah nilai paparan radiasi yang akan diterima oleh pasien. Sedangkan faktor koreksi dari phantom CT Scan Single Slice dapat terlihat pada Tabel 4.14 dan grafik disajikan pada Gambar 4.13.

Tabel 4.14. Hasil faktor Koreksi Phantom CT scan Single Slice

ukuran Phantom (cm)	Lebar Kolimasi (mm)			
	1	3	5	10
10	0,825	0,813	0,821	0,824
16	0,621	0,626	0,616	0,627
32	0,323	0,317	0,314	0,315



Gambar 4.13. Grafik faktor koreksi phantom CT scan Single Slice

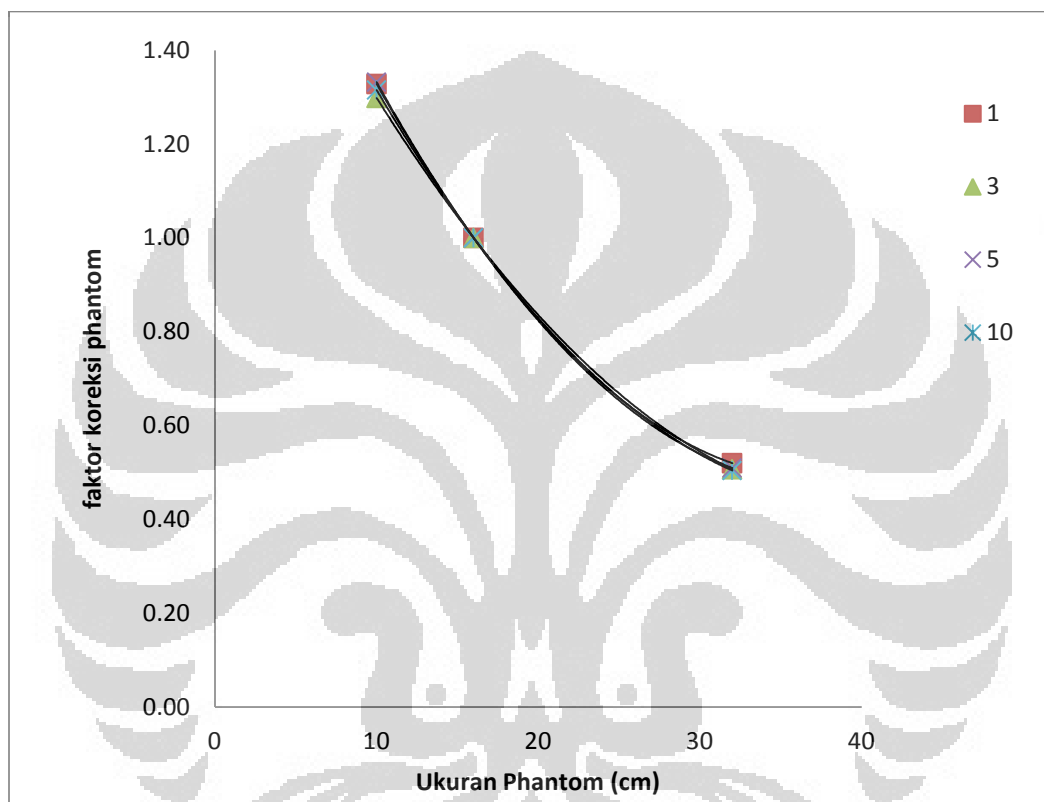
Dengan nilai *correlation coefficient* (R^2) =

Lebar Kolimasi	1 mm	3 mm	5 mm	10 mm
persamaan	$y = -0.0219x + 1.0137$	$y = -0.0219x + 1.0085$	$y = -0.0222x + 1.0131$	$y = -0.0223x + 1.0209$
Koefisien korelasi	$R^2 = 0.9782$	$R^2 = 0.9867$	$R^2 = 0.9789$	$R^2 = 0.9835$

Pada grafik 4.13. terlihat penurunan yang signifikan pada faktor koreksi phantom pada ukuran phantom dimana semakin besar ukuran phantom maka akan semakin kecil faktor koreksi phantom, hal ini terjadi pada semua ukuran kolimasi. normalisasi dilakukan pada phantom ukuran 16 cm dan phantom ukuran 32 cm, seperti terlihat pada tabel 4.15 dan 4.16. dan grafik di sajikan pada Gambar 4.14.

Tabel 4.15. Normalisasi ukuran phantom 16 cm CT scan Single Slice

ukuran	Lebar Kolimasi (mm)			
Phantom (cm)	1	3	5	10
10	1,349	1,064	1,025	1,021
16	1,000	1,000	1,000	1,000
32	0,468	0,456	0,464	0,477



Gambar 4.14. Grafik faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 16 cm

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

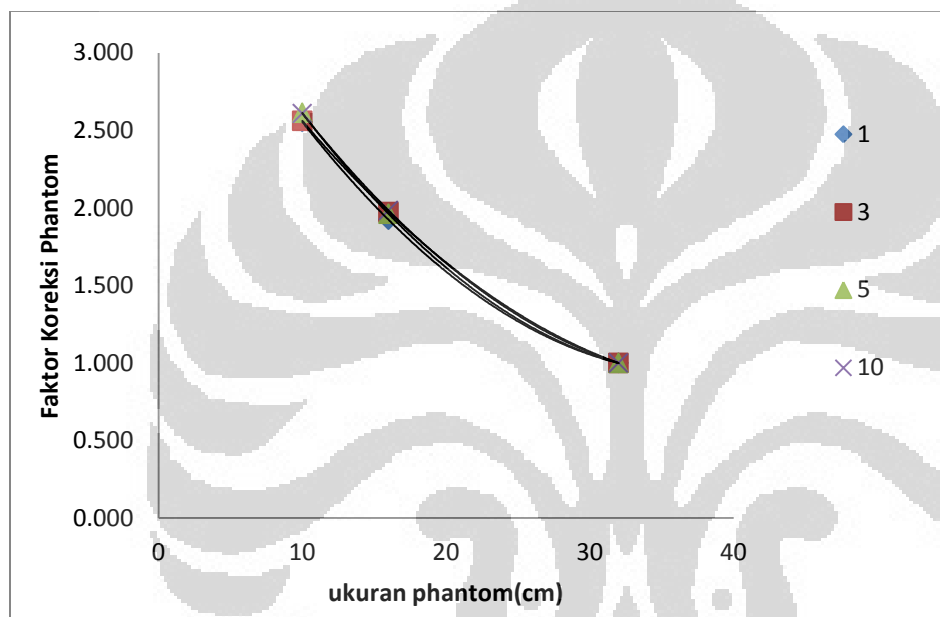
Lebar Kolimasi	1 mm	3 mm	5 mm	10 mm
persamaan	$y = 0,001x^2 - 0,083x + 2,053$	$y = 0,000x^2 - 0,072x + 1,933$	$y = 0,001x^2 - 0,084x + 2,064$	$y = 0,001x^2 - 0,078x + 1,997$
Koefisien korelasi	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$

Berdasarkan grafik 4.14 dapat diamati perubahan yang tampak dimana semakin besar ukuran phantom yang digunakan maka nilai faktor koreksi phantom yang dihasilkan akan semakin kecil pada setiap bukaan kolimasi.

