

## PENGARUH VARIASI FAKTOR EKSPOSI (TEGANGAN TABUNG DAN ARUS WAKTU) SERTA PITCH TERHADAP COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX (CTDI) DI UDARA MENGGUNAKAN CT DOSE PROFILER

*Puput khusniatul, Eko Hidayanto, Zaenal Arifin dan Choirul Anam*

*Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang*

*E-mail: khusnitulpuput@gmail.com*

### ABSTRACT

The measurements of CTDI have been done as the method used to measure of dose in CT scans. The Measurement method is CTDI air method. Measurement means of CTDI air using the CT dose profiler was placed in the center of the gantry rotation using tube voltage variations (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp and 140 kVp), current time variations (100 mAs, 200 mAs, 300 mAs and 370 mAs) and pitch variations (0,75, 1, 1,25 and 1,5). The results of measurements tube voltage variations in 370 mAs, pitch 1 and collimation 5 mm were 28,8-105 mGy, current time variations in tube voltage 120 kVp, pitch 1 and collimation 5 mm were 19,7-73 mGy and Pitch variation in tube voltage 120 kVp, effective current time 370 mAs<sub>eff</sub>, and collimation 5 mm were 55,9-116 mGy. The measurement results showed that greater the tube voltage, current time and pitch are used then the resulting CTDI air gets greater. The smaller tube voltage, current time and pitch are used then the resulting CTDI air gets smaller. FWHM and geometric efficiency value of tube voltage variation were 6,2-6,37 mm and 68,40%-71,30%, current time variation were 6,17-6,27 mm and 69,5%-72,5% and pitch variation were 6,19-6,51 mm and 69,2%-71,4%. FWHM values of the three variations were larger than the width of collimation because the penumbra effect and geometric efficiency values were still within tolerance limits of 55%-75%.

**Keywords:** CT dose profiler, CTDI air, FWHM, geometric efficiency

### ABSTRAK

Pengukuran CTDI telah dilakukan sebagai metode yang digunakan untuk mengukur besarnya dosis pada CT scan. Metode yang digunakan dalam Pengukuran adalah metode pengukuran CTDI udara. Pengukuran CTDI udara dilakukan menggunakan CT dose profiler yang diletakkan pada pusat rotasi gantri dengan variasi tegangan tabung (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp dan 140 kVp), arus waktu (100 mAs, 200 mAs, 300 mAs dan 370 mAs) serta variasi pitch (0,75, 1, 1,25 dan 1,5). Hasil pengukuran variasi tegangan tabung pada arus waktu 370 mAs, pitch 1 dan lebar kolimasi 5 mm yaitu 28,8–105 mGy. Variasi arus waktu pada tegangan tabung 120 kVp, pitch 1 dan lebar kolimasi 5 mm yaitu 19,7 – 73 mGy dan variasi pitch pada tegangan tabung 120 kVp, arus waktu efektif 370 mAs<sub>eff</sub>, dan lebar kolimasi 5 mm yaitu 55,9–116 mGy. Hasil pengukuran tersebut menunjukkan bahwa semakin besar tegangan tabung, arus waktu dan pitch yang digunakan maka CTDI udara yang dihasilkan semakin besar. Semakin kecil tegangan tabung, arus waktu dan pitch yang digunakan maka CTDI udara yang dihasilkan semakin kecil. Nilai FWHM dan geometric efficiency hasil pengukuran pada variasi tegangan tabung adalah 6,2-6,37 mm dan 68,40%-71,30%, variasi arus waktu adalah 6,17-6,27 mm dan 69,5%-72,5% serta variasi pitch adalah 6,19-6,51 mm dan 69,2%-71,4%. Nilai FWHM dari ketiga variasi lebih besar dari lebar kolimasi dikarenakan adanya efek penumbra dan nilai geometric efficiency masih dalam batas toleransi yaitu 55%-75%..

**Kata kunci:** CT Dose Profiler, CTDI udara, FWHM, geometric efficiency

### PENDAHULUAN

Computed Tomography Scan (CT Scan) merupakan alat penunjang diagnostik yang menggunakan sinar-x melalui teknik tomografi dan komputerisasi modern untuk pemeriksaan organ internal tubuh manusia. Paparan radiasi pada CT scan berbeda dengan paparan yang diterima pasien pada pemeriksaan konvensional

yaitu pada pemeriksaan CT scan tabung X-ray berputar di sekitar pasien dan menghasilkan irisan tipis pada daerah tubuh yang diradiasi sehingga volume jaringan yang diperiksa terkena radiasi dari segala sudut yang menyebabkan distribusi dosis pada pemeriksaan CT Scan sangat besar [1]

Computed Tomography Dose Index (CTDI) merupakan metode yang tepat dalam penghitungan kuantitas radiasi dalam menentukan dosis yang diterima pasien pada pemeriksaan CT Scan [2]. Pengukuran CTDI terdiri dari dua metode pengukuran yaitu pengukuran CTDI pada phantom dan pengukuran CTDI di udara. Pengukuran CTDI udara diukur diudara bebas pada pusat rotas gantri, sedangkan untuk pengukuran pada phantom diukur pada pusat phantom dan tepi phantom

Parameter-parameter CT Scan yang dapat mempengaruhi besarnya dosis radiasi yang diterima pasien antara lain faktor eksposi ( $kVp$  dan  $mAs$ ), waktu rotasi,  $pitch$  dan panjang scan [3].

