

**SKRIPSI**

**ESTIMASI REDUKSI DOSIS RADIASI MENGGUNAKAN *PHANTOM*  
PMMA PADA PESAWAT CT SCAN**

**ANDI FITRIANI**

**H021 19 1023**



**DEPARTEMEN FISIKA**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

**UNIVERSITAS HASANUDDIN**

**MAKASSAR**

**2022**

**ESTIMASI REDUKSI DOSIS RADIASI MENGGUNAKAN *PHANTOM*  
PMMA PADA PESAWAT CT SCAN**

**SKRIPSI**

*Diajukan sebagai Salah Satu Syarat  
Memperoleh Gelar Sarjana Sains  
pada Program Studi Fisika Departemen Fisika  
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Universitas Hasanuddin*



**ANDI FITRIANI**

**H021 19 1023**

**DEPARTEMEN FISIKA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS HASANUDDIN  
MAKASSAR**

**2022**

**LEMBAR PENGESAHAN**

**ESTIMASI REDUKSI DOSIS RADIASI MENGGUNAKAN *PHANTOM*  
PMMA PADA PESAWAT CT SCAN**

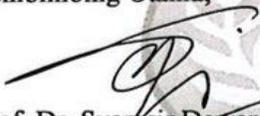
**Disusun dan diajukan oleh:**

**ANDI FITRIANI  
H021 19 1023**

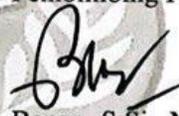
Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka  
Penyelesaian Studi Program Sarjana Program Studi Fisika Departemen Fisika  
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin  
pada tanggal 23 November 2022  
dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

(Menyetujui)

Pembimbing Utama,

  
Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc.  
NIP. 196301111990021001

Pembimbing Pertama,

  
Bannu, S.Si., M.Si.  
NIP. 197305021998021002

Ketua Program Studi,

  
Prof. Dr. Arifin, M.T.  
NIP. 196705201994031002



## PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Andi Fitriani  
NIM : H021 19 1023  
Program Studi : Fisika  
Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul

### **Estimasi Reduksi Dosis Radiasi Menggunakan *Phantom* PMMA pada Pesawat CT Scan**

Adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambilan alihan tulisan orang lain bahwa skripsi yang saya tulis benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau seluruh skripsi ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, 23 November 2022

Yang Menyatakan,

  
Andi Fitriani

## ABSTRAK

*Computed Tomography* (CT) sebagai modalitas pencitraan medis telah banyak digunakan baik dalam bidang diagnosis maupun terapi berbagai penyakit yang berbeda. Penggunaan CT *scan* untuk diagnosis pasien membutuhkan dosis radiasi yang relatif tinggi karena dosis primer dan sekunder diperoleh secara bersamaan di setiap proses *scanning*, sehingga dosis radiasi untuk setiap CT *scan* harus optimal. Salah satu cara yang dapat dilakukan untuk mengoptimalkan dosis radiasi adalah mereduksi dosis radiasi yang diterima pasien dengan mengoptimalkan nilai arus tabung. Optimalisasi arus tabung dapat dilakukan dengan menggunakan teknik *Automatic Exposure Control* (AEC) dan *Fixed Tube Current* (FTC). Penelitian ini bertujuan untuk menentukan nilai reduksi dosis radiasi antara teknik AEC dengan teknik FTC serta menganalisis pengaruh variasi tegangan tabung dan waktu rotasi pada teknik AEC dan variasi arus tabung pada teknik FTC pada  $CTDI_{vol}$  dan *Dose Length Product* (DLP). Hasil yang diperoleh menunjukkan peningkatan nilai reduksi dosis yang signifikan pada  $CTDI_{vol}$  dan DLP untuk teknik FTC yang dibandingkan dengan teknik AEC. Semakin besar faktor eksposi yang diberikan pada teknik AEC dan FTC maka nilai  $CTDI_{vol}$  dan DLP yang diperoleh semakin besar, dan begitu pula sebaliknya.