Sedangkan untuk hasil normalisasi phantom ukuran 32 cm pada alat CT scan Single Slice terlihat pada Tabel 4.16 dan grafik disajikan pada Gambar 4.15

Tabel 4.16. Normalisasi ukuran phantom 32 cm CT scan Single Slice

ukuran Phantom (cm)	Lebar Kolimasi (mm)			
	1	3	5	10
10	2,555	2,562	2,614	2,609
16	1,924	1,973	1,962	1,984
32	1,000	1,000	1,000	1,000



Gambar 4.15. Grafik faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 32 cm

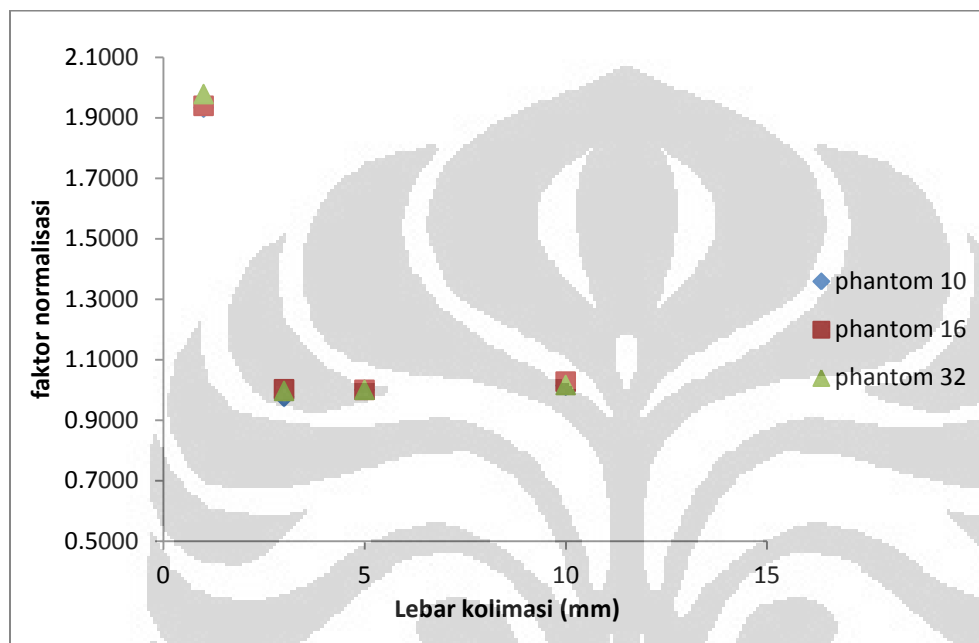
Dengan nilai *correlation coefficient* (R^2) =

Lebar Kolimasi	1 mm	3 mm	5 mm	10 mm
persamaan	$y = 0,002x^2 - 0,161x + 3,951$	$y = 0,001x^2 - 0,142x + 3,814$	$y = 0,002x^2 - 0,165x + 4,052$	$y = 0,001x^2 - 0,154x + 3,962$
Koefisien korelasi	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$

Pada Gambar 4.15. dapat dilihat bahwa nilai faktor koreksi phantom yang dinormalisasi phantom 32 cm CT scan Single Slice semakin besar ukuran phantom yang digunakan maka nilai faktor koreksi phantom yang dihasilkan akan semakin kecil pada setiap bukaan kolimasi. Sedangkan untuk CT single slice normalisasi lebar kolimasi di lakukan pada ukuran 5 mm seperti terlihat pada tabel 4.17 serta grafik normalisasi kolimasi 5 mm disajikan grafik 4.16.

Tabel 4.17. Normalisasi lebar kolimasi 5 mm pada CT scan Single Slice

ukuran Phantom (cm)	Lebar Kolimasi (mm)			
	1	3	5	10
10	1,934	0,977	1,000	1,014
16	1,940	1,002	1,000	1,027
32	1,978	0,996	1,000	1,016



Gambar 4.16. Grafik Hasil normalisasi pada kolimasi 5 mm CT scan Single Slice

Berdasarkan data diatas dapat kita lihat bahwa normalisasi pada CT scan Single Slice tersebut tampak terlihat penurunan nilai pada lebar kolimasi ukuran 3 mm.

4.5. Pengukuran CTDI di udara

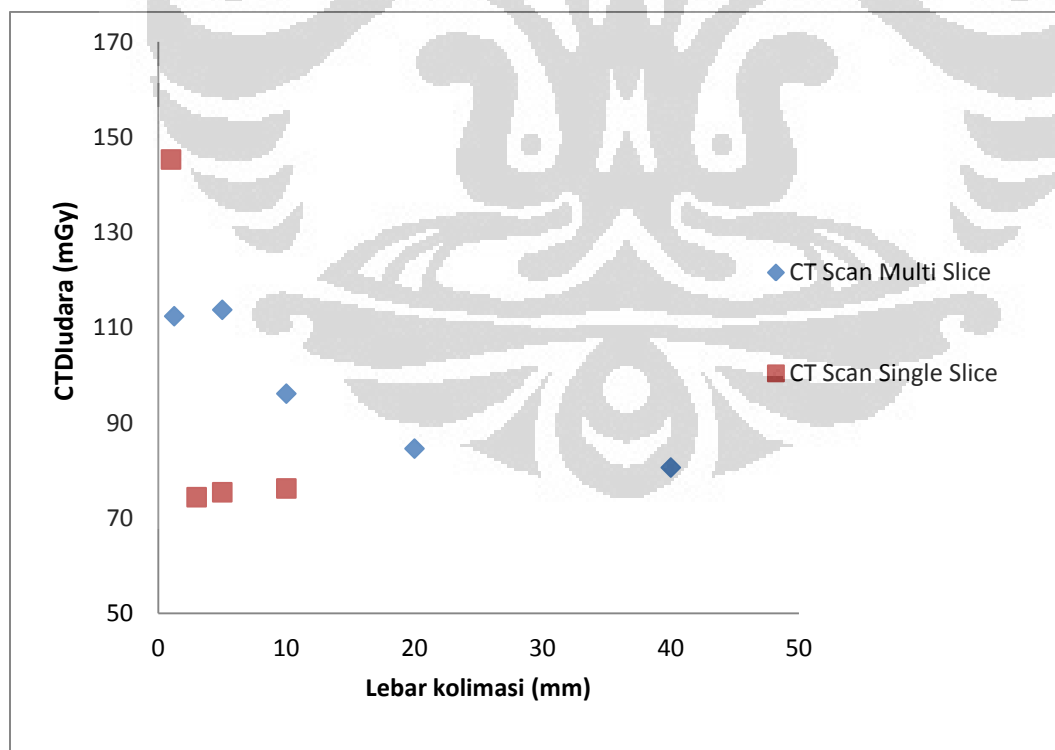
Pengambilan data di udara dilakukan dengan lebar kolimasi 1.25 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm, dan 40 mm pada, CT scan Multi Slice, dan 1 mm, 3 mm, 5 mm dan 10 mm pada CT scan Single Slice. Dengan cara pengukuran yang dapat dilihat seperti pada Gambar 3.9. Dari hasil pengukuran tersebut didapatkan hasil seperti pada Tabel 4.18 dan 4.19, dan grafik ditampilkan pada Gambar 4.17.

Tabel 4.18. Hasil CTDI diudara pada CT scan Multi Slice.

