

Studi Uniformitas Dosis Radiasi CT Scan pada Fantom Kepala yang Terletak pada Sandaran Kepala

¹Dwi Siwi Retnoningsih dan ²Choirul Anam, ²Wahyu Setiabudi

¹ Instalasi Radiologi Rumah Sakit Hasan sadikin, Bandung

²Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang

Email : anam@fisika.undip.ac.id

ABSTRACT

The research on the impact of tube current and tube voltage on uniformity of the point dose in the head phantom was placed on the table, had been conducted. The research was carried out on the CT Scan machine, Siemens Somatom Emotion 6. The detector used was CT dose profiler and Piranha Electrometer 556. The phantom was head phantom with PMAA material with diameter 16 cm and length 15 cm. The measurement of point dose carried out by using axial mode. The measurement conducted in five points inside the head phantom. In this research, the tube current and tube voltage were varied. The results show that the point dose on the head phantom was placed on the table is non-uniform. At the bottom of the phantom, the dose is lower to below 50% than at the top of the phantom.

Keywords: CT Scan, Dose uniformity, Point Dose, CTDI

PENDAHULUAN

Dosis pada CT Scan relatif lebih besar dibanding modalitas radiologi yang lain [1,2]. Misalnya, untuk pencitraan thoraks, dosis efektif pada CT Scan sebesar 5-7 mSv, sedangkan untuk pencitraan thoraks pada radiografi konvensional, dosis efektif sebesar 0,1-0,2 mSv [3]. Dosis pada CT Scan relatif tinggi, karena pada CT Scan untuk mendapat citra satu irisan (*slice*), pasien harus ditembak paling tidak sebanyak 360 kali, yaitu ditembak dari sudut 1^0 hingga 360^0 [4]. Hasil proyeksi setiap satu derajat itu kemudian direkonstruksi untuk mendapatkan citra tampang lintang (*cross section*) [5,6].

Dosis yang tinggi pada CT scan bukan hanya berasal dari radiasi primer dari setiap *slice*, tetapi juga berasal dari radiasi hambur dari *slice* di samping kanan dan kirinya [3]. Karena itu dosimetri CT Scan merupakan suatu hal yang sangat kompleks.

Pada awalnya, dosis CT Scan diestimasi dengan suatu besaran yang dinamakan *multiple scan average dose* (MSAD). MSAD dihitung dari profil dosis beberapa *scanning* sepanjang sumbu *scanning*, kemudian setelah itu, dilakukan perataan di bagian tengah profil dosis. Namun, MSAD ini membutuhkan waktu yang cukup lama, sehingga kurang efektif. Berikutnya dikenalkan konsep *CT dose index* (CTDI) [7-9].

CTDI diperoleh dengan cara mengintegrasikan profil dosis untuk sekali *scanning*, dibagi dengan lebar kolimasi [3]. Teknik ini secara praktis, digunakan *pencil ionization chamber* yang panjangnya 100 mm, dan menggunakan fantom standar dari PMAA dengan diameter 16 cm atau 32 cm [10]. Semenjak dikenalkan konsep CTDI ini, kemudian menjadi standar dosimetri di seluruh dunia. Bahkan semenjak tahun 2002, CTDI ini harus ditampilkan pada layar monitor pada *console* CT Scan.

Pengukuran dosis CT dan CTDI ini biasanya dilakukan pada fantom standar yang berada di udara, bukan fantom yang diletakkan di atas meja [11]. Hal ini, tentu berbeda dengan posisi pasien saat pemeriksaan, yang dibaringkan di atas meja pasien. Karena itu lebih realistis jika dosimetri CT Scan dilakukan pada fantom yang diletakkan pada meja pasien, sehingga pengaruh meja pasien tidak diabaikan begitu saja. Riset ini berupaya melakukan dosimetri CT Scan pada fantom kepala yang diletakkan pada sandaran kepala. Dari riset ini diharapkan diperoleh uniformitas dosis di dalam fantom kepala tersebut.