**Kata Kunci:** CT *scan*, CTDI, *dose length product*, *automatic exposure control*, *fixed tube current*

## **ABSTRACT**

Computed Tomography (CT) as a medical imaging modality has been widely used both in the field of diagnosis and therapy of various different diseases. The use of CT scans for patient diagnosis requires a relatively high radiation dose because primary and secondary doses are obtained simultaneously in each scanning process, so the radiation dose for each CT scan must be optimal. One way that can be done to optimize the radiation dose is to reduce the radiation dose received by the patient by optimizing the tube current value. Optimization of tube current can be done using Automatic Exposure Control (AEC) and Fixed Tube Current (FTC) techniques. This study aims to determine the radiation dose reduction value between the AEC technique and the FTC technique and analyze the influence of variations in tube voltage and rotation time on the AEC technique and variations in tube current in the FTC technique on  $CTDI_{vol}$  and Dose Length Product (DLP). The results obtained showed a significant increase in dose reduction values in  $CTDI_{vol}$  and DLP for the FTC technique compared to the AEC technique. The higher the exposure factor given to the AEC and FTC techniques, the higher the  $CTDI_{vol}$  and DLP values obtained, and vice versa.

**Keywords:** CT scan, CTDI, dose length product, automatic exposure control, fixed tube current

## KATA PENGANTAR

*Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh.*

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT. atas berkah, rahmat dan karunia-Nya. Shalawat serta salam penulis panjatkan kepada sebaik-baik panutan, Rasulullah Muhammad SAW. Alhamdulillah rabbi'l'amin, penulis telah diberikan kesempatan dan Kesehatan, sehingga dapat menyelesaikan penyusunan skripsi dengan judul “**Estimasi Reduksi Dosis Radiasi Menggunakan *Phantom* PMMA pada Pesawat CT Scan**” yang merupakan salah satu syarat dalam menyelesaikan studi dan mendapatkan gelar Sarjana Sains di Departemen Fisika Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin. Dalam penyelesaian skripsi, penulis telah mengalami berbagai hambatan dari tahap awal penelitian sampai akhir penyusunan skripsi. Oleh karena itu, penulis menyadari bahwa penulisan skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan karena keterbatasan pengetahuan yang dimiliki oleh penulis. Namun, atas kehendak-Nya dan dukungan dari banyak pihak yang sangat berarti, sehingga penulis termotivasi dan semangat untuk menyelesaikan penyusunan skripsi ini. Dengan segala kerendahan hati, penulis mengucapkan banyak terimakasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Orang tua tercinta, Ayahanda **Ir. H. Najamuddin Bachtiar** dan Ibunda **Hj. Andi Murni** yang selalu mendoakan, memberi semangat, kasih sayang, dan nasihat kepada penulis. Semoga Allah SWT. senantiasa memberikan kesehatan, keberkahan, dan meridhai penulis untuk selalu membahagiakan dan membanggakan beliau.
2. **Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc.** selaku Dosen Pembimbing Utama dan Bapak **Bannu, S.Si., M.Si.** selaku Dosen Pembimbing Pertama yang telah membimbing dan meluangkan waktu, tenaga, serta pemikirannya untuk penulis, sehingga skripsi ini dapat diselesaikan. Semoga Prof dan Bapak selalu diberi kesehatan oleh Allah SWT.

3. **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc.** selaku Dosen Penguji Pertama dan **Prof. Dr. Dahlang Tahir, S.Si., M.Si.** selaku Dosen Penguji Kedua yang telah meluangkan waktu dan tenaga untuk memberikan saran, diskusi, dan ilmu untuk menjadikan skripsi ini lebih baik. Semoga Prof selalu diberi kesehatan oleh Allah SWT.
4. **Prof. Dr. Arifin, M.T.** selaku Ketua Departemen Fisika serta **Bapak dan Ibu Dosen Pengajar Departemen Fisika Fakultas MIPA Universitas Hasanuddin**, terimakasih Bapak/Ibu telah senantiasa memberikan ilmu yang bermanfaat dan menjadi bekal untuk masa depan penulis.
5. Ibu/Bapak **staff Pegawai FMIPA UNHAS**, terutama **Staf Departemen Fisika: Ibu Rana, Pak Syukur, dan Ibu Evi** yang selalu membantu penulis selama proses administrasi di kampus.
6. **Keempat kakak laki-laki** tercinta yang selalu memberikan bantuan, dukungan, dan saran selama proses perkuliahan baik secara moral maupun material kepada penulis. Semoga selalu diberi kesehatan dan kemudahan oleh Allah SWT.
7. **Kak Nurul Magfirawati dan Ibu Ulfah Rosyidah** yang telah meluangkan waktu untuk membimbing penulis selama pengambilan data di rumah sakit.
8. Teman-teman terbaikku **Fira, Azizah, Caca, Indah, Ratih, Ririn, Gisel, Mutiara, Salsa, Widya, dan Jasmine** yang selalu membantu dalam kebaikan dan menemani untuk berada dititik yang lebih baik.
9. Semua pihak yang telah membantu penyusunan skripsi ini yang tidak dapat penulis sebutkan satu-persatu.