Tegangan tabung (kV)	Arus Tabung (mA)	Waktu (s)	Jumlah Image	Tebal Slice (mm)	kolimator	CTDIudara (mGy cm)
120	300	1	8	5	40	80,625
120	300	1	4	5	20	84,600
120	300	1	2	5	10	96,140
120	300	1	1	5	5	113,740
120	300	1	1	1,25	1,25	112,400

Tabel 4.19. Hasil CTDI diudara pada CT scan Single Slice

Tegangan tabung (kV)	Arus abung (mA)	Waktu (s)	Jumlah Image	Tebal Slice (mm)	kolimator	CTDIudara (mGy cm)
120	150	2	1	10	10	76,240
120	150	2	1	5	5	75,440
120	150	2	1	3	3	74,400
120	150	2	1	1	1	145,300



Gambar 4.17. Grafik hubungan $CTDI_{udara}$ dan lebar kolimasi pada CT scan Multi Slice dan CT scan Single Slice

Berdasarkan data pengukuran dapat kita lihat bahwa bahwa semakin besar bukaan kolimasi yang digunakan maka nilai $CTDI_{udara}$ yang dihasilkan akan semakin kecil, meskipun ke dua pesawat CT scan memiliki perbedaan angka, tetapi keduanya memiliki pola yang sama.

Dari seluruh data diatas berdasarkan CT Scan Multi Slice dan CT Scan Single Slice dapat kita lihat bahwa semakin besar lebar kolimasi maka akan semakin kecil nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan, hal ini terlihat pada Gambar 4.5. dan Gambar 4.11. Serta semakin besar ukuran phantom yang digunakan maka nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan akan semakin kecil hal ini terlihat pada tiap bukaan kolimasi, hal ini terlihat pada Gambar 4.6 dan Gambar 4.12

Nilai faktor koreksi phantom dan ukuran phantom tidak linier serta terlihat penurunan yang sangat signifikan dimana semakin besar ukuran phantom maka akan semakin kecil faktor koreksi, hal ini terjadi di semua ukuran kolimasi, ini terlihat pada Gambar 4.7 dan Gambar 4.13.

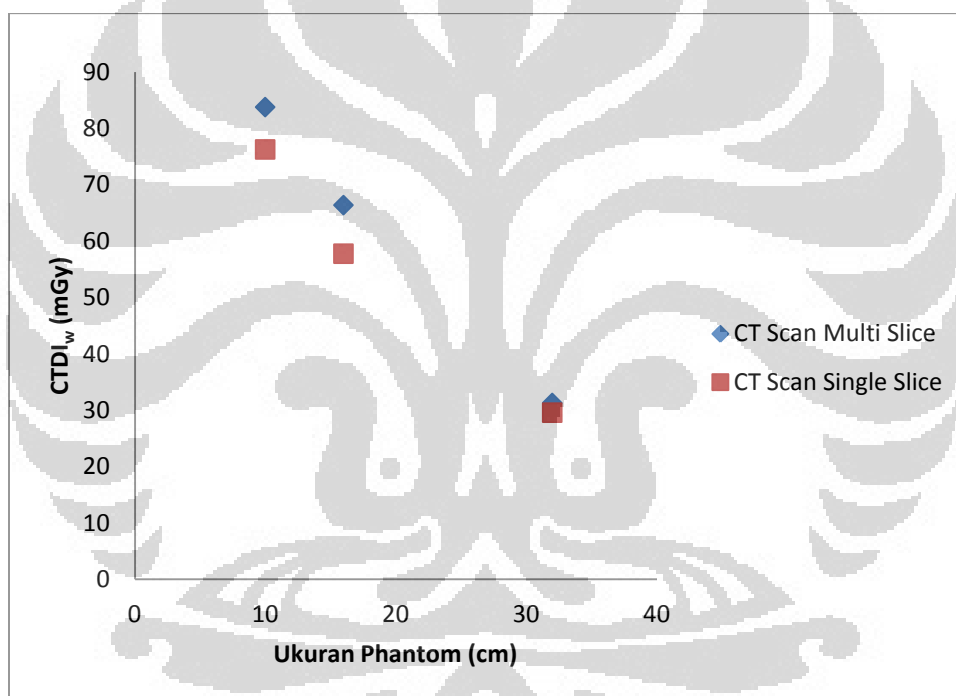
Nilai faktor koreksi phantom terhadap normalisasi phantom ukuran 16 cm dan 32 cm tampak nilai yang makin menurun pada hasil faktor koreksi phantom seiring dengan semakin besarnya ukuran phantom. Terlihat pada hasil kedua CT scan meskipun dengan nilai yang berbeda tetapi memiliki trend yang sama. Hal ini terlihat pada Gambar 4.8, 4.9, 4.14 dan Gambar 4.15.

Pengaruh penggunaan kolimasi terhadap koreksi phantom memiliki trend yang sama dengan grafik yang di miliki oleh $CTDI_w$, dimana semakin besar ukuran phantom maka nilai $CTDI_w$ yang diterima akan semakin kecil. Normalisasi pada bukaan kolimator ukuran 10 mm (CT Scan Multi Slice) dan 5 mm (CT Scan Single Slice) diperlukan guna menormalisasi data yang diambil pada saat pengukuran guna dijadikan sebagai standar dan dilakukan hanya sekali akuisisi.

Dari seluruh data diatas berdasarkan CT Scan Multi Slice dan CT Scan Single Slice dapat kita tarik hubungan antara faktor koreksi phantom dan lebar kolimasi pada kedua alat CT scan dengan ukuran phantom yang digunakan, dan hal tersebut dapat dilihat dari Tabel 4.20, grafik di sajikan pada Gambar 4.18.

Tabel 4.20. Tabel hubungan faktor koreksi phantom dan lebar kolimasi

CT Scan	Lebar Kolimasi (mm)	Ukuran Phantom (cm)		
		10	16	32
CT Scan Multi Slice	40	0,827	0,637	0,304
	20	0,844	0,656	0,304
	10	0,850	0,669	0,305
	5	0,857	0,676	0,316
	1,25	0,905	0,746	0,364
CT Scan Single Slice	10	0,824	0,627	0,315
	5	0,821	0,616	0,314
	3	0,813	0,626	0,317
	1	0,825	0,621	0,323