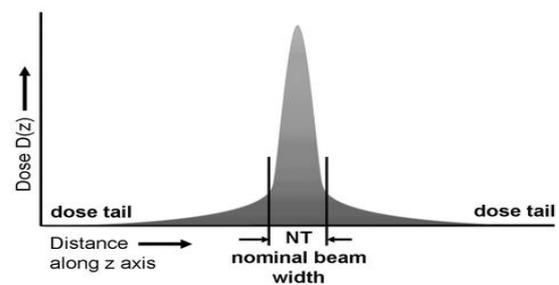
Pengukuran CTDI dapat diukur dengan alat ukur radiasi, kebanyakan penelitian yang telah dilakukan sebelumnya dalam pengukuran CTDI menggunakan TLD dan *ionization chamber*. Pengukuran dengan TLD membutuhkan waktu yang lama, sedangkan *ionization chamber* akan menyebabkan banyak radiasi hambur yang tidak terukur, karena panjang *ionization chamber* hanya 10 cm. Jenis Alat ukur yang lain yang dapat digunakan untuk mengukur dosis pada CT Scan salah satunya yaitu *CT Dose Profiler*. *CT dose profiler* merupakan detektor solid state, *detector* ini lebih panjang dari pada detektor *ionization chamber* dan tidak dibatasi oleh luas kolimasi karena lebar sensor yang sangat kecil sehingga radiasi hambur dapat terukur serta dapat menampilkan profil dosis hasil pengukuran [4].

Penelitian sejenis yang pernah dilakukan dalam pengukuran CTDI udara antar lain Suwarni (2013) dan Belinda (2011) melakukan penelitian CTDI udara menggunakan *ionization chamber* dengan variasi faktor eksposi dan luas lapangan kolimas serta Andriyani (2012) melakukan penelitiannya CTDI udara menggunakan simulasi *Monte Carlo* dengan variasi *Slice Thickness*. Dalam penelitian tersebut tidak menampilkan profil dosis. Perbedaan Penelitian yang akan dilakukan dengan penelitian sebelumnya adalah penggunaan detektor yaitu menggunakan CT

Dose profile yang dapat menampilkan profil dosis hasil pengukuran.

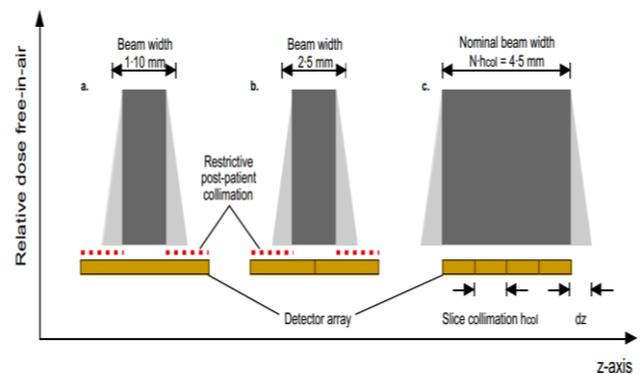
**Dasar Teori**

Profil dosis yaitu distribusi dosis sepanjang sumbu pusat (Z-Axis) atau paralel terhadap sumbu rotasi. Profil dosis dipengaruhi oleh kolimator primer, jarak antara colimator dengan tabung sinar-x, penumbra dan oleh radiasi hambur. Profil dosis dapat diukur baik diudara maupun di phantom. Profil dosis yang ideal akan memiliki bentuk balok persegi panjang tepatnya selebar berkas kolimasi (NT), tetapi bentuk profil dosis seperti itu tidak mungkin dicapai karena radiasi hambur dan kondisi geometris [7,8]



Gambar 1. Profil dosis [9]

Pada umumnya pengukuran distribusi dosis adalah Full Widht at half Maksimum (FWHM) pada profil dosis. FWHM merupakan lebar berkas yang mengenai pasien, karena adanya efek penumbra maka lebar berkas yang mengenai pasien akan lebih besar dari lebar kolimasi [7,8]



Gambar 2. Profil dosis *free-in-air* dengan umbra (abu-abu gelap) dan penumbra (abu-abu terang) pada scanner single-slice (a.), scanner dual-slice (b.), dan quad-slice scanner (c.) [7]