Harapan dari penulis hasil penelitian yang telah dilakukan semoga dapat bermanfaat bagi penulis dan pembaca. Penulis memohon maaf atas segala kekurangan yang terdapat dalam skripsi. Semoga ilmu yang diperoleh menjadi berkah.

Makassar, 23 November 2022



Andi Fitriani

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN SAMPUL</b> .....	i
<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	ii
<b>LEMBAR PENGESAHAN</b> .....	iii
<b>PERNYATAAN KEASLIAN</b> .....	iv
<b>ABSTRAK</b> .....	v
<b>ABSTRACT</b> .....	vi
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	vii
<b>DAFTAR ISI</b> .....	ix
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	xi
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	xii
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	xiii
<b>BAB I PENDAHULUAN</b> .....	1
I.1 Latar Belakang.....	1
I.2 Rumusan Masalah.....	2
I.3 Tujuan Penelitian.....	2
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	3
II.1 <i>Computed Tomography Scan</i> .....	3
II.2 Prinsip Kerja <i>CT Scan</i> .....	4
II.3 Parameter <i>CT Scan</i> .....	4
II.4 Dosimetri <i>CT Scan</i> .....	5
II.4.1 <i>Computed Tomography Dose Index (CTDI)</i> .....	6
II.4.2 <i>Dose Length Product (DLP)</i> .....	7
II.5 <i>Automatic Exposure Control (AEC)</i> .....	7
II.6 <i>Fixed Tube Current (FTC)</i> .....	8
II.7 <i>Phantom</i> .....	8

<b>BAB III METODOLOGI PENELITIAN</b> .....	9
III.1 Waktu dan Tempat Penelitian .....	9
III.2 Alat dan Bahan.....	9
III.2.1 Alat.....	9
III.2.2 Bahan.....	10
III.3 Prosedur Kerja .....	10
III.4 Metode Analisis Data.....	12
III.5 Bagan Alir Penelitian.....	13
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN</b> .....	14
IV.1 Hasil Penelitian.....	14
IV.2 Analisis Data.....	19
IV.2.1 Analisis $CTDI_w$ .....	19
IV.2.2 Analisis $CTDI_{vol}$ .....	20
IV.2.3 Analisis <i>Dose Length Product</i> (DLP) .....	23
IV.2.4 Analisis Reduksi Dosis .....	26
<b>BAB V PENUTUP</b> .....	30
V.1 Kesimpulan .....	30
V.2 Saran.....	30
<b>DAFTAR PUSTAKA</b> .....	31
<b>LAMPIRAN</b> .....	34

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b> Profil dosis radiasi .....	6
<b>Gambar 3.1</b> Pesawat CT scan.....	9
<b>Gambar 3.2</b> <i>Pencil ion chamber</i> .....	9
<b>Gambar 3.3</b> Multimeter .....	10
<b>Gambar 3.4</b> <i>Head phantom</i> PMMA .....	10
<b>Gambar 4.1</b> Posisi penempatan detektor <i>pencil ion chamber</i> pada <i>phantom</i> .....	14
<b>Gambar 4.2</b> Grafik nilai $CTDI_{vol}$ pada variasi tegangan tabung menggunakan variasi waktu rotasi (a) waktu rotasi 1 s (b) waktu rotasi 1.5 s (c) waktu rotasi 2 s.....	22
<b>Gambar 4.3</b> Grafik nilai $CTDI_{vol}$ pada variasi arus tabung .....	23
<b>Gambar 4.4</b> Grafik nilai DLP pada variasi tegangan tabung menggunakan variasi waktu rotasi (a) waktu rotasi 1 s (b) waktu rotasi 1.5 s (c) waktu rotasi 2 s.....	25
<b>Gambar 4.5</b> Grafik nilai DLP pada variasi arus tabung .....	25

