

## Evaluasi Ketebalan Irisan (*Slice Thickness*) pada Pesawat CT-Scan *Single Slice*

I Wayan Ari Makmur, Wahyu Setiabudi, <sup>1</sup>Choirul Anam

Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang, Jawa Tengah

Email : [ianam@fisika.undip.ac.id](mailto:ianam@fisika.undip.ac.id)

---

### ABSTRACT

An evaluation of the value of the slice thickness due to changes in tube voltage and tube current on the CT scan have been performed. The evaluation is done by making images using CT performance test phantom. Testing is done by performing three scanning on each slice. Exposure factors used were 120 kVp-60 mA, 160 mA 120-kVp, 140-kVp 60 mA, and 140 kVp 160 mA. Nominal beam width were 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm, and 10 mm. Once the axial image was obtained (on the area for slice thickness determination), then calculated the average CT number on the region of interest (ROI). After it was made graphs to determine the value of FWHM which indicates the magnitude of the thickness of the slice. From the test results obtained that changes in tube voltage and tube current does not affect the value of the thickness of the slice. Also found that the value of slice thickness for each thickness, greater than the nominal beam width.

*Keywords: Phantom CT Performance Test, Slice Thickness, CT-Scan*

### ABSTRAK

Telah dilakukan evaluasi terhadap nilai *slice thickness* terhadap perubahan tegangan tabung dan arus tabung pada pesawat CT scan. Pengujian dilakukan dengan membuat citra menggunakan fantom CT *performance test*. Pengujian dilakukan dengan melakukan eksposi sebanyak tiga kali pada tiap-tiap *slice*. Faktor eksposi yang digunakan yaitu 120 kVp-60 mA, 120 kVp-160 mA, 140 kVp-60 mA, dan 140 kVp-160 mA. *Slice thickness* yang diuji adalah ketebalan 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm, dan 10 mm. Setelah didapatkan citra aksial pada bagian daerah uji *slice thickness*, maka diambil beberapa lokasi ROI dan dihitung rerata CT *Number*, kemudian nilai tersebut dibuat grafik dan ditentukan nilai FWHM yang menunjukkan besarnya *slice thickness*. Dari hasil pengujian diketahui perubahan tegangan tabung dan arus tabung tidak berpengaruh terhadap nilai *slice thickness*. Hasil pengukuran diketahui bahwa nilai *slice thickness* untuk masing-masing ketebalan, lebih besar dibanding nominal *beam width*.

*Kata kunci : Simulasi Monte Carlo, Percentage Depth Dose (PDD), Dose Profile, Inhomogenitas Jaringan.*

### PENDAHULUAN

Untuk menegakkan diagnosis suatu penyakit, diperlukan pencitraan organ tubuh yang mengalami kelainan fisiologis maupun patologis secara akurat [1,2]. Ditemukannya radiasi sinar-x pada tanggal 8 November tahun 1895 oleh Wilhelm Conrad Roentgen, maka pencitraan organ yang mengalami kelainan dapat divisualisasikan [3]. Namun visualisasi organ dengan sinar-x konvensional hanya menghasilkan citra 2D saja. Tentu saja, citra 2D banyak keterbatasan, karena tubuh pasien yang divisualisasikan adalah 3D. Dengan ditemukan CT Scan oleh Cormac dan Hounsfield, telah merevolusi dunia radiologi, karena dengan

pesawat CT Scan ini dimungkinkan untuk mendapatkan citra 3D dari pasien [4-6]. Kelebihan lain dari CT-Scan dibanding radiografi konvensional, yaitu mampu menghasilkan kontras yang sangat besar antar jaringan [7-8]. Instansi pelayanan kesehatan yang mengoperasikan peralatan penunjang medis seperti pesawat CT-Scan harus melakukan program *QC (Quality Control)* [9] untuk menjamin kualitas citra yang dihasilkan, dengan tetap menjaga dosis radiasi berada pada level yang diijinkan. *QC* dapat diartikan sebagai program berkala untuk menguji kinerja pesawat CT-Scan dan membandingkannya dengan standar yang ada [10,11]. Tujuan dari program *QC* adalah memastikan kualitas hasil citra CT-Scan

dengan dosis radiasi yang relatif rendah. Kualitas citra yang baik akan membantu dokter radiologi untuk menegakkan diagnosis yang akurat.