*Geometri efficiency* merupakan persentasi antara dosis yang mengenai detektor (lebar kolimasi) dibagi total dosis sepanjang sumbu axis. *Geometric efficiency* memberikan indikasi seberapa baik kolimasi pada CT scan dan berapa banyak radiasi yang jatuh diluar kolimasi. Pada CT Scan Multi slice nilai *geometry efficiency* antara 80 – 98 % pada penggunaan kolimasi diatas 10 mm dan diantara 55 - 75 % untuk kolimasi sekitar 5 mm dan pada penggunaan kolimasi sebesar 1-2 mm *geometric efficiency* kurang dari 25 % [10]

### Dosimetri CT scan

Paparan radiasi pada CT scan berbeda dengan paparan yang diterima pasien pada pemeriksaan konvensional yaitu tabung X-ray berputar di sekitar pasien dan menghasilkan irisan tipis pada daerah tubuh yang diradiasi, oleh karena itu penghitungan dosis pada CT Scan lebih rumit dan memerlukan metode khusus seperti Computed Tomography Dose index, weighted CTDI (CTDI<sub>w</sub>) untuk single slice, volumetric CTDI (CTDI<sub>vol</sub>) untuk menentukan dosis dalam satu rotasi dan Dose Length Product (DLP) untuk menentukan dosis dari serangkaian slice atau pemeriksaan lengkap [3]. Batas toleransi yang diizinkan dijelaskan secara detail pada European Guidelines [11]

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 1 [3,12,13]

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

dengan  $D(z)$  yaitu profil dosis serap (mGy) disepanjang sumbu  $z$  yang tegak lurus terhadap bidang scan,  $N$  yaitu jumlah irisan tomografi yang dihasilkan serentak dalam satu kali rotasi  $360^\circ$  tabung sinar-x, serta  $T$  yaitu Lebar scan tomografi sepanjang gambaran sumbu  $z$ .

CTDI<sub>100</sub> mempresentasikan akumulasi dosis dari beberapa scan pada pertengahan dari panjang scan 100 mm scan. CTDI<sub>100</sub> memiliki batasan pengukuran -50 mm hingga +50 mm.

Secara matematis dapat ditulis dengan persamaan sebagai berikut [3,12,13]

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

Pengukuran CTDI<sub>100</sub> dilakukan diudara maupun phantom. Pengukuran diudara CTDI diukur diudara bebas pada pusat rotasi atau dikenal dengan istilah CTDI<sub>u</sub>, sedangkan untuk pengukuran pada phantom diukur pada pusat phantom (CTDI<sub>c</sub>) dan tepi phantom (CTDI<sub>p</sub>)

CTDI<sub>w</sub> merupakan CTDI rata-rata terdistribusi dalam penampang melintang phantom. Secara matematis dapat dinyatakan dalam persamaan sebagai berikut [12,13] :

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

dengan CTDI<sub>100,c</sub> yaitu CTDI<sub>100</sub> dipusat phantom dan CTDI<sub>100,p</sub> yaitu CTDI<sub>100</sub> rata-rata ditepi phantom.

CTDI<sub>vol</sub> digunakan untuk pengukuran pada helical/spiral scanning yang memperhitungkan pengaruh pergerakan meja dan *pitch*. Secara matematis dapat dituliskan dengan persamaan sebagai berikut [3,12,13] :

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

*Pitch* merupakan perbandingan besarnya pergerakan meja untuk satu kali rotasi  $360^\circ$  (I) dengan lebar kolimasi (NT). Secara matematis dapat dinyatakan dalam persamaan berikut :

$$Pitch = \frac{I}{NT}. \quad (5)$$

DLP digunakan menghitung dosis untuk serangkaian irisan (slice) atau pemeriksaan lengkap dan didefinisikan oleh persamaan berikut [3,12,13] :

$$DLP = CTDI_{vol} \times scan \ length. \quad (6)$$

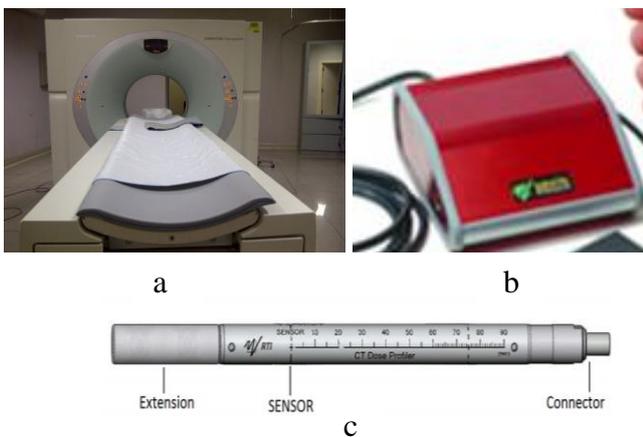
### METODE PENELITIAN

Pengukuran CTDI udara dilakukan dengan menggunakan *CT Dose Profiler*, multimeter *Barracuda*, dan *software CT Dose Profiler Analyzer* yang dibuat oleh RTI, serta