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 3.1</b> Parameter yang digunakan pada teknik AEC dan FTC.....	11
<b>Tabel 4.1</b> Data hasil pengukuran nilai $CTDI_{100}$ pada waktu rotasi 1 s.....	15
<b>Tabel 4.2</b> Data hasil pengukuran nilai $CTDI_{100}$ pada waktu rotasi 1.5 s.....	16
<b>Tabel 4.3</b> Data hasil pengukuran nilai $CTDI_{100}$ pada waktu rotasi 2 s.....	17
<b>Tabel 4.4</b> Data hasil pengukuran nilai $CTDI_{100}$ pada variasi arus tabung.....	18
<b>Tabel 4.5</b> Hasil pengukuran nilai $CTDI_w$ untuk teknik AEC .....	19
<b>Tabel 4.6</b> Hasil pengukuran nilai $CTDI_w$ untuk teknik FTC.....	20
<b>Tabel 4.7</b> Hasil pengukuran nilai $CTDI_{vol}$ untuk teknik AEC.....	20
<b>Tabel 4.8</b> Hasil pengukuran nilai $CTDI_{vol}$ untuk teknik FTC .....	21
<b>Tabel 4.9</b> Hasil pengukuran nilai DLP untuk teknik AEC.....	23
<b>Tabel 4.10</b> Hasil pengukuran nilai DLP untuk teknik FTC .....	24
<b>Tabel 4.11</b> Nilai reduksi dosis pada $CTDI_{vol}$ dan DLP pada arus tabung 120 mA ....	26
<b>Tabel 4.12</b> Nilai reduksi dosis pada $CTDI_{vol}$ dan DLP pada arus tabung 130 mA ....	27
<b>Tabel 4.13</b> Nilai reduksi dosis pada $CTDI_{vol}$ dan DLP pada arus tabung 140 mA ....	28

## DAFTAR LAMPIRAN

**Lampiran 1:** Penempatan *phantom* pada *head holder* dengan panduan sinar laser

**Lampiran 2:** Penempatan detektor dan multimeter pada *phantom*

**Lampiran 3:** Pengaturan parameter *scan*

**Lampiran 4:** Hasil pengukuran keluaran dosis

**Lampiran 5:** Data hasil pengukuran keluaran dosis

**Lampiran 6:** Pengolahan data pengukuran

**Lampiran 7:** Tabel titik presentase distribusi t

**Lampiran 8:** Hasil uji normalitas dan uji-t berpasangan

## **BAB I**

### **PENDAHULUAN**

#### **I.1 Latar Belakang**

Kemajuan teknologi kedokteran saat ini berkembang pesat dalam bidang pencitraan medis. *Computed Tomography* (CT) sebagai modalitas pencitraan medis telah banyak digunakan baik dalam bidang diagnosis maupun terapi berbagai penyakit yang berbeda [1]. *CT scan* memiliki banyak aplikasi dalam bidang kedokteran, khususnya untuk diagnosis, seperti melihat struktur anatomi manusia serta perencanaan pengobatan kanker, termasuk meninjau jaringan lunak seperti otak dan jaringan keras seperti tulang [2].

*CT scan* selama beberapa tahun terakhir dalam praktik medis telah mengolah data radiologi diagnostik dengan waktu akuisisi dan rekonstruksi yang lebih cepat, seperti teknik akuisisi spiral dengan kemampuan *multi-slice*. Penggunaan *CT scan* selama beberapa dekade terakhir mengarah pada peningkatan jumlah penggunaan pemeriksaan serta perluasan aplikasi *CT scan* tersebut. Penggunaan *CT scan* untuk diagnosis pasien membutuhkan dosis radiasi yang relatif tinggi karena dosis primer dan sekunder diperoleh secara bersamaan di setiap proses *scanning*, sehingga dosis radiasi untuk setiap *CT scan* harus optimal [3,4].