Program QC ini dikerjakan secara periodik yaitu harian, bulanan atau bahkan tahunan. Salah satu program QC yang harus dilakukan adalah uji keakuratan ketebalan irisan (*slice thickness*) [9,10]. *Slice Thickness* mempunyai pengaruh langsung terhadap resolusi spasial citra yang dihasilkan. Resolusi spasial adalah kemampuan untuk menampakkan obyek/organ dengan tingkat kontras yang tinggi. Semakin tipis irisan maka resolusi spasial citra semakin bagus, demikian pula sebaliknya. Namun semakin tipis suatu irisan, noise semakin besar [4].

Selama ini, *Quality Control slice thickness* dilakukan dengan menggunakan fantom *acrylic* dimana pada tiap ukuran *slice* ditunjukkan dengan banyaknya garis yang terbentuk pada citra aksial. Pengukuran menggunakan fantom *acrylic* ini sangat sederhana dan menghemat waktu, namun akurasinya relatif rendah. Untuk akurasi yang lebih baik, biasanya digunakan fantom *CT Performance Test*. Pada fantom ini terdapat bagian untuk mengukur *slice thickness*. Setelah diperoleh citra fantom pada bagian pengukuran *slice thickness*, pengukuran *slice thickness* biasanya menggunakan penggaris pada software pesawat CT Scan. Tentu saja, pengukuran *slice thickness* ini relatif subyektif. Sebab pada bagian ujung citra *slice thickness* bukan berupa batas yang jelas, tetapi memiliki batas yang relatif kabur. Biasanya pengukuran *slice thickness* dilakukan mulai dari sekitar tengah daerah kabur pada satu ujung, sampai pada sekitar tengah daerah kabur pada ujung yang lain. Pada riset ini, akan dilakukan pengukuran *slice thickness* dengan fantom CT Performance Test, dan penentuannya dilakukan dengan menghitung nilai intensitas citran, lalu nilai intensitas tersebut dibuat grafik kemudian ditentukan nilai lebar tengah pada setengah puncak (FWHM). Pendekatan ini lebih obyektif dibanding pengukuran *slice thickness* yang selama ini dilakukan.

## DASAR TEORI

*Slice Thickness* merupakan tebal tipisnya suatu irisan citra medis [10]. Bisa diibaratkan sebuah roti tawar yang diiris tebal akan menghasilkan

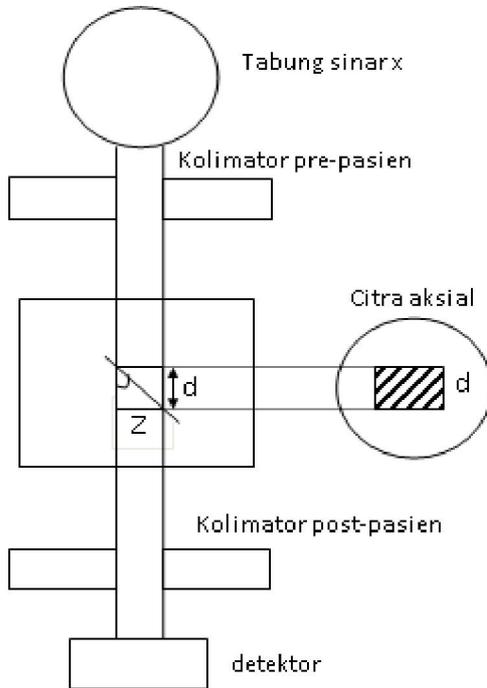
sedikit irisan. Jika diiris tipis akan menghasilkan banyak irisan. Jika roti itu diiris tebal-tebal, maka jika didalam roti itu ada kismis yang ukurannya lebih kecil dari irisan, bisa saja kismis tidak akan terlihat karena didalam irisan. Jika diiris tipis-tipis maka kismis akan terlihat. Fenomena ini menjelaskan bagaimana pengaruh ukuran *slice thickness* terhadap kualitas citra. Semakin tipis *slice thickness* semakin baik kualitasnya. Tetapi, disatu sisi ukuran *slice thickness* yang semakin tipis akan menghasilkan *noise* yang tinggi. Selain itu, dengan mempertipis irisan maka jumlah irisan akan bertambah banyak sehingga semakin besar radiasi yang diterima oleh pasien [12,13]. Sehingga untuk aplikasi klinis, perlu dilakukan optimasi sesuai dengan keperluan yang digunakan.