Pesawa CT Scan Multi slice 64 Siemens Somatom Sensation /Germany yang dimiliki oleh RSUP Dr. Kariadi Semarang. Peralatan yang digunakan ditunjukkan pada gambar 3

CT Dose Profiler dihubungkan pada multimeter Barracuda dan dihubungkan pada komputer untuk menampilkan hasil pengukuran. CT Dose Profiler diletakan pada pusat gantri sehingga sensor CT Dose Profiler berada bebas diudara dan diatur pada pertengahan laser penanda horisontal dan vertikal kemudian diberi pelekat agar posisi CT Dose Profiler tidak berubah selama pengukuran

Setelah posisi CT Dose Profiler pada posisi yang tepat, kemudian dilakukan topogram pada seluruh bagian CT Dose Profiler untuk menentukan dimana awal dan akhir pengukuran. Pengukuran CTDI udara dilakukan sesuai dengan kondisi pemeriksaan rutin kepala pada rumah sakit terkait yaitu pada parameter tegangan tabung 120 kVp, Arus waktu 370 mAs, Pitch 1 dan lebar kolimasi 5 mm. Masing-masing parameter penyinaran dilakukan variasi baik Tegangan tabung (kVp), Arus waktu (mAs) dan Pitch. Variasi Tegangan tabung yang digunakan adalah 100 kVp, 120 kVp, 130 kVp dan 140 kVp konstan, sedangkan variasi Arus waktu adalah 100 mAs, 200 mAs, 300 mAs dan 370 mAs, dan untuk variasi pitch yaitu 0.75 , 1, 1,25 dan 1,5 dan parameter parametr yang lain dibuat konstan



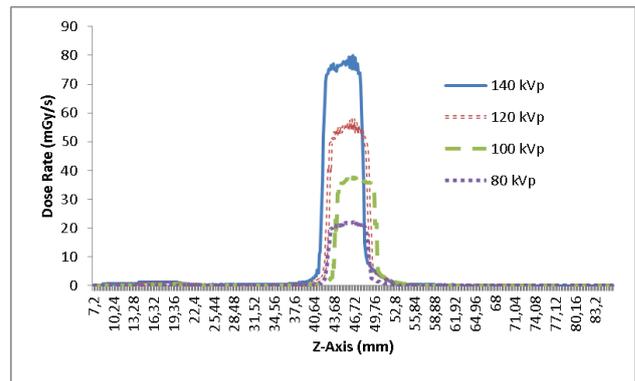
Gambar 3. Pesawat CT scan (a), multimeter Barracuda (b), dan CT Dose Profiler (c)

HASIL DAN PEMBAHASAN

1. Profil Dosis

a. Variasi Tegangan tabung (kVp)

Kurva profil dosis untuk variasi Tegangan tabung (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp dan 140 kVp) ditunjukkan pada gambar 4. Berdasarkan grafik tersebut dari variasi Tegangan tabung, semakin besar Tegangan tabung dosis puncak semakin tinggi dan semakin rendah Tegangan tabung dosis puncak semakin rendah. Dosis puncak pada Tegangan tabung 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp dan 140 kVp sebesar masing-masing 22,5 mGy, 38,19 mGy, 58,04 mGy dan 79,93 mGy. Peningkatan dosis ini disebabkan karena Intensitas radiasi. Kenaikan kurva pada profil dosis dipengaruhi oleh kenaikan Intensitas radiasi [1].



Gambar 4. Profil dosis pada variasi Tegangan tabung

Nilai FWHM dan Geometric efficiency untuk variasi Tegangan tabung ditunjukkan pada tabel 1

Tabel 1. Nilai FWHM dan Geometric efficiency untuk variasi Tegangan tabung pada lebar kolimasi 5 mm

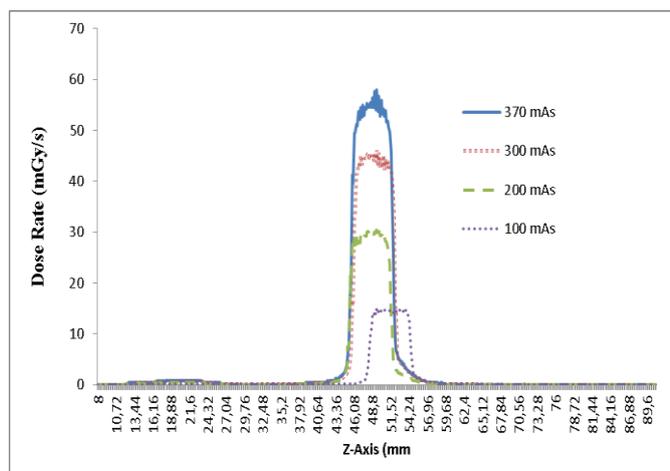
kVp	Lebar Kolimasi (mm)	FWHM (mm)	Geometric Efficiency (%)
80	5	6,2	69,4
100	5	6,37	71,3
120	5	6,22	69,5
140	5	6,2	68,4