Keluaran dosis *CT scan* diperoleh dari dosimetri CT atau dikenal sebagai *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) yang digunakan untuk perbandingan dosis, pemantauan dosis, dan optimasi dosis. CTDI mewakili dosis rata-rata dari *phantom* silinder yang homogen, namun perhitungan yang didapat dianggap sebagai perkiraan yang mendekati dari dosis pasien yang sebenarnya. Terdapat beberapa modifikasi dari CTDI, seperti  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$ , *Dose Length Product* (DLP) [5].

Nilai CTDI dipengaruhi oleh beberapa parameter, seperti tegangan tabung (kV) dan arus waktu (mAs). Tegangan tabung menentukan distribusi energi sinar-X dan arus waktu mempengaruhi jumlah sinar-X yang dihasilkan yang dapat mempengaruhi dosis radiasi [6]. Semakin besar faktor eksposi yang diberikan maka dosis yang diterima

semakin besar, dan begitu pula sebaliknya faktor eksposi yang kecil akan menyebabkan semakin rendahnya dosis yang diterima.

Salah satu cara yang dapat dilakukan untuk mengoptimalkan dosis radiasi adalah mereduksi dosis radiasi yang diterima pasien dengan mengoptimalkan nilai arus tabung. Optimalisasi arus tabung dapat dilakukan dengan menggunakan teknik *Automatic Exposure Control* (AEC) dan *Fixed Tube Current* (FTC) [7].

Dengan latar belakang di atas, penulis melakukan penelitian yang berjudul “Estimasi Reduksi Dosis Radiasi Menggunakan *Phantom* PMMA pada Pesawat CT *Scan*”.

## **I.2 Rumusan Masalah**

Rumusan masalah penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana estimasi nilai reduksi dosis radiasi antara teknik AEC dengan teknik FTC pada  $CTDI_{vol}$  dan *Dose Length Product* (DLP)?
2. Bagaimana pengaruh variasi tegangan tabung dan waktu rotasi pada teknik AEC dan variasi arus tabung pada teknik FTC pada  $CTDI_{vol}$  dan *Dose Length Product* (DLP)?

## **I.3 Tujuan Penelitian**

Tujuan penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menghitung nilai reduksi dosis radiasi antara teknik AEC dengan teknik FTC pada  $CTDI_{vol}$  dan *Dose Length Product* (DLP).
2. Menganalisis pengaruh variasi tegangan tabung dan waktu rotasi pada teknik AEC dan variasi arus tabung pada teknik FTC pada  $CTDI_{vol}$  dan *Dose Length Product* (DLP).

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### II.1 *Computed Tomography Scan*

*Computed Tomography (CT) scan* merupakan suatu alat penunjang dalam bidang diagnostik yang menggunakan berkas sinar-X melalui teknik tomografi dan komputerisasi modern untuk pemeriksaan organ internal tubuh [8]. *CT scan* dapat menghasilkan citra (*image*) berkualitas tinggi dari objek-objek di dalam tubuh, seperti tulang, organ, dan pembuluh darah. Hasil citra ini sangat berguna dalam mendiagnosa ada tidaknya suatu penyakit dalam tubuh, seperti kanker, penyakit jantung, stroke, dan kelainan gastrointestinal [9,10].

Prinsip dasar citra *CT scan* adalah sebuah modalitas radiografi yang dapat melakukan proses pencitraan baik secara rotasi dan translasi yang menghasilkan citra dari objek/pasien yang di *scan*. Hasil olahan data pengukuran nilai perlemahan sinar-X yang menembus bidang tubuh yang melewati objek dengan mengetahui intensitas awal dan intensitas pada kedalaman ( $x$ ) tertentu maka dapat diketahui nilai koefisien atenuasi linear ( $\mu$ ). *CT scan* menggunakan olahan data tersebut untuk merekonstruksi data digital dari potongan melintang tubuh, dengan masing-masing *image pixel* menunjukkan nilai pengukuran rata-rata koefisien atenuasi linier ( $\mu$ ) dari unsur voxel dengan ketebalan irisannya [11].