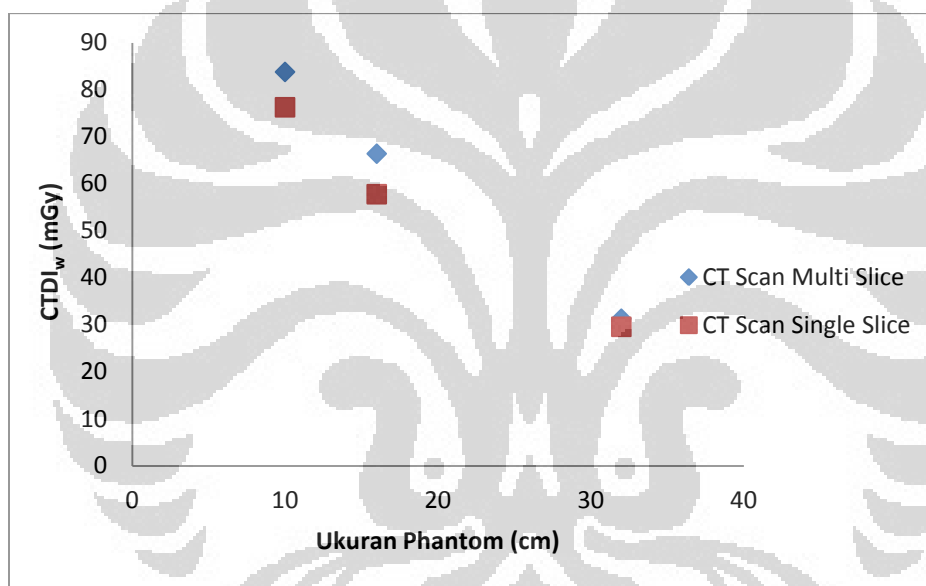


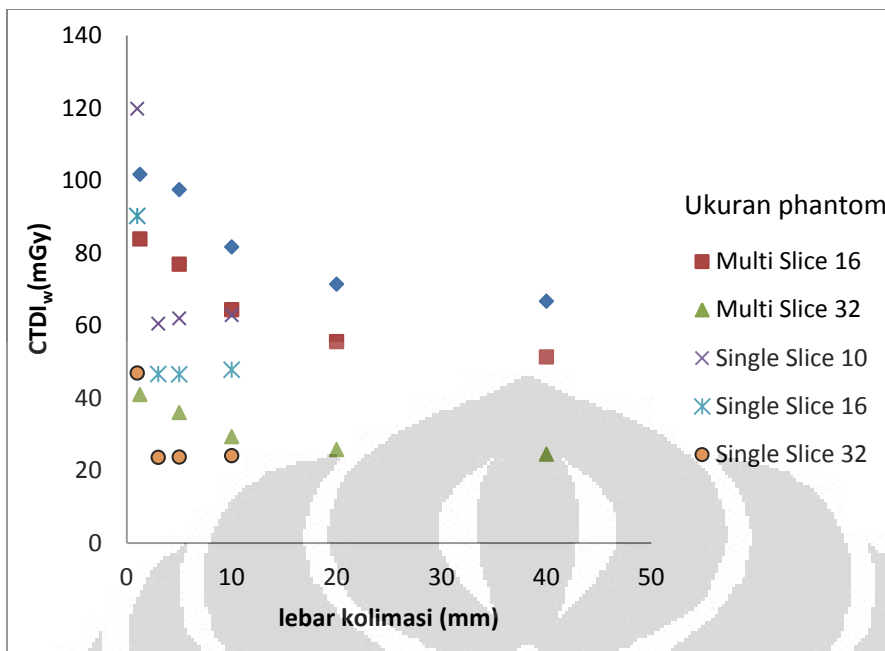
Gambar 4.18. Grafik Faktor koreksi Phantom rata – rata terhadap ukuran phantom

Dari hasil di atas dapat kita lihat bahwa semakin kecil lebar kolimasi yang digunakan maka faktor koreksi phantom $CTDI_w$ akan semakin besar. Hal ini dikarenakan lebar kolimasi kecil akan menyebabkan jumlah penumbra yang dihasilkan akan lebih besar dari pada jumlah penumbra yang dihasilkan oleh lebar kolimasi yang besar. Hal tersebut dapat terlihat pada kedua alat CT scan yang digunakan. Sedangkan korelasi dari nilai $CTDI_w$ pada kedua pesawat CT scan terlihat pada Tabel 4.21 dan grafik di sajikan pada Gambar 4.19

Tabel 4.21. Tabel korelasi $CTDI_w$ pada pesawat CT scan

CT Scan	Lebar Kolimasi (mm)	$CTDI_w$ (mGy)		
		10	16	32
CT Scan Multi Slice	40	66,689	51,319	24,485
	20	71,394	55,539	25,747
	10	81,674	64,344	29,310
	5	97,480	76,902	35,976
	1,25	101,698	83,870	40,944
CT Scan Single Slice	10	62,831	47,773	24,079
	5	61,958	46,516	23,703
	3	60,504	46,600	23,616
	1	119,800	90,212	46,889

Gambar 4.19. Grafik korelasi $CTDI_w$ rata - rata pesawat CT scan

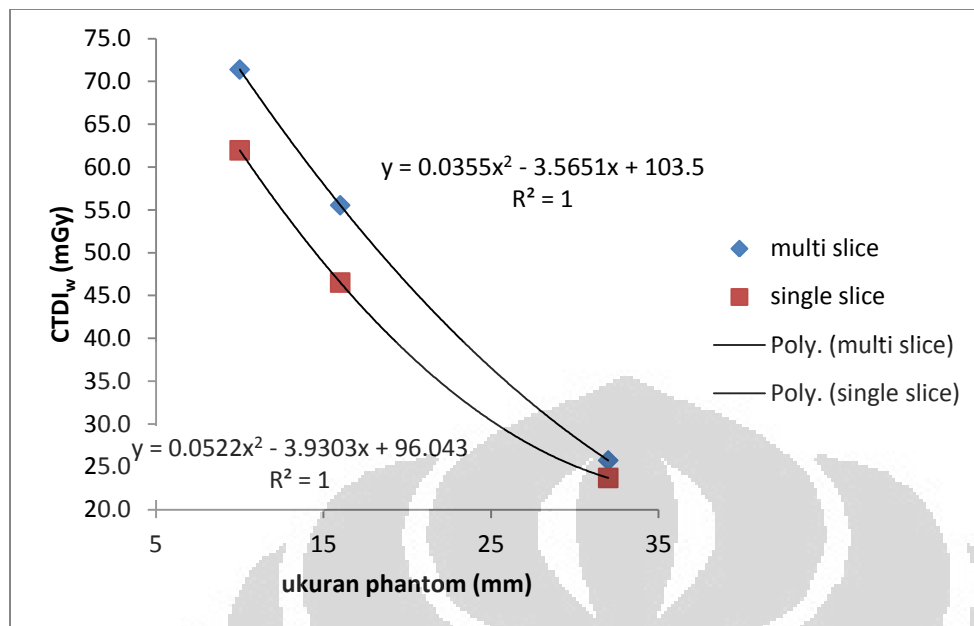


Gambar 4.20. Grafik korelasi CTDI_w pada ukuran pphantom yang berbeda di pesawat CT scan

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

Tabel 4.22. Perbandingan nilai CTDI_w pesawat multi slice dengan pesawat single slice pada tebal irisan 5mm.

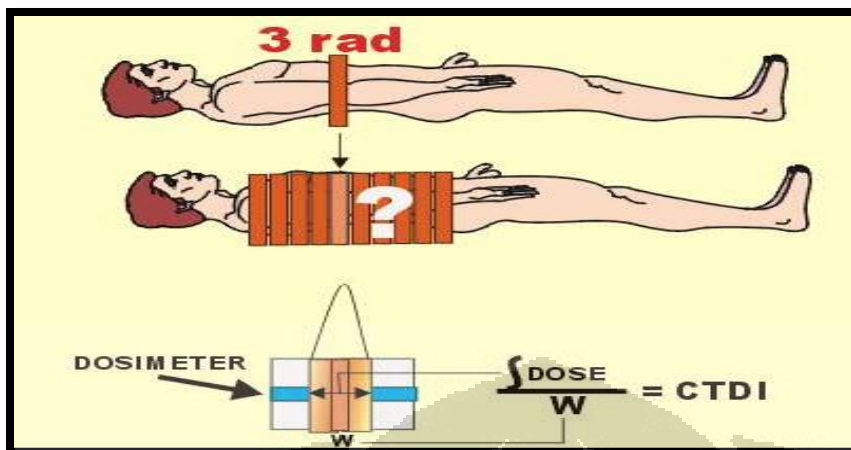
Ukuran phantom (mm)		Nilai CTDI _w (mGy)	
		Pesawat multi slice	Pesawat single slice
10		71,394	61,958
		55,539	46,516
		25,747	23,703



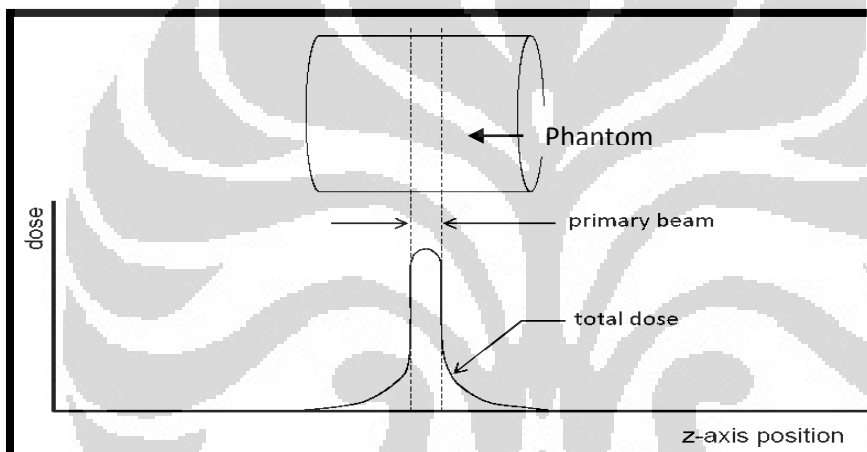
Grafik.4.21 Perbandingan nilai CTDI_w pesawat multi slice dengan pesawat single slice pada tebal irisan 5mm

Dari grafik tersebut dapat diamati bahwa nilai CTDI_w pada pesawat Single Slice memiliki nilai lebih kecil bila dibandingkan dengan pesawat multi slice, dengan parameter ketebalan irisan yang sama.