Pada pemeriksaan organ yang berukuran kecil atau untuk melihat kelainan yang berukuran kecil, digunakan *slice thickness* tipis, demikian sebaliknya untuk organ yang berukuran besar dapat menggunakan *slice thickness* yang tebal. Pada pemeriksaan yang membutuhkan rekonstruksi gambar dalam potongan sagital maupun coronal diperlukan *slice thickness* yang tipis, karena jika menggunakan *slice thickness* yang tebal, gambar akan tampak besar, sedangkan dengan *slice thickness* yang tipis gambar akan nampak lebih halus [10].

Pada pesawat CT Scan, besarnya *slice thickness* diatur dengan kolimator pre pasien [8]. Kolimator itu diatur sedemikian rupa sehingga diharapkan menghasilkan *slice thickness* seperti yang diharapkan. Ukuran *slice thickness* yang diharapkan tadi sering diistilahkan *nominal beam width* [14]. Pemilihan *slice thickness* ini biasanya sudah tersedia pilihan yang disediakan oleh software pada pesawat CT Scan, jadi pengguna tidak dapat mengatur sesuai kehendaknya, pilihan itu biasanya sudah tersedia dalam pilihan Menu Control Console.

Karena itu, *slice thickness* perlu dilakukan evaluasi secara rutin yaitu dengan program *quality control* [8,9]. Pengujian *slice thickness* dengan CT performance test phantom ditunjukkan oleh Gambar 1. Dari gambar tampak bahwa terdapat 2 kolimator, yaitu kolimator pre pasien dan post pasien. Namun yang digunakan untuk menentukan *slice thickness* adalah kolimator pre pasien. Kolimator post pasien

digunakan untuk mengurangi radiasi hambur dari pasien atau fantom.



**Gambar 1.** Skema pengukuran *slice thickness* pada pesawat CT-Scan

Dari Gambar 1 tampak bahwa pada fantom untuk menentukan slice thickness terdapat lempeng logam yang dipasang miring dengan sudut tertentu. Saat dilakukan pencitraan akan diperoleh panjang  $d$  (yang biasanya diwakili nilai FWHM).

Setelah diperoleh besarnya nilai  $d$ , maka besarnya slice thickness  $z$ , dapat diperoleh dengan persamaan:

$$z = d * \tan(\theta) \quad (1)$$

Dengan  $\theta$  adalah kemiringan sudut lempeng logam yang digunakan. Untuk mengurangi adanya hamburan, biasanya logam ditempatkan dalam medium udara.

**METODE PENELITIAN**

Penelitian dilakukan di instalasi Radiologi Rumah Sakit Islam Sultan Agung Semarang. CT Scan yang digunakan adalah CT Scan merk General Electric (GE), tipe CT/e Series 6.04, dengan slice tunggal, dengan range tegangan tabung 120-140 kV, range arus tabung 60-200 mA, yang dapat dioperasikan dengan mode spiral

ataupun helical, dan diinstal pada tahun 2001 (Gambar 2).