Secara matematis besarnya intensitas yang diterima oleh objek atau pasien dapat dinyatakan dengan rumus berikut [11]:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

dimana  $I$  = Intensitas yang menembus materi (joule/m<sup>2</sup>s)

$I_0$  = Intensitas sinar-X yang keluar dari tabung (joule/m<sup>2</sup>s)

$e$  = Konstanta Euler (2.718)

$\mu$  = Koefisien atenuasi linier

$x$  = Ketebalan objek

## II.2 Prinsip Kerja CT Scan

Tujuan utama CT *scan* adalah untuk menghasilkan *image* secara serial dengan menggunakan metode tomografi, serta untuk mendapatkan *image* yang tajam dan superposisi. Sinar-X yang mengalami atenuasi, setelah menembus objek, diteruskan ke detektor yang mempunyai sifat sensitif dalam menangkap perbedaan atenuasi dari sinar-X yang kemudian mengubah sinar-X tersebut menjadi sinyal listrik. Data dalam bentuk sinyal-sinyal listrik tersebut diubah dalam bentuk digital oleh *Analog Digital Converter* (ADC), kemudian masuk ke dalam sistem komputer dan diolah, selanjutnya *Data Acquisition System* (DAS) melakukan pengolahan data dalam bentuk data digital atau numerik. Data-data inilah yang merupakan informasi komputer yang kemudian direkonstruksi dan hasil rekonstruksi tersebut ditampilkan pada layar monitor berupa irisan tomografi dari objek dalam bentuk *gray scale image* (skala dari kehitaman dan keputihan). CT *scan* mempunyai koefisien atenuasi linier dari suatu jaringan yang diamati, yaitu CT *Number* [12].

CT *Number* adalah perbandingan relatif antara nilai atenuasi sinar-X suatu voxel jaringan dengan atenuasi air. CT *Number* dirumuskan sebagai berikut [11]:

$$CT\ Number = 1000 \left( \frac{\mu_j - \mu_a}{\mu_a} \right) \quad (2)$$

dimana  $\mu_j$  = Koefisien atenuasi jaringan

$\mu_a$  = Koefisien atenuasi air

## II.3 Parameter CT Scan

Parameter *scan* yang mempengaruhi dosis radiasi pasien meliputi tegangan tabung, arus tabung, waktu rotasi, *slice thickness*, dan *pitch*.

### 1. Tegangan tabung (kV)

Tegangan tabung menentukan besarnya energi sinar-X yang diemisikan oleh tabung sinar-X. Semakin besar beda tegangan antara anoda dan katoda, elektron akan semakin dipercepat dan sinar-X yang dihasilkan memiliki energi rata-rata yang lebih tinggi. Hal ini akan menghasilkan dosis radiasi yang tinggi dan citra yang memiliki *noise* lebih rendah [13].

## 2. Arus tabung (mA)

Arus tabung mempengaruhi banyak sinar-X yang dihasilkan. Semakin besar arus tabung yang diberikan maka jumlah elektron yang dilepaskan oleh katoda semakin banyak. Jumlah elektron yang menumbuk anoda semakin banyak, sehingga berkas sinar-X yang dihasilkan semakin banyak dan dosis radiasi meningkat secara linear dengan arus tabung [13].

## 3. Waktu Rotasi (s)

Waktu rotasi adalah waktu yang dibutuhkan oleh tabung sinar-X untuk bergerak 360° mengelilingi pasien. Waktu rotasi sangat mempengaruhi waktu *scan*. Untuk panjang *scan* yang sama, dengan waktu rotasi yang lebih cepat, waktu *scan* menjadi lebih singkat. Dosis pasien sebanding terhadap waktu rotasi ketika semua parameter eksposi yang lain konstan [13].