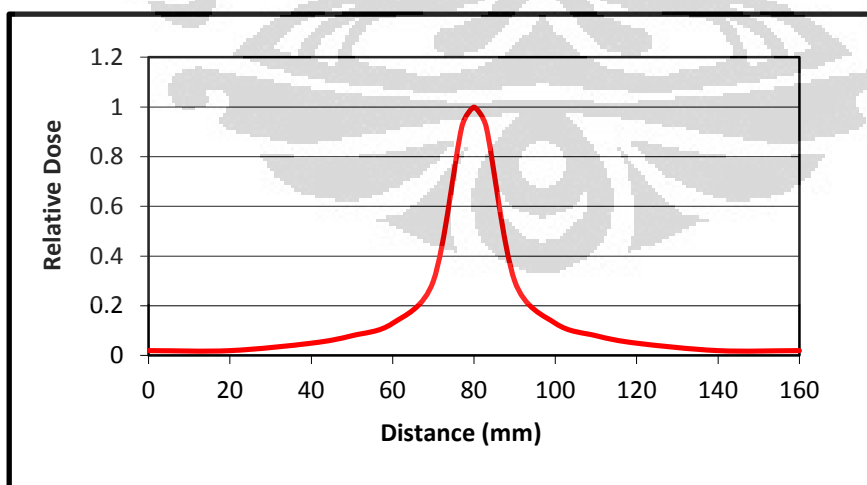
Dari hasil di atas dapat kita lihat bahwa adanya kemiripan pada trend yang terdapat pada grafik faktor koreksi phantom terhadap ukuran phantom pada kedua CT scan. Nilai paling besar muncul pada lebar kolimasi yang kecil yaitu 1,25 mm pada CT scan Multi slice dan 1 mm pada CT scan Single slice seperti terlihat pada Tabel 4.20 dan Tabel 4.21, hal ini disebabkan oleh banyaknya jumlah dosis yang diterima oleh objek, seperti tampak pada Gambar 4.22, 4.23, 4.24 dan 4.25.



Gambar 4.22. Computed Tomography Dose Index (CTDI)

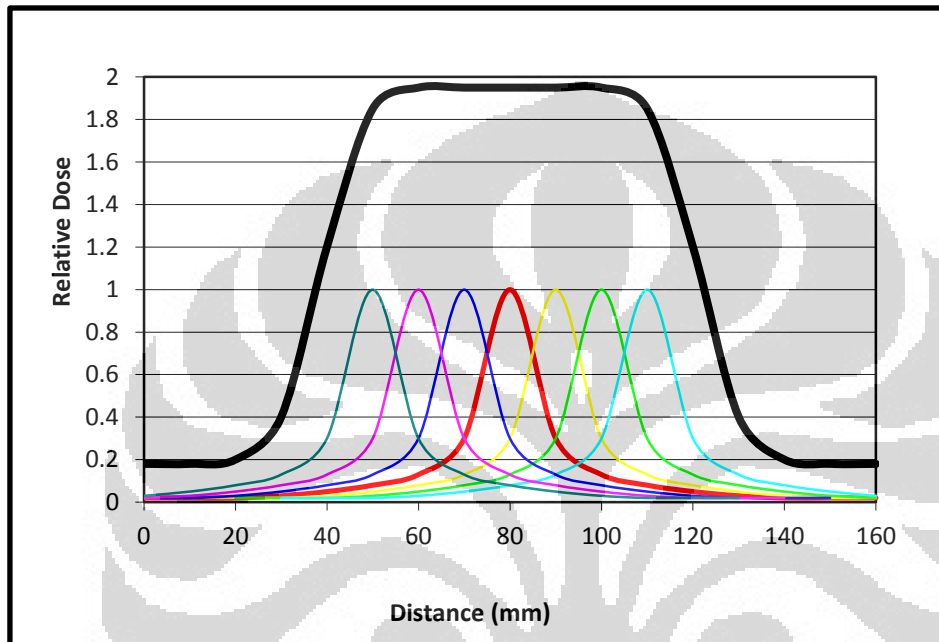


Gambar 4.23. Diagram irisan pada potongan aksial single slice.



Gambar 4.24 Grafik pada potongan aksial single slice

Untuk potongan aksial tunggal merupakan kolimasi yang tidak ideal dan menambahkan ekor dosis yang ekstra yang menyebar ke distribusi dosis. Sedangkan untuk potongan irisan aksial yang diambil dalam beberapa jumlah irisan, jumlah ekor dosis untuk meningkatkan dosis total hanya berlaku pada paparan primer saja, seperti terlihat pada gambar 4.24.



Gambar 4.25. Grafik pada potongan aksial Multiple slice

Dari gambar 4.25. dapat diambil kesimpulan dosis yang di dapat pada kolimasi yang lebar merupakan jumlah dari beberapa potongan gambar aksial dimana jumlah penumbra yang dihasilkan pada kolimasi yang lebar lebih sedikit dibandingkan pada kolimasi yang kecil karena lebih banyak dosis primer yang diterima oleh phantom. Oleh karena itu penentuan dari penggunaan kolimasi pada saat pengambilan gambar harus lebih di perhatikan secara bijak guna memprediksi dosis yang akan diterima pasien.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Dari penelitian ini dapat diambil kesimpulan bahwa:

1. Dari hasil penelitian ini faktor koreksi phantom dapat digunakan untuk meningkatkan akurasi estimasi dosis pasien.
2. Dari hasil penelitian data CTDI di udara dapat digunakan untuk mengecek stabilitas output dari alat CT scan.
3. Penelitian ini akan mempermudah para Fisikawan Medis yang bekerja di rumah sakit guna mendapatkan nilai estimasi dosis apabila tidak tersedianya phantom di area Rumah Sakit tempat nya bekerja dengan persamaan : $CTDI_w = CTDI_{udara} \times FK_{phantom \text{ di udara}}$
4. Dari data CT Scan Multi Slice dan CT Scan Single Slice dapat kita lihat bahwa semakin besar lebar kolimasi maka akan semakin kecil nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan. Serta semakin besar ukuran phantom yang digunakan maka nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan akan semakin kecil hal ini terlihat pada tiap bukaan kolimasi.
5. Berdasarkan seluruh data CT Scan Multi Slice dan CT Scan Single Slice dapat kita tarik hubungan antara faktor koreksi phantom dan lebar kolimasi pada kedua alat CT scan dengan ukuran phantom yang digunakan dan dapat kita lihat bahwa semakin kecil lebar kolimasi yang digunakan maka faktor koreksi phantom $CTDI_w$ akan semakin besar, sedangkan korelasi dari nilai $CTDI_w$ pada kedua pesawat CT scan dapat kita lihat bahwa adanya kemiripan pada trend yang terdapat pada grafik faktor koreksi phantom terhadap ukuran phantom pada kedua CT scan. Nilai paling besar muncul pada lebar kolimasi yang kecil yaitu 1,25 mm pada CT scan Multi slice dan 1 mm pada CT scan Single slice.