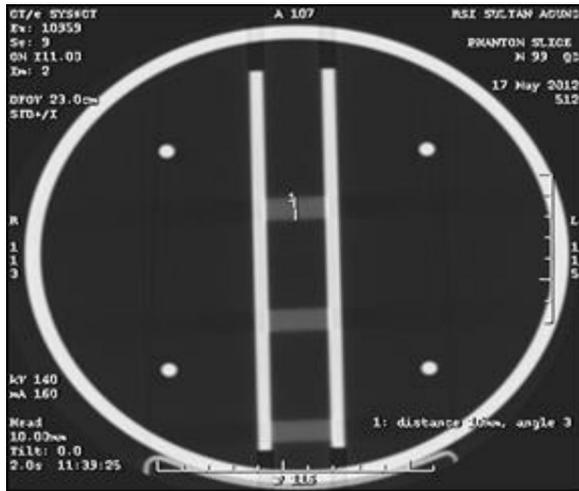


**Gambar 2.** CT Scan merk GE dengan *slice* tunggal

Sementara fantom yang digunakan adalah CT Performance Test Phantom, pada bagian Part No 610-04 (Slice Thickness Insert) yang terbuat dari lempeng aluminium dengan ukuran 0,025” x 1.00”, yang diposisikan miring membentuk sudut 45 derajat. Medium di sekitar Aluminium adalah udara (Gambar 3).

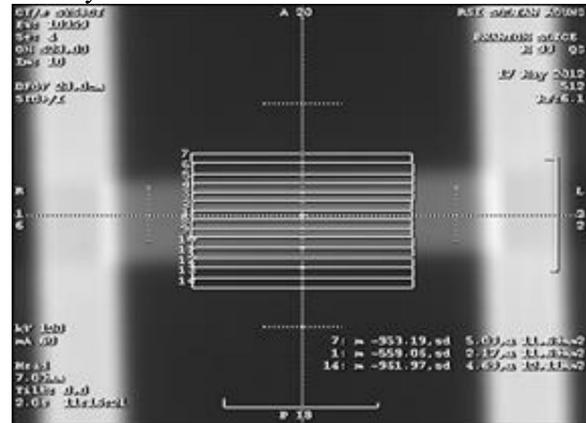


**Gambar 3.** CT Performance Test Phantom dengan bagian pengukuran *slice thickness*, ditunjukkan anak panah



**Gambar 4.** Citra fantom. Lempeng logam untuk menentukan slice thickness, tampak seperti anak tangga. Anak tangga tersebut memiliki ketebalan tertentu sesuai dengan *slice thickness* yang digunakan

persamaan (1) kemudian dapat dihitung nilai *slice thickness*. Namun, karena sudut kemiringan 45°, maka nilai FWHM itu langsung mewakili besarnya *slice thickness*.



**Gambar 5.** Lokasi pengambilan ROI untuk menentukan *slice thickness*

Prosedur penelitian uji konsistensi *slice thickness* pada pesawat CT-Scan ini dilakukan dengan melakukan 3 kali exposi (pengambilan gambar) pada tiap-tiap *slice* yang dipilih. Dalam penelitian ini, *slice* yang dipilih adalah *slice* 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm, dan 10 mm. Faktor eksposi yang digunakan yaitu 120 kV-60 mA, 120 kV-160 mA, 140 kV-60 mA, dan 140 kV-160 mA.

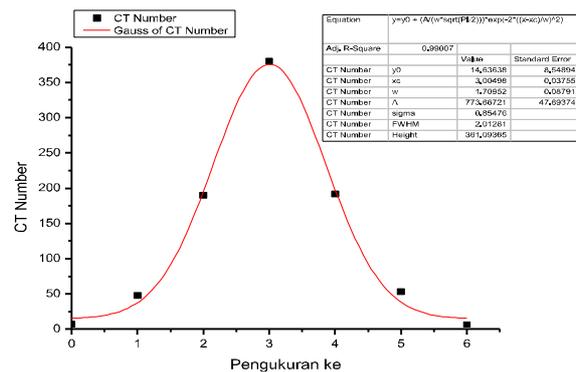
Setelah citra *scanogram* terbentuk, kemudian dilakukan *scanning* untuk mendapatkan citra aksial. Pada citra aksial ini akan tampak panjang lempeng aluminium yang nantinya dapat digunakan untuk menentukan nilai *slice thickness*. Semakin tebal *slice* yang diteliti, maka citra garis aluminium yang terbentuk akan semakin tebal (Gambar 4). Dari garis yang terbentuk dari tiap-tiap *slice*, dilakukan magnifikasi atau pembesaran garis untuk mempermudah penentuan *region of interest* (ROI) pada garis tersebut. Dari tiap ROI kemudian ditentukan nilai rerata *CT number*. Penempatan ROI dilakukan pada area ditengah-tengah garis sampai ditepi garis, dimana penempatan ini mencakup segala area garis yang terbentuk. Sehingga semakin tebal *slice*, maka titik ROI yang diambil akan semakin banyak (Gambar 5)