## 4. *Slice Thickness*

Ketebalan irisan atau *slice thickness* adalah tebalnya irisan atau potongan dari objek yang diperiksa. Pada umumnya *slice thickness* dengan ukuran yang tebal akan menghasilkan gambaran dengan detail dan dosis radiasi yang rendah. Ketebalan irisan ditentukan oleh *beam width*, *pitch* dan faktor lain seperti bentuk dan lebar dari *filter* rekonstruksi pada poros Z [6].

## 5. *Pitch*

*Pitch* merupakan perbandingan antara pergerakan meja per satu kali rotasi *gantry* 360° dengan *beam width* atau *beam collimation*. Saat jarak pergerakan meja selama satu putaran penuh, tabung sinar-X sama dengan *slice thickness* atau *beam collimation*, maka besar *pitch* adalah 1. Peningkatan nilai *pitch* dapat meningkatkan kecepatan proses *scanning* atau menurunkan dosis radiasi [14].

## II.4 Dosimetri CT Scan

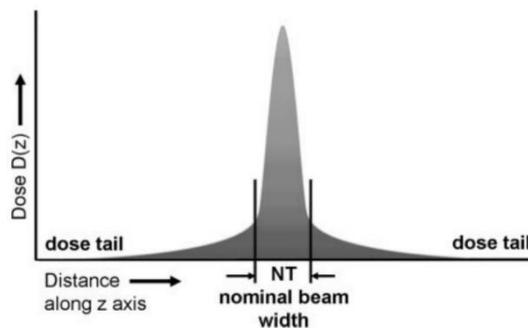
Keluaran dosis CT *scan* diperoleh dari dosimetri CT atau dikenal sebagai *Computed Tomography Dose Index* (CTDI). Dosimetri yang digunakan di CT *scan* adalah CTDI<sub>100</sub>, CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub>, dan *Dose Length Product* (DLP).

### II.4.1 Computed Tomography Dose Index (CTDI)

CTDI merupakan konsep utama pengukuran dosis pada CT *scan*, yaitu integral profil dosis  $D(z)$ , disepanjang sumbu  $z$  tegak lurus terhadap bidang *scan*. Secara matematis dapat ditulis dengan persamaan sebagai berikut [15]:

$$\text{CTDI} = \frac{1}{\text{NT}} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (3)$$

dengan  $D(z)$  yaitu profil dosis serap disepanjang sumbu  $z$ ,  $N$  yaitu jumlah irisan tomografi yang dihasilkan secara bersamaan dalam satu kali rotasi  $3600^\circ$  tabung, serta  $T$  yaitu lebar *scan* tomografi.



**Gambar 2.1** Profil dosis radiasi [13]

a.  $\text{CTDI}_{100}$

$\text{CTDI}_{100}$  merupakan akumulasi dosis dari beberapa *scan* pada pertengahan dari panjang *scan* 100 mm.  $\text{CTDI}_{100}$  memiliki batasan pengukuran -50 mm hingga +50 mm. Secara matematis dapat ditulis dengan persamaan sebagai berikut [15]:

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{\text{NT}} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (4)$$

Pengukuran  $\text{CTDI}_{100}$  dilakukan di udara maupun *phantom*. Pengukuran CTDI di udara diukur di udara bebas pada pusat rotasi atau dikenal dengan istilah  $\text{CTDI}_u$ , sedangkan untuk pengukuran pada *phantom* diukur pada pusat *phantom* ( $\text{CTDI}_c$ ) dan tepi *phantom* ( $\text{CTDI}_p$ ).

$\text{CTDI}_{100}$  dapat juga diperoleh dengan menggunakan persamaan berikut [16]:

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{\text{Kerma udara} \times \text{panjang scanning} \times f_k}{\text{slice thickness} \times \text{jumlah gambar}} \quad (5)$$

dengan  $f_k$  adalah faktor koreksi dari alat.

b.  $CTDI_w$

$CTDI_w$  merupakan CTDI rata-rata terdistribusi dalam penampang melintang *phantom*. Secara matematis dapat dinyatakan dalam persamaan sebagai berikut [15]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (6)$$

dengan  $CTDI_{100,c}$ , yaitu  $CTDI_{100}$  di pusat *phantom* dan  $CTDI_{100,p}$ , yaitu  $CTDI_{100}$  di tepi *phantom*.

c.  $CTDI_{vol}$

$CTDI_{vol}$  digunakan untuk pengukuran pada *helical* atau spiral *scanning* yang memperhitungkan pengaruh pergerakan meja dan *pitch*. Secara matematis dapat dituliskan dengan persamaan sebagai berikut [15]:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (7)$$

dengan *pitch*, yaitu perbandingan pergerakan meja untuk satu kali rotasi  $360^\circ$  (I) dengan lebar kolimasi (NT).