DASAR TEORI

1. Prinsip Dasar CT Scan

Prinsip fisika pada CT Scan meliputi proses akuisisi data, pengolahan data, rekonstruksi citra, representasi citra, penyimpanan dan

dokumentasi. Tahap pertama pada akuisisi data adalah proses *scanning*. Selama *scanning* tabung sinar-x dan detektor berputar mengelilingi pasien untuk mendapatkan data atenuasi pasien. Detektor menangkap radiasi yang diteruskan melalui pasien dari beberapa lokasi dan dari beberapa sudut [4,5].

Metode akuisisi data CT scan ada dua [4], yaitu :

1. Metode konvensional *slice by slice* atau metode aksial. Prinsipnya, tabung sinar-x dan detektor bergerak mengelilingi pasien dan mengumpulkan data proyeksi pasien. Saat pengambilan data proyeksi, posisi meja berhenti. Kemudian meja pasien bergerak untuk menuju posisi kedua dan dilakukan proses *scanning* berikutnya. Demikian seterusnya.
2. Metode *spiral* atau *helical*. Pada metode ini tabung sinar-x bergerak mengelilingi pasien yang juga bergerak. Pada metode ini, berkas sinar-x membentuk pola *spiral* atau *helical*. Data untuk rekonstruksi citra pada setiap *slice* diperoleh dengan interpolasi. Teknik ini memiliki kelebihan dalam waktu yang relatif cepat.

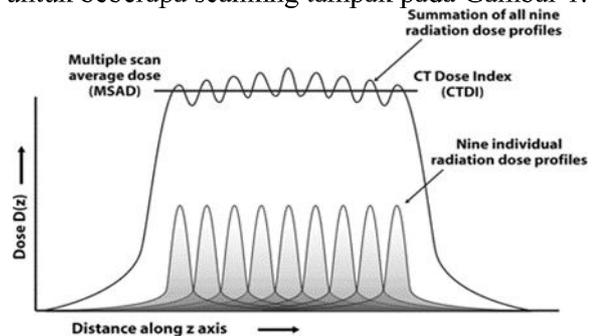
2. Dosis Radiasi Pada CT Scan

Dosis radiasi pada CT Scan berbeda dengan dosis pada modalitas radiografi konvensional. Citra CT Scan diperoleh dengan cara kolimasi tinggi (irisasi tipis) sehingga volume jaringan yang terkena radiasi lebih banyak. Volume jaringan yang terkena radiasi dari hampir seluruh sudut selama rotasi. Hamburan Compton merupakan interaksi utama pada CT Scan, dan dari interaksi ini dihasilkan radiasi hambur yang sangat besar. Secara umum, beberapa faktor yang berpengaruh terhadap dosis radiasi pada CT Scan meliputi tegangan tabung (kVp), arus tabung (mA), rotasi atau waktu *exposure* (s), *range*, *Field of View* (FOV), dan *pitch* pada *scanning* spiral [3, 11].

3. Metode Pengukuran Dosis radiasi Pada CT Scan

Metode pengukuran dosis pada CT Scan mempunyai banyak skema. *Multi Scan Average Dose* (MSAD) merupakan metode pengukuran dosis radiasi yang dilakukan dengan menghitung dosis rerata dari profil dosis untuk beberapa *scanning*. Dosis untuk setiap satu *slice*

merupakan dosis dari radiasi primer dan dosis dari radiasi hambur. Karena itu profil dosis untuk satu *slice* memiliki pola gaussian dan juga memiliki ekor di sebelah kanan dan kiri dari radiasi primer. Ketika *scanning* dilakukan pada beberapa *slice*, daerah ekor ini akan memberi kontribusi pada *slice-slice* di sekitarnya. Akibatnya dosis total pada suatu titik jauh pada beberapa *scanning*, lebih besar dibanding dosis di titik tersebut dari tiap *scanning*. Pola profil dosis untuk beberapa *scanning* tampak pada Gambar 1.



Gambar 1. Kurva profil dosis untuk beberapa *scanning*. Dari kurva ini dapat dihitung nilai MSAD [3]

Namun metode MSAD ini membutuhkan waktu yang sangat lama, karena untuk mendapatkan kurva profil dosis untuk beberapa *scanning* dibutuhkan waktu yang lama. Sehingga metode ini dirasa kurang efisien.