Dari data *CT number* itu kemudian dibuat grafik, dan ditentukan nilai FWHM (*Full Width at Half Maximum*). Dari nilai FWHM, berdasarkan

## HASIL DAN PEMBAHASAN

Kurva nilai CT number untuk slice thickness 2 mm, ditunjukkan oleh Gambar 6. Dari kurva ini, dapat ditentukan nilai FWHM secara langsung. Nilai FWHM untuk berbagai *slice thickness* yang digunakan dalam riset ini, ditunjukkan oleh Tabel 1. Sedangkan deviasinya ditunjukkan oleh Tabel 2.

Nilai FWHM untuk Slice 2 mm  
Tegangan 120 kV/60 mA



**Gambar 6.** Kurva FWHM dengan Menggunakan Distribusi Gaussian pada *Slice* 2 mm

Dari tabel 1 tampak bahwa nilai slice thickness untuk semua faktor eksposi yang digunakan, lebih besar dibandingkan dengan *nominal beam width*. Dari tabel 2 dapat dilihat bahwa deviasi dari hasil pengukuran rerata FWHM yang

tertinggi adalah pada slice 3 mm sebesar 19,07 % pada faktor eksposi 140 kVp/160 mA. Sedangkan hasil pengukuran rata-rata nilai FWHM yang terendah adalah pada slice 2 mm sebesar 0,05 % pada faktor eksposi 140 kVp/60mA.

Sebagaimana telah dibahas bahwa *slice thickness* diatur berdasarkan kolimator pre pasien, namun untuk mengatur kolimator agar *slice thickness* benar-benar sesuai merupakan suatu hal yang sangat susah. Biasanya diatur sedemikian rupa sehingga *slice thickness* sedikit lebih besar dibanding *nominal beam width*.

Hal ini sangat wajar, sebab adanya faktor fisis yang memungkinkan hal itu terjadi, misalnya efek penumbra. Adanya efek penumbra ini menyebabkan batas profil intensitas radiasi pada titik pengamatan tidak berbentuk kotak, tetapi berbentuk gaussian. Ketajaman kurva gaussian ini sangat dipengaruhi oleh efek penumbra ini, yang secara otomatis nilai FWHM juga tergantung dari besarnya efek penumbra ini. Selain efek penumbra adalah efek hamburan. Meskipun fantom didesain dengan medium udara, namun penggunaan lempeng aluminium juga menghasilkan hamburan yang akan berpengaruh pada keakuratan penentuan *slice thickness* ini.

**Tabel 1.** Nilai *slice thickness* untuk berbagai nilai *nominal beam width* dan fantor eksposi

<i>Nominal beam width</i>	Slice Thickness (mm) untuk Faktor Eksposi (kVp/mA):			
	120/60	120/160	140/60	140/160
	2,012	2,001	2,013	1,997
<b>2 mm</b>	2,005	1,999	2,011	1,996
	2,008	2,005	2,034	1,988
<b>Rerata</b>	<b>2,008</b>	<b>2,001</b>	<b>2,019</b>	<b>1,993</b>
	3,487	3,332	3,503	3,526
<b>3 mm</b>	3,519	3,334	3,503	3,543
	3,497	3,281	3,475	3,649
<b>Rerata</b>	<b>3,501</b>	<b>3,315</b>	<b>3,493</b>	<b>3,572</b>
	5,282	5,042	5,233	5,226
<b>5 mm</b>	5,106	5,145	5,217	5,243

	5,240	5,173	3,475	5,212
<b>Rerata</b>	<b>5,239</b>	<b>5,112</b>	<b>4,641</b>	<b>5,227</b>
	8,043	7,186	7,272	7,260
<b>7 mm</b>	8,176	7,123	7,278	7,225
	8,296	7,177	7,225	7,216
<b>Rerata</b>	<b>8,171</b>	<b>7,162</b>	<b>7,258</b>	<b>7,233</b>
	10,392	10,487	10,294	10,703
<b>10 mm</b>	10,276	10,324	10,509	10,331
	10,366	10,229	10,933	11,382
<b>Rerata</b>	<b>10,344</b>	<b>10,346</b>	<b>10,578</b>	<b>10,805</b>

