

PENENTUAN CT DOSE INDEX (CTDI) UNTUK VARIASI SLICE THICKNESS DENGAN PROGRAM DOSXYZNRC

Intan Andriani, Choirul Anam dan Evi Setiawati
Jurusan Fisika Universitas Diponegoro Semarang

Abstract

The calculation of CT dose and CTDI has been done by using DOSXYZnrc software. Two kinds of phantoms have been used, i.e air and PMMA phantoms. The volume of phantoms $16 \times 16 \times 16 \text{ cm}^3$. The simulation carried out at 120 kV and the particles source ^{106}Co . The calculation of dose at the mid of phantom at the z axis, every voxel $0,2 \times 0,2 \times 0,2 \text{ mm}^3$. The variation of slice thickness were 5 mm, 10 mm, 15 mm and 20 mm. The dosages at every point then were plotted to find out dose profile, and then were integrated to find out the CTDI. It was obtained that the peak value on the air phantom has a higher value than the PMMA phantom. In the air phantom at the slice thickness of 5 mm, 10 mm, 15 mm and 20 mm were 68.28%, 80.49%, 90.91%, 99.86%. While in PMMA were 63.68%, 77.42%, 89.32%, 100%. At the penumbral region, it was obtained that dosage at the PMAA phantom has a higher than the air phantom. CTDI from the PMAA phantom was 212.50% and the air phantom was 184%. It was obtained that CTDI independent of slice thickness at the range 5-20 cm.

Keywords: DOSXYZnrc, Slice thickness, CTDI

Intisari

Telah dilakukan perhitungan dosis CT dan CTDI dengan program DOSXYZnrc. Jenis bahan fantom yang digunakan adalah udara dan PMMA. Masing-masing fantom memiliki volume $16 \times 16 \times 16 \text{ cm}^3$. Simulasi dilakukan untuk tegangan sebesar 120 kV dengan jumlah partikel 10^6 . Perhitungan dosis dilakukan pada daerah tengah fantom searah dengan sumbu-z dengan ukuran voxel masing-masing $0,2 \times 0,2 \times 0,2 \text{ mm}^3$. Variasi slice thickness masing-masing 5 mm, 10 mm, 15 mm dan 20 mm. Nilai dosis pada tiap voxel kemudian dibuat profil dosis, lalu dilakukan integrasi terhadap profil dosis untuk mendapatkan nilai CTDI. Diperoleh bahwa puncak profil dosis pada udara mempunyai nilai yang lebih tinggi dari pada fantom PMMA. Pada fantom udara untuk ketebalan irisan 5 mm, 10 mm, 15 mm dan 20 mm, dosis puncak yaitu 68,28%, 80,49%, 90,91%, 99,86%. Sedangkan pada PMMA, dosis puncak sebesar 63,68%, 77,42%, 89,32%, 100%. Sedangkan pada daerah penumbra, diperoleh bahwa dosis pada fantom PMAA lebih besar dibanding pada fantom udara. Nilai CTDI sebesar 212,50% untuk PMMA dan 184% untuk udara. Diperoleh juga bahwa nilai CTDI tidak dipengaruhi oleh slice thickness untuk rentang slice thickness 5-20 mm.

Kata kunci: DOSXYZnrc, Tebal irisan, CTDI

Pendahuluan

Pada pemeriksaan CT Scan, dosis radiasi yang diterima oleh pasien pada suatu slice tidak hanya berasal dari radiasi primer pada slice tersebut, tapi juga berasal dari radiasi hambur dari slice di sekitarnya [1,2]. Karena itu dosis pada CT Scan sangat besar. Salah satu metode untuk menghitung dosis pada suatu slice sebagai kontribusi dari radiasi primer dan radiasi hambur dari slice di sekitarnya, dikenalkan istilah CT Dose Index (CTDI) [1,3,4]. CT scan

bergantung pada berbagai faktor salah satunya yaitu slice thickness.