Berdasarkan Tabel 1 terlihat bahwa nilai FWHM lebih besar dari lebar kolimasi. Perbedaan nilai ini dikarenakan banyak interaksi yang menimbulkan radiasi hambur [4,7]

Nilai *Geometric efficiency* pada variasi Tegangan tabung dengan lebar kolimasi 5 mm diatas 68%. Nilai *Geometric efficiency* paling rendah yaitu 68,4% dan paling tinggi yaitu 71,3%, hal ini sesuai dengan literatur. Pada *CT Scan Multi Slice* nilai *Geometric efficiency* pada penggunaan lebar kolimasi sekitar 5 mm yaitu 55-75%. Hasil pengukuran *Geometric efficiency* masih dalam rentang referensi.[10]

**b. Variasi Arus waktu (mAs)**

Kurva profil dosis di udara dengan variasi Arus waktu (100 mAs, 200 mAs, 300 mAs dan 370 mAs) ditunjukkan pada gambar 5



**Gambar 5.** Profil dosis pada variasi Arus waktu

Berdasarkan grafik profil dosis pada gambar 5 tampak bahwa pada perubahan Arus waktu mempengaruhi nilai dosis puncak. Semakin besar Arus waktu nilai dosis puncak semakin tinggi dan semakin rendah Arus waktu nilai dosis puncak semakin tinggi. Nilai Dosis puncak pada Arus waktu 100 mAs, 200 mAs, 300 mAs dan 370 mAs masing-masing yaitu sebesar 14,94 mGy, 30,59 mGy, 46,09 mGy dan 58,04 mGy. Peningkatan dosis ini disebabkan karena Intensitas radiasi.

Kenaikan kurva pada profil dosis dipengaruhi oleh kenaikan Intensitas radiasi, semakin tinggi Intensitas radiasi semakin tinggi kurva profil dosis [1]

Nilai FWHM dan *Geometric efficiency* dari masing-masing variasi Arus waktu pada ditunjukkan pada tabel 2

Tabel 2 Nilai FWHM dan *Geometric efficiency* untuk variasi Arus waktu pada lebar kolimasi 5 mm

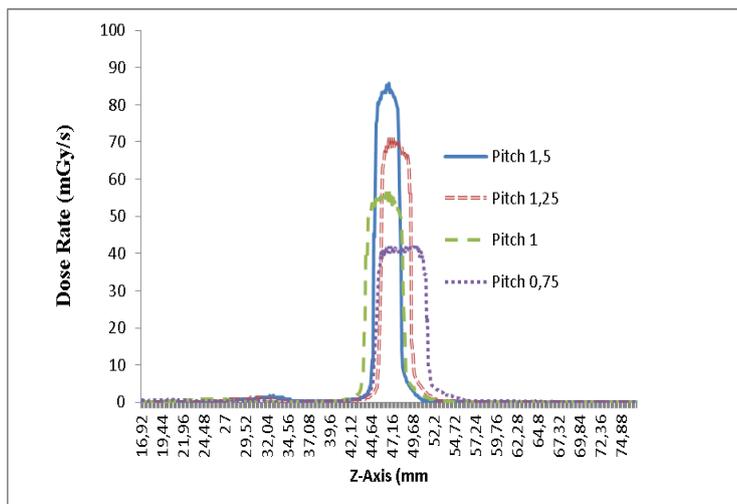
Arus waktu	Lebar Kolimasi (mm)	FWHM (mm)	<i>Geometric Efficiency</i> (%)
100	5	6,18	71,30%
200	5	6,17	69,50%
300	5	6,17	72,50%
370	5	6,22	69,50%

Berdasarkan Tabel 2 terlihat bahwa nilai FWHM lebih besar dari lebar kolimasi. Perbedaan nilai ini dikarenakan banyak interaksi yang menimbulkan radiasi hambur [4,7]

Nilai *Geometric efficiency* pada tabel 2 untuk variasi Arus waktu dengan lebar kolimasi 5 mm di atas 69%. Nilai *Geometric efficiency* paling rendah yaitu 69,4 % dan paling tinggi yaitu 72,5%, hal ini sesuai dengan literatur. Pada *CT Scan Multi Slice* nilai *Geometric efficiency* pada penggunaan lebar kolimasi 5 mm yaitu 55-75%. Hasil pengukuran *Geometric efficiency* masih dalam rentang referensi [10]