Dari hasil penelitian ini, diketahui bahwa metode penentuan *slice thickness* ini memberikan hasil yang lebih obyektif dibandingkan dengan metode-metode sebelumnya. Namun metode ini relatif kurang praktis dan membutuhkan waktu yang sangat lama, terutama dalam hal penentuan ROI. Akan lebih praktis jika citra CT Scan diolah dengan *software* lain, misalnya Matlab, kemudian penentuan ROI dilakukan di dalam *software* tersebut. Hal ini, akan memberikan hasil yang juga relatif obyektif, tetapi relatif lebih praktis dilakukan.

**Tabel 2.** Deviasi nilai *slice thickness* terhadap nilai *nominal beam width*

<i>Nominal beam width</i>	Deviasi Slice Thickness pada Faktor Eksposi (kVp/mA)			
	120/60	120/160	140/60	140/160
<b>2 mm</b>	0,4%	0,05%	1,7%	0,6%
<b>3 mm</b>	16,7%	9,36%	16,4%	19,07%
<b>5 mm</b>	4,78%	2,24%	7,18%	4,5%
<b>7 mm</b>	16,7%	2,3%	3,68%	3,3%
<b>10 mm</b>	3,4%	3,4%	5,7%	8%

**KESIMPULAN**

Telah berhasil dilakukan pengukuran *slice thickness* dengan metode yang relatif lebih obyektif, yaitu dengan menggunakan CT performnace test phantom. Diperoleh hasil bahwa untuk *nominal beam width* 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7

mm, dan 10 mm menghasilkan nilai slice thickness dengan deviasi 0,05% hingga 19,07%.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] Ballinger P.W., 1995, "Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Procedures", volume III, The Mosby Company, London.
- [2] Bontranger K.L., 2001, "Text Book of Radiographic and Related Anatomy", Fifth Edition, The CV Mosby, London.
- [3] Bushong S. C., 2001, "Radiologic Science for Technologist Physic, Biologic and Protection", The CV. Mosby Company, United States of America.
- [4] Bushberg J.T., Seibert J.A., Leidholdt E.M., and Boone J.M., 2002, "The Essential Physics of Medical Imaging", Lippicott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [5] Dendy P.P. and Heaton B, 1999, "Physics for Diagnostic Radiology", Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia.
- [6] Hendee W.R., dan Ritenour E.R., 2002, "Medical Imaging Physics", Willey-Liss inc. New York, USA.
- [7] Buzug T.M., 2008, "Computer Tomography from Photon Statistics to Modern Cone Beam CT", Springer Verlag Berlin Heidelberg, Germany.
- [8] Seram E., 2001, "Computed Tomography: Physical Principles", Clinical Application and Quality Control, W.B. Saunders Company.
- [9] AAPM, 2010, "Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography", AAPM Report No. 68, College Park.
- [10] Papp J, 2006, "Quality Management in The Imaging Sciences", 3rd Edition, Mosby Inc : St. Louis, Missouri, United States of America.
- [11] McCollough C.H., Bruesewitz M.R., McNitt-Gray M.F., Bush K., Ruckdeschel T., Payne J.T, Brink J.A., and Zeman R.K., 2004, "The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid", Med. Phys. 31 (9), pp. 2423-2442
- [12] McNitt-Gray M.F., Cagnon C.H., Solberg T.D., and Chetty I, 1999, "Radiation dose in Spiral CT: The relative effects of collimation and pitch," Med. Phys. 26 (3), pp. 409-414.
- [13] Mori S., Endo M., Nishizawa K, Tsunoo T., Aoyama, Fujiwara H., and Murase K. 2005, "Enlarged Longitudinal Dose Profiles in Cone-beam CT and The Need for Modified Dosimetry," Med. Phys. 32 (4), pp. 1061–1069.
- [14] Wang G. and Vannier M.W., 1999, The effect of pitch in multislice spiral/helical CT, Med. Phys. 26 (12), pp. 2648-2653.