Untuk efisiensi dosimetri CT Scan kemudian dikenalkan *CT dose index* (CTDI). CTDI dihitung bukan dari profil dosis untuk beberapa *scanning*, tetapi cukup dengan satu *scanning* saja. CTDI dihitung dari integrasi kurva profil dosis sekali *scanning* dibagi dengan lebar kolimasi atau *slice width*.

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

Dengan n adalah jumlah *slice* untuk sekali rotasi, d adalah lebar *slice*/irisasi untuk 1 *slice* dan D(z) adalah profil dosis sepanjang sumbu z (sumbu *scanning*). Batas integrasi secara teoretis dari $-\infty$ hingga $+\infty$. Namun secara praktis, batas integrasi dapat dilakukan dari -50 mm hingga +50 mm, sehingga dinamakan CTDI₁₀₀. Dewasa ini banyak sekali riset yang menyatakan bahwa CTDI₁₀₀ terlalu pendek untuk mengakomodasi radiasi hambur. Sehingga untuk perhitungan yang lebih

akurat dibutuhkan panjang integrasi lebih dari 100 mm [12].

METODE PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan dengan cara mengukur nilai dosis pada fantom kepala yang diletakkan diatas sandaran kepala (Gambar 2). Sementara nilai CTDI diambil dari monitor CT Scan.

Pesawat CT Scan yang digunakan adalah seperangkat pesawat CT Scan Siemens Somatom Emotion 6 yang diinstal di Rumah Sakit Hasan Sadikin, Bandung (Gambar 3). Detektor yang digunakan adalah alat ukur *CT dose Profile Analyzer* yang meliputi *CT dose profiler* dan elektrometer merk Piranha 556. Namun, peralatan ini digunakan untuk metode *scanning* aksial, sehingga yang diperoleh bukan profil dosis, tetapi dosis titik. Fantom yang digunakan adalah fantom *acrylic* silindris PMMA yang berdiameter 16 cm.

Parameter yang divariasi adalah arus dan tabung tegangan tabung dan *slice thickness*. Untuk arus tabung divariasi 50 mAs, 75 mAs dan 100 mAs; dan tegangan tabung 80 kV, 110 kV dan 130 kV.

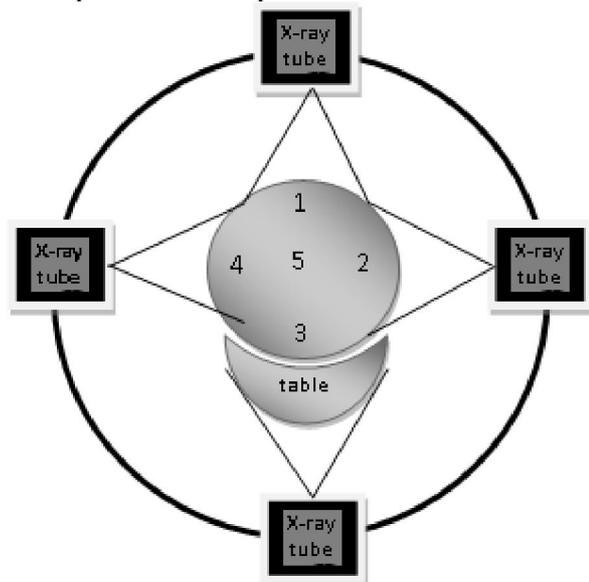


Gambar 2. Fantom kepala yang diletakkan pada sandaran kepala



Gambar 3. CT Scan Siemens Somatom 6

Pengukuran dosis pada fantom dilakukan di lima titik, yaitu titik 1, 2, 3, 4 dan 5 (Gambar 4). Dari dosis di lima titik ini, dapat diketahui uniformitas dosis pada fantom kepala.