5.2. Saran

1. Agar hasil pengukuran lebih tepat sebaiknya dilakukan koreksi geometri antara pasien dengan phantom CTDI.
2. Pada saat akan dilakukan pengukuran CTDI di udara, setiap alat yang akan di ukur harus melakukan pengukuran ulang dikarenakan tiap alat memiliki spesifikasi yang berbeda.
3. Koreksi phantom terhadap pengukuran CTDI diudara memiliki nilai yang berbeda – beda untuk setiap ukuran pasien dan kolimasi sehingga kita harus lebih hati-hati dalam memprediksi $CTDI_w$ pada pasien.
4. Diusahakan untuk tidak membuat slice tipis pada saat melakukan pengambilan gambar, dikarenakan hal tersebut dapat memnyebabkan dosis CTDI yang diterima oleh pasien menjadi lebih besar.
5. Untuk pengukuran diudara agar lebih akurat dapat menggunakan rumus

$$CTDI_{w,efektive\ pasien} = CTDI_{udara} \times FK_{phantom\ diudara} \times FK_{Geometri}$$

Dengan :

$FK_{phantom\ diudara}$ = Faktor koreksi phantom di udara

$FK_{Geometri}$ = Faktor Koreksi Geometri *)

*) Wibisono, Nugroho Imam. *Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom Menggunakan Metode CTDI*. Universitas Indonesia, 2011.

DAFTAR PUSTAKA

American Association of Physicists In Medicine (AAPM), Report No.96, ***The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT***. American Association of Physicists in Medicine one physics ellipse college park. 2008

American Association of Physicists In Medicine (AAPM), Report No.111, ***Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography***. American Association of Physicists in Medicine one physics ellipse college park. 2010

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report. 204, ***Size- Specific Dose Estimates (SSE) in Pediatric and Adult Body CT examinations***, American Association of Physicists in Medicine one physics ellipse college park. 2011.

Bushberg, J Harold. ***The Essential of Medical Imaging Second Edition***. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2002.

Cunningham, John. ***The Physics of Radiology Fourth Edition***. Illinois : Charles C Thomas Publiser.1983.

Radiological Council of Western Australia. ***Diagnostic X ray Equipment Compliance Testing***, Government of Western Australia.

Wolbarst, Anthony B. ***Physics of Radiologi Second Edition***. USA :medical physics publishing. 2005

Tsalafoutas, I A. ***A Method for Calculating Dose Length Product from CT DICOM Images***. The British Journal of Radiology. 2011.

Catphan® Manual. The Phantom Laboratory.2005.

International Commision on Radiological Protection, ***Recommendation of The Inrenational Commision on Radiological Protection, publication 60***, Annals of The ICRP, Elsevier Publication, Oxford, UK.1991.

Goldwan L Wee. *Principles of CT: Multislice CT*, Jurnal of Nuclear Medicine Technology. 2008.

Wibisono, Nugroho Imam. *Koreksi Geometri Pengukuran Dosis Pada Phantom Menggunakan Metode CTDI.*, 2011.

Munir, Misbahul. *Dosis Radiasi Dan Faktor Resiko Pada Pemeriksaan CT Scan Whole Abdomen 3 Phase*. Universitas Indonesia, 2011.

<http://tech.snmjournals.org/content/35/4/213.full>

<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>

<http://radiographics.rsna.org/content/28/1/245.full.pdf+html>

http://www.ddmed.eu/_media/training_course:tsapaki_effective_dose_in_ct.pdf

<http://www.ctug.org.uk/meet06-11->

[16/dose_measurement_cone_beam_ct_how_appropriate_is_10_cm_pencil_chamber.pdf](http://www.ctug.org.uk/meet06-11-16/dose_measurement_cone_beam_ct_how_appropriate_is_10_cm_pencil_chamber.pdf)

LAMPIRAN 1

Data CTDI CT Scan Single Slice

<i>Phantom diameter 32cm (Abdomen dewasa)</i>								
<i>Arah</i>	<i>KV</i>	<i>mA</i>	<i>secon</i>	<i>Ketebalan Irisan</i>	<i>CTDI Komputer</i>	<i>Dosis terbaca</i>	<i>suhu</i>	<i>tekanan</i>
				<i>(mm)</i>	<i>(μGy)</i>	<i>(μGy)</i>	<i>°C</i>	
<i>center</i>	120	150	2	10	26600	1279	23.37	97.72
	120	150	2	10	26600	1286	24.32	97.71
	120	150	2	10	26600	1284	24.13	97.72
	120	150	2	10	26600	1286	24.01	97.70
	120	150	2	10	26600	1280	23.64	97.71
	120	150	2	5	26600	636.1	23.33	9770
	120	150	2	3	26600	377.8	23.57	97.69
<i>jam 12</i>	120	150	2	1	53100	248.4	23.55	97.70
	120	150	2	10	26600	3025	23.05	97.69
	120	150	2	5	26600	1457	22.65	97.69
	120	150	2	3	26600	858.1	22.86	97.69
<i>jam 3</i>	120	150	2	1	53100	583.7	22.81	97.69
	120	150	2	10	26600	2956	22.31	97.53
	120	150	2	5	26600	1467	22.40	97.53
	120	150	2	3	26600	868.7	21.93	97.53
<i>jam 9</i>	120	150	2	1	53100	569.5	22.34	97.52
	120	150	2	10	26600	2930	21.96	97.52
	120	150	2	5	26600	1455	22.05	97.53
	120	150	2	3	26600	894.7	22.36	97.52
	120	150	2	1	53100	584.2	22.31	97.53

Body part selection : Abdominal

LAMPIRAN 2

Data CTDI CT Scan Single Slice

Phantom diameter 16 cm (Kepala dewasa)								
Arah	KV	mA	secon	Ketebalan Irisan	CTDI Komputer	Dosis terbaca	suhu	tekanan
				(mm)	(μ Gy)	(μ Gy)	$^{\circ}$ C	
center	120	150	2	10	55100	4230	22.63	97.56
	120	150	2	10	55100	4251	23.03	97.55
	120	150	2	10	55100	4224	22.72	97.55
	120	150	2	10	55100	4226	23.12	97.55
	120	150	2	10	55100	4248	23.05	97.56
	120	150	2	5	55100	2104	23.26	97.55
	120	150	2	3	55100	1250	23.54	97.54
jam 12	120	150	2	1	110200	814.1	23.29	97.53
	120	150	2	10	55100	5184	22.5	97.54
	120	150	2	5	55100	2497	23.04	97.54
	120	150	2	3	55100	1519	22.75	97.55
jam 3	120	150	2	1	110200	958.8	22.39	97.55
	120	150	2	10	55100	4990	22.39	97.62
	120	150	2	5	55100	2397	22.47	97.60
	120	150	2	3	55100	1443	22.78	97.60
jam 9	120	150	2	1	110200	927.7	22.36	97.60
	120	150	2	10	55100	4970	23.03	97.61
	120	150	2	5	55100	2416	22.23	97.60
	120	150	2	3	55100	1454	22.76	97.61
	120	150	2	1	110200	951.9	22.42	97.60