**c. Variasi Pitch**

Kurva profil dosis di udara dengan variasi *Pitch* (0,75, 1, 1,25 dan 1,5) ditunjukkan pada gambar 6



Gambar 6. Profil dosis pada variasi Pitch

Seperti halnya pada variasi Tegangan tabung dan Arus waktu, berdasarkan grafik profil dosis pada gambar 6 variasi Pitch juga berpengaruh pada kenaikan dosis puncak, semakin besar Pitch, semakin tinggi dosis puncak, dan sebaliknya semakin kecil Pitch dosis puncak semakin rendah. Nilai Dosis puncak pada Pitch 0,75, 1, 1,25 dan 1,5 masing-masing sebesar 42,02 mGy, 58,04 mGy, 71,16 mGy dan 85,78 mGy, peningkatan dosis puncak tersebut karena semakin besar Pitch yang digunakan semakin besar dosis yang dihasilkan. Hal ini disebabkan karena penggunaan parameter Arus waktu efektif ( $mAs_{eff}$ ), pada saat pengukuran dengan variasi Pitch parameter Arus waktu efektif dibuat konstan yaitu sebesar 370  $mAs_{eff}$ . Arus waktu efektif ( $mAs_{eff}$ ) merupakan perbandingan antara Arus waktu (mAs) dengan Pitch [14]. Oleh karena itu dengan penggunaan Arus waktu efektif ( $mAs_{eff}$ ) yang konstan, semakin besar Pitch, semakin besar arus waktu (mAs), sehingga semakin besar pitch, dosis radiasi semakin besar dan semakin besar dosis radiasi semakin besar Intensitas radiasi yang mengenai pasien. Kenaikan kurva pada profil dosis dipengaruhi oleh kenaikan Intensitas radiasi, semakin tinggi Intensitas radiasi semakin tinggi kurva profil dosis [1]

Berdasarkan Gambar 6 semakin kecil Pitch semakin lebar kurva profil dosisnya, sebaliknya semakin besar Pitch semakin sempit kurva profil dosisnya. Pitch merupakan pergerakan meja dalam 1 kali rotasi  $360^{\circ}$  dibagi lebar kolimasi. Semakin besar Pitch yang digunakan pergerakan meja pada sumbu-Z semakin cepat, semakin cepat pergerakan meja semakin sempit kurva profil dosis yang dihasilkan dan sebaliknya penggunaan Pitch lebih kecil pergerakan meja pada sumbu-Z semakin lama, semakin lama pergerakan meja maka kurva profil dosis yang dihasilkan semakin lebar [15]

Sementara untuk nilai FWHM dan Geometric efficiency dari masing-masing variasi Pitch pada gambar 6 ditunjukkan pada tabel 3

Tabel 3. Nilai FWHM dan Geometric efficiency untuk variasi Pitch pada lebar kolimasi 5 mm

Pitch	Lebar kolimasi (mm)	FWHM (mm)	Geometric Efficiency (%)
0,75	5	6,28	70,9
1	5	6,22	69,5
1,25	5	6,19	71,4
1,5	5	6,51	69,2

Berdasarkan Tabel 3 terlihat bahwa nilai FWHM lebih besar dari lebar kolimasi. Perbedaan nilai ini dikarenakan banyak interaksi yang menimbulkan radiasi hambur [4,7].

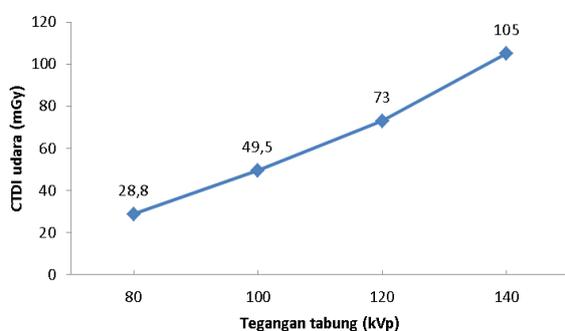
Nilai Geometric efficiency pada tabel 3 untuk variasi Pitch dengan lebar kolimasi 5 mm di atas 69%. Nilai Geometric efficiency paling rendah yaitu 69,2 % dan paling tinggi yaitu 71,4%, hal ini sesuai dengan literatur. Pada CT Scan Multi Slice nilai Geometric efficiency pada penggunaan lebar kolimasi sekitar 5 mm

yaitu 55-75%. Hasil pengukuran *Geometric efficiency* masih dalam rentang referensi [10].