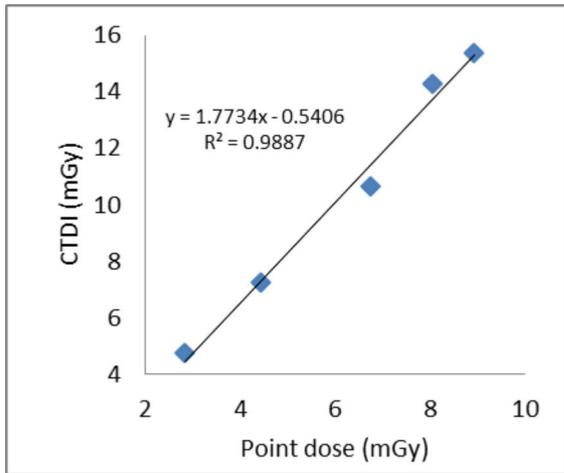


Gambar 4. Posisi penempatan detektor pada fantom ditunjukkan pada angka 1, 2, 3, 4 dan 5

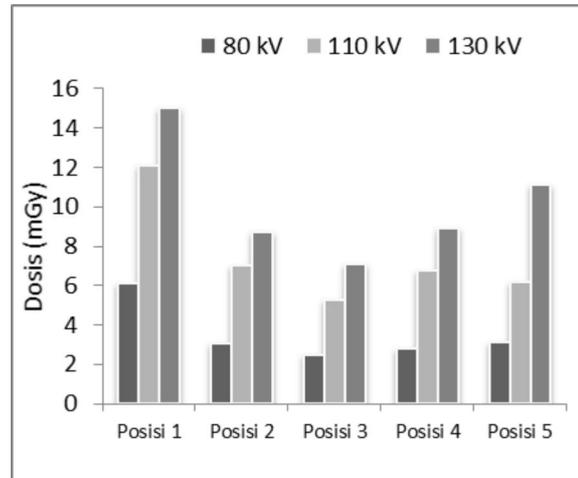
HASIL DAN PEMBAHASAN

1. Hubungan antara Dosis Titik dengan CTDI

Hasil pengukuran dosis titik di bagian tengah fantom dan nilai CTDI yang ditampilkan pada layar *console*, ditunjukkan oleh Gambar 5. Dari Gambar ini menunjukkan bahwa nilai CTDI lebih besar dari pada nilai dosis titik, dengan kelipatan 1,77.



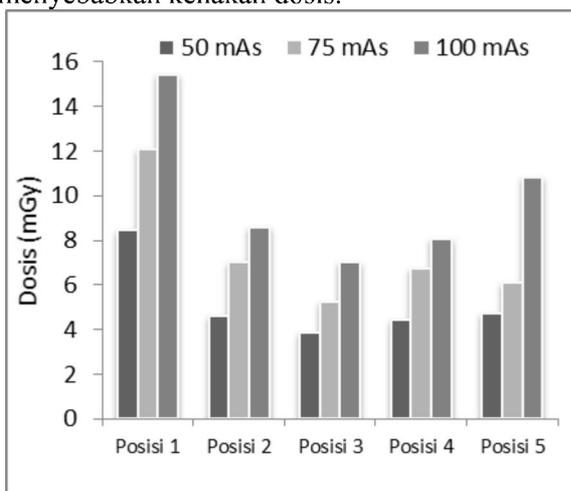
Gambar 5. Relasi dosis titik di tengah fantom kepala dengan CTDI



Gambar 7. Pola dosis terhadap perubahan tegangan tabung

2. Homogenitas Dosis

Hasil pengukuran dosis titik pada fantom kepala untuk variasi arus ditunjukkan oleh Gambar 6 dan untuk variasi tegangan tabung ditunjukkan oleh Gambar 7. Secara numerik ditunjukkan oleh tabel 1 dan tabel 2. Tampak bahwa kenaikan arus menyebabkan kenaikan dosis, hal ini karena jumlah radiasi foton meningkat dengan kenaikan arus, yang kemudian meningkatkan dosis. Tampak juga bahwa kenaikan tegangan juga meningkatkan nilai dosis. Hal ini karena, kenaikan dosis juga menyebabkan kenaikan jumlah foton selain kenaikan energi rerata foton. Kenaikan jumlah foton ini, menyebabkan kenaikan dosis.