Body part selection : Head Normal

LAMPIRAN 3

Data CTDI CT Scan Single Slice

Phantom diameter 10 cm (Kepala anak)								
Arah	KV	mA	secon	Ketebalan Irisan	CTDI Komputer	Dosis terbaca	suhu	tekanan
				(mm)	(μ Gy)	(μ Gy)	$^{\circ}$ C	
center	120	150	2	10	55100	6172	24.07	97.58
	120	150	2	10	55100	6177	24.09	97.59
	120	150	2	10	55100	6182	24.27	97.60
	120	150	2	10	55100	6159	24.22	97.59
	120	150	2	10	55100	6146	24.24	97.59
	120	150	2	5	55100	3053	24.15	97.60
	120	150	2	3	55100	1796	23.92	97.59
jam 12	120	150	2	1	110200	1180	23.87	97.59
	120	150	2	10	55100	6459	24.20	97.59
	120	150	2	5	55100	3141	24.03	97.59
	120	150	2	3	55100	1860	24.25	97.58
jam 3	120	150	2	1	110200	1239	24.17	97.62
	120	150	2	10	55100	6307	23.72	97.59
	120	150	2	5	55100	3115	23.31	97.59
	120	150	2	3	55100	1808	23.52	97.59
jam 9	120	150	2	1	110200	1182	23.73	97.60
	120	150	2	10	55100	6257	23.06	97.63
	120	150	2	5	55100	3105	23.78	97.63
	120	150	2	3	55100	1806	23.46	97.61
	120	150	2	1	110200	1200	23.42	97.61

Body part selection : Head child

LAMPIRAN 4

Data CTDI_{udara} CT Scan Single Slice

Udara							
KV	mA	secon	Ketebalan Irisan	CTDI Komputer	Dosis terbaca	suhu	tekanan
			(mm)	(μ Gy)	(μ Gy)	$^{\circ}$ C	
120	150	2	10	55100	7624	23.15	97.67
120	150	2	5	55100	3772	22.72	97.68
120	150	2	3	55100	2232	23.02	97.69
120	150	2	1	110200	1453	23.19	97.69

Body part selection : Head Child

LAMPIRAN 5

Data CTDI CT Scan Multi Slice

Phantom Ukuran 32 cm									
Arah	kV	mA	Waktu	Jumlah	Tebal Slice	Bukaan	Suhu	Tekanan	CTDI
			(s)	Image	(mm)	kolimator (mm)	(°C)	(kPa)	ukur (mGy cm)
center	120	300	1	8	5	40	19.47	100.1	5.715
	120	300	1	4	5	20	19.20	100.1	2.99
	120	300	1	2	5	10	20.31	100.2	1.719
	120	300	1	2	5	10	20.44	100.2	1.718
	120	300	1	2	5	10	19.37	100.2	1.679
	120	300	1	2	5	10	19.02	100.2	1.684
	120	300	1	2	5	10	19.86	100.2	1.684
	120	300	1	1	5	5	19.49	100.2	1.025
	120	300	1	1	2.5	2.5	19.19	100.2	0.452
	120	300	1	1	1.25	1.25	19.57	100.2	0.279
jam 12	120	300	1	8	5	40	18.31	100.3	11.900
	120	300	1	4	5	20	19.12	100.3	6.283
	120	300	1	2	5	10	18.99	100.2	3.570
	120	300	1	1	5	5	19.18	100.3	2.264
	120	300	1	1	2.5	2.5	19.28	100.3	1.032
	120	300	1	1	1.25	1.25	18.33	100.4	0.6376
jam 3	120	300	1	8	5	40	17.98	100.4	11.710
	120	300	1	4	5	20	18.02	100.4	6.151
	120	300	1	2	5	10	18.88	100.4	3.535
	120	300	1	1	5	5	18.56	100.5	2.140
	120	300	1	1	2.5	2.5	18.56	100.5	0.9645
	120	300	1	1	1.25	1.25	18.15	100.5	0.6143
jam 9	120	300	1	8	5	40	17.40	100.6	11.89
	120	300	1	4	5	20	17.25	100.6	6.253
	120	300	1	2	5	10	18.54	100.6	3.566
	120	300	1	1	5	5	18.09	100.6	2.153
	120	300	1	1	2.5	2.5	19.88	100.6	0.9816
	120	300	1	1	1.25	1.25	18.53	100.6	0.6327

Body part selection : Body Normal

LAMPIRAN 6

Data CTDI CT Scan Multi Slice

Phantom Ukuran 16 cm									
Arah	kV	mA	Waktu	Jumlah	Tebal Slice	Bukaan kolimator	Suhu	Tekanan	CTDI ukur
			(s)	Image	(mm)	(mm)	(°C)	(kPa)	(mGy cm)
center	120	300	1	8	5	40	22.95	100.4	18.42
	120	300	1	8	5	40	22.61	100.4	18.39
	120	300	1	4	5	20	22.73	100.4	10.15
	120	300	1	2	5	10	24.96	100.5	5.876
	120	300	1	2	5	10	21.53	100.4	5.906
	120	300	1	2	5	10	21.93	100.5	5.88
	120	300	1	2	5	10	21.45	100.4	5.879
	120	300	1	2	5	10	22.1	100.4	5.876
	120	300	1	1	5	5	23.04	100.4	3.518
	120	300	1	1	5	5	22.65	100.4	3.514
	120	300	1	1	2.5	2.5	23.08	100.4	1.517
	120	300	1	1	1.25	1.25	22.72	100.4	0.9178
jam 12	120	300	1	8	5	40	22.46	100.5	22.45
	120	300	1	4	5	20	22.27	100.5	12.09
	120	300	1	2	5	10	23.13	100.4	6.925
	120	300	1	1	5	5	22.08	100.5	4.175
	120	300	1	1	2.5	2.5	22.21	100.5	1.847
	120	300	1	1	1.25	1.25	22.01	100.5	1.153
jam 3	120	300	1	8	5	40	21.82	100.5	21.3
	120	300	1	4	5	20	21.52	100.5	11.32
	120	300	1	2	5	10	21.99	100.5	6.653
	120	300	1	1	5	5	20.69	100.5	3.925
	120	300	1	1	2.5	2.5	20.83	100.5	1.738
	120	300	1	1	1.25	1.25	21.47	100.5	1.104
jam 9	120	300	1	8	5	40	21.23	100.5	21.04
	120	300	1	4	5	20	21.75	100.6	11.35
	120	300	1	2	5	10	21.77	100.5	6.557
	120	300	1	1	5	5	21.06	100.6	3.932
	120	300	1	1	2.5	2.5	21.65	100.6	1.741
	120	300	1	1	1.25	1.25	21.62	100.6	1.084

Body part selection : Head Normal

LAMPIRAN 7

Data CTDI CT Scan Multi Slice

Phantom Ukuran 10 cm									
Arah	kV	mA	Waktu	Jumlah	Tebal Slice	Bukaan kolimator	Suhu	Tekanan	CTDI ukur
			(s)						
center	120	300	1	8	5	40	20.92	100.6	26.00
	120	300	1	4	5	20	19.76	100.6	13.93
	120	300	1	2	5	10	21.45	100.6	8.011
	120	300	1	1	5	5	20.41	100.6	4.752
	120	300	1	1	2.5	2.5	19.51	100.6	2.017
	120	300	1	1	1.25	1.25	19.85	100.6	1.207
jam 12	120	300	1	8	5	40	20.08	100.6	28.15
	120	300	1	4	5	20	19.61	100.6	15.05
	120	300	1	2	5	10	18.82	100.6	8.51
	120	300	1	1	5	5	19.78	100.6	5.106
	120	300	1	1	2.5	2.5	19.3	100.6	2.215
	120	300	1	1	1.25	1.25	19.11	100.6	1.347
jam 3	120	300	1	8	5	40	19.1	100.6	26.51
	120	300	1	4	5	20	19.42	100.6	14.3
	120	300	1	2	5	10	19.21	100.6	8.123
	120	300	1	1	5	5	19.21	100.6	4.862
	120	300	1	1	2.5	2.5	19.1	100.6	2.111
	120	300	1	1	1.25	1.25	18.98	100.6	1.284
jam 9	120	300	1	8	5	40	19.46	100.6	26.38
	120	300	1	4	5	20	18.81	100.6	14.01
	120	300	1	2	5	10	19.51	100.6	8.104
	120	300	1	1	5	5	19	100.6	4.837
	120	300	1	1	2.5	2.5	19.14	100.7	2.109
	120	300	1	1	1.25	1.25	18.63	100.7	1.279