## 2. CTDI udara

### a. Hubungan Tegangan tabung (kVp) dengan CTDI udara

Pengukuran CTDI udara pada variasi Tegangan tabung (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp dan 140 kVp) dengan Arus waktu 370 mAs, *Pitch* 1 dan lebar kolimasi 5 mm dibuat konstan, perubahan Tegangan tabung mempengaruhi besarnya CTDI udara seperti terlihat pada gambar 7 dibawah ini

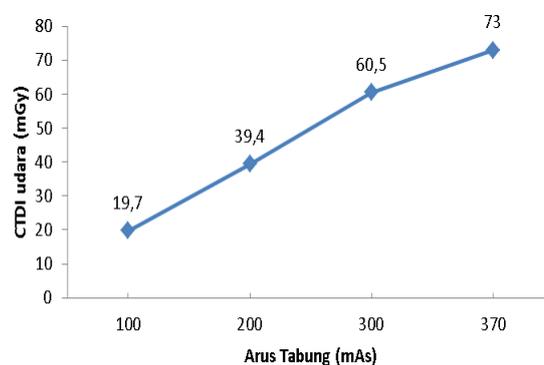


Gambar 7. Hubungan variasi tegangan tabung dengan CTDI udara

Kenaikan Tegangan tabung menyebabkan kenaikan CTDI udara, semakin besar Tegangan tabung semakin besar CTDI udara dan sebaliknya semakin rendah Tegangan tabung semakin rendah CTDI udara yang dihasilkan. Tegangan tabung menentukan daya tembus sinar-x yang mengenai pasien. Apabila Tegangan tabung antar katoda dan anoda diperbesar maka elektron akan semakin dipercepat dan energi rata-rata di anoda akan semakin besar sehingga daya tembus sinar-x semakin besar dan dosis radiasi yang diterima semakin besar. Intensitas sinar-x sebanding dengan kuadrat dari Tegangan tabung yang digunakan, sehingga sedikit perubahan Tegangan tabung menyebabkan perubahan yang signifikan pada CTDI udara [3,16]

### b. Hubungan Arus waktu (mAs) dengan CTDI udara

Pengukuran CTDI udara terhadap variasi Arus waktu (100 mAs, 200 mAs, 300 mAs dan 370 mAs), perubahan Arus waktu berpengaruh pada CTDI udara ketika semua parameter dibuat konstan yaitu pada Tegangan tabung 120 kVp, *pitch* 1 dan lebar kolimasi 5 mm seperti terlihat pada Gambar 8 dibawah ini



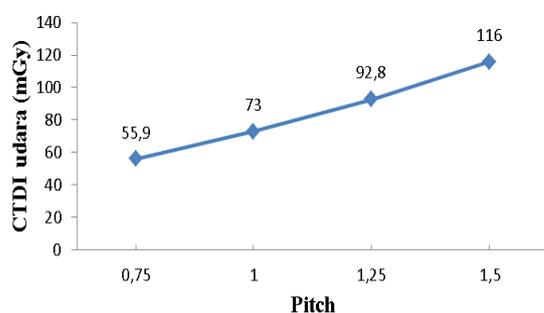
Gambar 8. Hubungan variasi arus waktu dengan CTDI udara

Kenaikan Arus waktu menyebabkan kenaikan CTDI udara, semakin besar Arus waktu nilai CTDI udara semakin besar, sebaliknya semakin kecil Arus waktu semakin kecil nilai CTDI udara yang dihasilkan. Arus waktu mempengaruhi banyaknya sinar-x yang dihasilkan dan berbanding lurus dengan jumlah foton, semakin tinggi Arus waktu semakin banyak foton yang dihasilkan dan semakin banyak foton yang diterima objek sehingga dosis yang diterima objek semakin besar, hal ini yang menyebabkan kenaikan Arus waktu berpengaruh pada nilai CTDI udara [15]. Perubahan Nilai CTDI udara dari 100 mAs menjadi 200 mAs besarnya CTDI udara meningkat 2 kali dari nilai CTDI udara sebelumnya, hal ini sesuai dengan literatur. Penggunaan Arus waktu setengah dari Arus waktu semula dosis yang dihasilkan berkurang setengahnya dan ketika Arus waktu dinaikan 2 kali dari

Arus waktu semula dosis yang dihasilkan bertambah 2 kali dari dosis sebelumnya [3].