#### II.4.2 Dose Length Product (DLP)

*Dose Length Product* (DLP) digunakan untuk menghitung dosis serap dari keseluruhan rangkaian irisan *scan* atau pemeriksaan lengkap. Secara matematis dapat dituliskan dengan persamaan sebagai berikut [15]:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (8)$$

dengan L adalah panjang *scan* (cm). Satuan DLP adalah mGy.cm.

#### II.5 Automatic Exposure Control (AEC)

Salah satu cara yang dapat dilakukan untuk menjaga kualitas citra tetap optimal dan mengurangi dosis radiasi terhadap pasien adalah dengan mengoptimalkan nilai arus tabung. Optimalisasi arus tabung dapat dilakukan dengan menggunakan parameter *Automatic Exposure Control*. AEC mengacu pada teknik yang menyesuaikan secara otomatis arus tabung pada bidang x, y (*angular modulation*), sepanjang z-axis (*longitudinal modulation*), atau keduanya (*combined modulation*). Perubahan arus tabung dilakukan sesuai dengan ukuran bentuk masing-masing pasien dan kemampuan

atenuasi dari bagian tubuh yang dipindai. Tubuh dengan tingkat atenuasi yang lebih tinggi di-*scan* dengan menggunakan arus tabung yang tinggi dibandingkan dengan daerah tubuh dengan tingkat atenuasi yang lebih rendah. CT *scan* dapat memilih tingkat kualitas gambar dan sistem dapat menyesuaikan arus tabung untuk mendapatkan kualitas gambar yang ditentukan dengan meningkatkan efisiensi radiasi [7].

## **II.6 Fixed Tube Current (FTC)**

Pada teknik arus tabung konstan (*fixed tube current*), CT *scan* telah menentukan nilai arus tabung dan keseluruhan *scanning* dilakukan pada nilai tertentu yang ditetapkan. Beberapa batasan dari teknik ini di antaranya adalah pada beberapa bagian tubuh tertentu, CT *scan* tidak mengubah arus tabung berdasarkan pada pelemahan ukuran pasien. Batasan yang lain adalah efisiensi dosis. Potensial tabung dan arus tabung menentukan energi sinar-X dan fluks foton, yang digunakan untuk menghasilkan kualitas gambar dan menentukan dosis radiasi. Proporsi sinar-X yang digunakan untuk menghasilkan citra pada sinar-X menentukan efisiensi dosis CT *scan*. Pada teknik arus tabung konstan, besarnya arus tabung diatur konstan sepanjang pemeriksaan tanpa meninjau anatomi objek dan variasi pelemahan pada sudut proyeksi berkas dan sumbu z yang berbeda [17,18].

## **II.7 Phantom**

*Phantom* merupakan suatu simulasi atau pemodelan dari jaringan tubuh manusia yang memiliki komposisi penyusun dan sifat yang dibuat semirip mungkin dengan jaringan tubuh manusia. *Phantom* secara khusus dirancang dalam pencitraan medis untuk mengevaluasi dan menyempurnakan kinerja berbagai perangkat pencitraan. Penggunaan *phantom* dapat mengurangi resiko dari paparan radiasi [19].

Referensi dosis yang diterima pada pemeriksaan CT *scan* umumnya menggunakan *phantom* yang terbuat dari bahan *polymethyl methacrylate* (PMMA) yang berbentuk silinder atau yang lebih dikenal dengan *head* dan *body phantom*. *Head* dan *body phantom* masing-masing memiliki diameter 16 cm dan 32 cm. Penerimaan dosis pada *body phantom* kurang homogen dibandingkan *head phantom* [20].