Body part selection : Head Normal

LAMPIRAN 8

Data CTDI_{udara} CT Scan Multi Slice

Tegangan tabung (kV)	Arus tabung (mA)	Waktu (s)	mAs (A)	Jumlah Image /scan	Tebal Slice (mm)	kolimator (mm)	CTDI ukur (mGy cm)
120	300	1	300	8	5	40	32.25
120	300	1	300	4	5	20	16.92
120	300	1	300	2	5	10	9.614
120	300	1	300	1	5	5	5.687
120	300	1	300	1	2.5	2.5	2.391
120	300	1	300	1	1.25	1.25	1.405



LAMPIRAN 9

Faktor Koreksi Ukuran Pasien Berdasarkan Diameter Tubuh

Diameter Efektif(cm)	Faktor Koreksi Ukuran Pasien		Normalisasi	
	Diameter 32cm	Diameter 16cm	Diameter 32cm	Diameter 16cm
6	-	1.49		1.48
7	-	1.43		1.42
8	2.76	1.38	2.42	1.37
9	2.66	1.32	2.33	1.31
10	2.57	1.27	2.25	1.26
11	2.47	1.22	2.17	1.21
12	2.38	1.18	2.09	1.17
13	2.30	1.13	2.02	1.12
14	2.22	1.09	1.95	1.08
15	2.14	1.05	1.88	1.04
16	2.06	1.01	1.81	1.00
17	1.96	0.97	1.72	0.96
18	1.91	0.93	1.68	0.92
19	1.84	0.90	1.61	0.89
20	1.78	0.86	1.56	0.85
21	1.71	0.83	1.50	0.82
22	1.65	0.80	1.45	0.79
23	1.59	0.77	1.40	0.76
24	1.53	0.74	1.34	0.73
25	1.46	0.71	1.28	0.70
26	1.43	0.69	1.25	0.68
27	1.37	0.66	1.20	0.65
28	1.32	0.63	1.16	0.62
29	1.28	0.61	1.12	0.60
30	1.23	0.59	1.08	0.58
31	1.19	0.56	1.04	0.55
32	1.14	0.54	1.00	0.53
33	1.10	0.52	0.97	0.51
34	1.06	0.50	0.93	0.50
35	1.02	0.48	0.90	0.48
36	0.99	0.47	0.87	0.47
37	0.95	0.45	0.83	0.45
38	0.92	0.43	0.81	0.43
39	0.88	0.41	0.77	0.41

40	0.85	0.40	0.75	0.40
41	0.82	0.38	0.72	0.38
42	0.79	0.37	0.69	0.37
43	0.76	0.35	0.67	0.35
44	0.74	0.34	0.65	0.34
45	0.71	0.33	0.62	0.33
46	-	0.32		0.32
47	-	0.30		0.30
48	-	0.29		0.29
49	-	0.28		0.28
50	-	0.27		0.27
51	-	0.26		0.26
52	-	0.25		0.25
53	-	0.24		0.24
54	-	0.23		0.23
55	-	0.22		0.22

Sumber : PTKMR BATAN

LAMPIRAN 10

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

LAMPIRAN 11

Perhitungan Tebal Tubuh Manusia (Kepala)

DEWASA					
Lateral	AP	Diameter (cm)			
16	15	21.9	16.1	16.8	23.3
16	15	21.9	17.1	18.1	24.9
15	15	21.2	16.5	19.9	25.6
15	16	21.9	16.2	18.5	24.5
14	16	21.2	14.2	17	22.0
14	15	20.5	15.5	18	23.6
18	19	26.2	16	18.4	24.3
16	14	21.2	16.4	18	24.3
16	15	21.9	16.5	18.5	24.7
16.4	18	24.3	15.7	18	23.8
16.9	19	25.3	15.6	17.8	23.6
16	18	24.0	15.8	18	23.8
15.8	17.9	23.8	14.5	17.4	22.5
15.5	17.1	23.0	15.2	18.2	23.5
14.8	17.4	22.7	16.6	18.6	24.8
15.6	18	23.7	15.5	17.7	23.4
17.3	19.4	25.9	16	18.2	24.1
16.1	17.5	23.7	14.8	17.6	22.8
17.2	18.9	25.5	15.6	17.7	23.5
12.6	12.4	17.7	14.2	17.3	22.2
16.4	18.4	24.6	14.8	17.1	22.5
16.2	17.9	24.1	15	17.2	22.7
16.2	19.3	25.0	16.3	17.7	24.0
14.8	16.8	22.3	15.9	17.5	23.6
			15.9	18.2	24.1
			16	15	21.9

Nilai rata – rata

23.3

1.6 Deviasi

6.7% Kesalahan Relative

LAMPIRAN 12

Perhitungan Tebal Tubuh Manusia (Kepala)

ANAK - ANAK		
Lateral	AP	Diameter
12	13	17.7
13	13	18.4
11	10	14.8
9	7	11.2
14	11	17.5
13	11	16.9
11	13	16.9
13	14	19.1
13	13	18.4
13	16	20.4

Nilai Rata-rata

17.1

2.55 Deviasi

14.9% Kesalahan Relative

LAMPIRAN 13

Perhitungan Tebal Tubuh Manusia (Thorax)

DEWASA		
Lateral	AP	Diameter
17	26	29.7
21	30	35.5
19	35	36.5
21	37	39.4
19	30	33.8
19	35	36.5
14	27	27.5
29	28	40.3
18	30	32.9
19	27	32.0
15.2	25.2	27.7

ANAK - ANAK		
Lateral	AP	Diameter
21	14	24.2
25	16	28.3
17	13	21.0
9	12	14.7
12	11	16.2
17	10	18.4
18	13	21.6
19	13	22.2
17	10	18.4
22	16	26.5

Nilai Rata-rata

31.3

4.342 Deviasi

14% kesalahan Relative

Nilai Rata-rata

21.2

4.362 Deviasi

21% kesalahan Relative

LAMPIRAN 14

Perhitungan Tebal Tubuh Manuasia (Abdomen)

DEWASA			ANAK – ANAK		
Lateral	AP	Diameter	Lateral	AP	Diameter
23	18	28.8	19	14	23.1
37	30	47.1	22	17	27.3
30	23	37.1	18	15	23.2
30	32	43.8	11	13	16.9
25	21	32.4	14	10	16.7
28	20	33.5	17	9	17.5
28	20	33.5	18	12	20.8
30	18	32.9	18	13	21.6
27	16	29.4	16	12	19.6
29	24	37.3	21	14	24.2
27.5	13.3	27.0			
36.8	26.7	44.3			

Nilai Rata-rata

29.65

6.51 Deviasi
22% Kesalahan Relative

Nilai Rata-rata

21.10

3.49 Deviasi
17% Kesalahan Relative