Gambar 6. Pola dosis terhadap perubahan arus tabung

Dari Gambar 6 dan 7, tampak bahwa nilai dosis tidak homogen sebagaimana yang ditunjukkan di beberapa riset [3]. Tampak pada posisi 1 dosis paling besar, dan pada posisi 3 dosis paling kecil. Pada titik 1, dosis lebih besar karena dosis primer dari atas tidak ada penghalang. Sementara pada titik 3, dosis lebih rendah, karena dosis primer dari bawah diatenuasi terlebih dahulu oleh sandaran fantom kepala. Sebagaimana diduga, pada titik 2 dan titik 4, besarnya dosis relatif sama. Dari riset ini diperoleh bahwa dengan adanya sandaran fantom kepala, dosis di bagian bawah fantom lebih kecil dibanding di bagian atas. Karena itu untuk pemeriksaan kepala, organ mata biasanya dianggap organ yang paling sensitif yang harus dilindungi dan harus diusahakan mendapat dosis serendah mungkin. Salah satu teknik yang dapat diusulkan untuk mengurangi dosis mata adalah dengan memosisikan pasien menghadap ke bawah (tengkurap). Dengan teknik ini, dosis mata bisa diturunkan hingga separuhnya.

Tabel 1. Dosis pada 5 titik pada fantom untuk variasi tegangan tabung

Teg (kV)	Dosis (dalam %) Pada Posisi:				
	1	2	3	4	5
80	100,00	50,33	39,90	46,09	50,81
110	100,00	58,26	43,31	55,70	50,91
130	100,00	57,93	47,20	59,53	74,00

Tabel 2. Dosis pada 5 titik pada fantom untuk variasi tegangan tabung

MAs	Dosis (dalam %) Pada Posisi:				
	1	2	3	4	5
50	100,00	54,32	45,56	52,54	55,62
75	100,00	58,26	43,31	55,70	50,58
100	100,00	55,58	45,45	52,40	70,13

Untuk memperkuat hasil riset ini, perlu dilakukan pengukuran CTDI secara langsung di lima titik tersebut. Sebagai komparasi juga perlu dilakukan pada fantom tubuh yang diletakkan diatas meja pasien.

KESIMPULAN

Dari riset yang telah dilakukan diperoleh bahwa dosis pada fantom kepala yang diletakkan di atas sandaran kepala menyebabkan dosis di fantom tidak homogen. Diperoleh bahwa dosis di titik bagian bawah fantom lebih rendah antara 39,9% hingga 47,2% dibanding titik bagian atas fantom.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Brenner D.J and Hall E.J. (2007): *Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure*, *N Engl J Med*, 357 (22) 2277-2284.

[2] Dawson P. (2004): *Patient Dose in Multislice CT: Why Is It Increasing and Does It Matter?*, *British Journal of Radiology*, 77 S10–S13

[3] Bauhs J.A.,Vrieze T.J., Primak A.N., Bruesewitz M.R., dan McCollough C.H., 2008, *CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices*, *RadioGraphyics*, 28 (1) 245-253.

[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] Seram E. (2001): *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Application and Quality Control*, W.B. Saunders Company.

[6] Dendy, P.P. and Heaton B, (1999): *Physics for Diagnostic Radiology*, Institue of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia.

[7] Shope T.B., Gagne R.M. and Johnson G.C. (1981): *A Method for Describing The Doses Delivered by Transmission X-ray Computed Tomography*, *Med. Phys.* 8 (4) 488–495.

[8] Dixon R.L., and Ballard A.C. (2007): *Experimental Validation of A Versatile System of CT Dosimetry Using A Conventional Ion Chamber: Beyond CTDI100*, *Med. Phys.* 34 (8) 3399–3413

[9] Kalender W.A. (2014): *Dose in X-ray Computed Tomography*, *Phys. Med. Biol.* 59 R129–R150

[10] McCollough C.H., Leng S., Lifeng Y., Cody D.D., Boone J.M. and McNitt-Gray M.F. (2011): *CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not The Same Thing*, *Radiology*, 259 (2) 311–316

[11] McNitt-Gray M.F. (2002): *AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT— radiation dose in CT*, *RadioGraphics.* 22 (6) 1541–1553.

[12] Ruan C., Yukihara E.G., William J. Clouse W.J., Patricia B. R. Gasparian P.B.R., and Ahmad S. (2010): *Determination of Multislice Computed Tomography Dose Index (CTDI) using Optically Stimulated Luminescence Technology*, *Med. Phys.* 37 (7) 3560-3568