### c. Hubungan CTDI udara dengan *Pitch*

Pengukuran CTDI udara terhadap variasi *Pitch*, seperti halnya Tegangan tabung dan Arus waktu, perubahan *Pitch* mempengaruhi besarnya CTDI udara ketika semua parameter dibuat konstan yaitu pada Tegangan tabung 120 kVp dan Arus waktu 370 mAs dan lebar kolimasi 5 mm, seperti terlihat pada gambar 9



Gambar 9. Hubungan variasi *Pitch* dengan CTDI udara

Nilai CTDI udara meningkat dengan bertambah besarnya nilai *Pitch* yaitu semakin tinggi *Pitch* semakin besar CTDI udara yang dihasilkan, dan sebaliknya semakin rendah *Pitch* semakin kecil nilai CTDI udara yang dihasilkan. Hal ini disebabkan karena penggunaan parameter Arus waktu efektif ( $mAs_{eff}$ ), pada saat pengukuran dengan variasi *Pitch* parameter Arus waktu efektif dibuat konstan yaitu sebesar 370  $mAs_{eff}$ . Arus waktu efektif ( $mAs_{eff}$ ) merupakan perbandingan antara Arus waktu (mAs) dengan *Pitch*. Nilai Arus waktu efektif berbeda dengan besarnya Arus waktu, kecuali pada penggunaan *Pitch* 1, nilai Arus waktu efektif akan sama dengan nilai Arus waktu [14]. Oleh karena itu penggunaan variasi *Pitch* dengan Arus waktu efektif yang konstan akan mempengaruhi besarnya Arus waktu. Semakin besar *Pitch* yang digunakan semakin besar Arus waktu (mAs). Besarnya Arus waktu berturut turut pada penggunaan *Pitch* 0.75, 1, 1.25 dan 1.5 pada Arus waktu efektif konstan yaitu 277.5 mAs, 370 mAs, 462.5 mAs dan 550 mAs.

Arus waktu mempengaruhi banyaknya sinar-x yang dihasilkan dan berbanding lurus dengan jumlah foton, semakin tinggi Arus waktu semakin banyak foton yang dihasilkan dan semakin banyak dosis radiasi, sehingga kenaikan *Pitch* pada Arus waktu efektif yang konstan menyebabkan kenaikan CTDI udara [15]

### KESIMPULAN

1. Dosis puncak pada Profil dosis semakin tinggi dengan meningkatnya Tegangan tabung, Arus waktu maupun *Pitch*. Nilai FWHM lebih besar dari lebar kolimasi, perbedaan nilai ini dikarenakan banyak interaksi yang menimbulkan radiasi hambur. Nilai *Geometric efficiency* masih dalam rentang referensi yaitu 55-75%
2. CTDI udara untuk variasi Tegangan tabung (kVp), Arus waktu (mAs) dan *Pitch* masing-masing 28,8-105 mGy, 19,7-73 mGy, 55,9-116 mGy. Semakin besar kVp, mAs, dan *Pitch* CTDI udara semakin besar

### DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Seeram, E, 2001. *Computed tomography Physical Principles, clinical Applications, and Quality control* (Second Edition). W.B.sunders Company : Pennsylvania
- [2]. Bapeten. 2003. *Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik*. Perka nuklir : Jakarta
- [3]. Tsapaki, V, 2007. *Dose Management in CT Facility*. Biomedical Imaging and Interventional Journal. 3.2.e43.
- [4]. Andriani, I, 2012. *Penentuan CT Dose Index (CTDI) untuk Variasi Slice Thickness dengan Program Doxyznrc*. Semarang : Universitas diponegoro
- [5]. Suwarni, 2013. *Perbandingan Dosis Radiasi di Udara Terhadap Dosis Radiasi di permukaan Phantom pada Pesawat CT Scan*. Jurnal Fisika Unand. Vol 2, No 2 :Jakarta
- [6]. Belinda, M. N, 2011. *Faktor Koreksi Geometri dalam Pengukuran Dosis Pada*

*Phantom dengan Menggunakan Metode CTDI di Udara dan CTDI pada Phantom.* Jakarta : Universitas Indonesia

- [7]. Nagel, H.D, 2002. *CT Parameters that Influence the Radiation Dose.* CTB Publication : Hamburg.
- [8]. Carderquist, B, (2008). *Evaluation of Two Thin CT Dose Profiler Detector and New Way to Perform QA in a CTDI Head Phantom.* Departement of Radiation Physics Goteborg University : Sweden
- [9]. Bauhs, J.A, 2008. *CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices.* Radiographics: America. 28 : 245-253
- [10]. Lewis, M, 2005. *Radiation Dose Issues in Multi slice CT scanning.* ImPaCT Technology update 3
- [11]. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography.1999. Brussels: EC.
- [12]. American Association of Physicist in Medicine, 2008. *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT.* America : AAPM Report No.96
- [13]. McNitt-Gray, M, (2002). *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT Radiographics.* Department Radiologi: Los Angles. 22:1541-1553
- [14]. Goldman, L.W, 2008. *Prinsiples of CT: Multislice CT.* Journal of Nuclear Medicine Tecknology. 36:57-68
- [15]. Strang, J.G, 2007. *Body CT Secret.* Library of Congress Cataloging in Publication Data: Mosby.
- [16]. Bhushong, S.C, 2001. *Radiologic Sciene for Technologists Phisics, Biologiy and Protection* St.Louis: Mosby