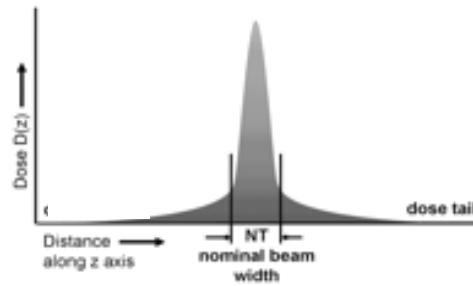
Selama ini pengukuran CTDI dilakukan secara langsung dengan menggunakan Thermoluminescent Detector (TLD) [1] atau ionization chamber [2]. Pengukuran dengan TLD membutuhkan waktu yang sangat lama, sementara pengukuran dengan ionization chamber, meskipun paling umum dilakukan, akan menyebabkan banyak radiasi hambur yang tidak terukur, karena panjang ionization chamber hanya 10 cm.

Dalam penelitian ini akan dilakukan perhitungan dosis dan CTDI pada pesawat CT Scan menggunakan simulasi Monte Carlo dengan program DOSXYZnrc. Dengan simulasi Monte Carlo dimungkinkan untuk mendapatkan profil dosis pada jarak lebih dari 10 cm. Simulasi Monte Carlo digunakan karena dari riset- riset sebelumnya, dinyatakan bahwa hasil simulasi Monte Carlo cukup akurat [5,6,7,8].

Dasar Teori

Ada beberapa hal penting terkait dosis pada CT. Pertama, dalam CT volume jaringan diradiasi dari segala sudut, menyebabkan dosis radiasi terdistribusi merata [2]. Kedua, akuisisi CT memerlukan SNR (*signal to noise ratio*) tinggi untuk memperoleh resolusi kontras tinggi, sehingga dosis radiasi pada volume relatif lebih tinggi karena menggunakan tegangan (kV) dan arus-waktu (mAs) yang lebih tinggi. Ketiga, dosis pada satu *slice* menambah dosis pada *slice* yang lain [3,4]. Tiga hal diatas menyebabkan dosis pada CT relatif lebih besar dan harus dihitung dengan cara khusus. Untuk itu dosis CT secara khusus dinyatakan dalam *Computed Tomography Dose Index* (CTDI).

Profil dosis radiasi dari CT scan *single* aksial melampaui lebar kolimasi (*slice thickness*) karena adanya penumbra dan efek hamburan (gambar 1). Dosis di bagian luar radiasi utama disebut dengan ekor dosis (*dose tail*) [2]. Ekor ini memainkan peran penting dalam akumulasi dosis total dari rangkaian skaning sepanjang sumbu longitudinal. CTDI merupakan integrasi dosis $D(z)$ pada semua titik pada sumbu longitudinal (sumbu-z) dari $-b$ hingga $+b$, kemudian dibagi dengan lebar kolimasi (*slice thickness*) NT.



Gambar 1. Grafik profil dosis dan CTDI

Secara matematis CTDI dinyatakan:

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

Pada awalnya CTDI dihitung dari pengukuran menggunakan TLD (*thermoluminescent dosimeter*). Namun karena membutuhkan waktu yang lama, kemudian digunakan *ionization chamber* khusus yang dapat digunakan untuk mengukur dosis dari beberapa titik pada lebar berkas sinar-X (Hendee, 1981). Untuk memperoleh CTDI, *ionization chamber* yang berbentuk pensil disisipkan dalam lubang garis fantom. *Ionization chamber* sangat bagus khususnya untuk pengukuran radiasi hambur, karena dapat menunjukkan dosis rata-rata pasien pada *single scan* yang diperoleh. Pada faktanya *ionization chamber* yang digunakan dalam perhitungan CTDI memiliki panjang 10 cm, sehingga persamaan (1) menjadi:

$$CTDI = \int_{-b}^{+b} \frac{D(z)}{NT} dz \tag{2}$$

Dengan panjang 10 cm, banyak radiasi hambur yang tidak terukur [9].

Metode Penelitian

Pada penelitian ini, data hasil pengukuran dosis skaning aksial pada *CT scan*, dikaji dengan simulasi Monte Carlo, menggunakan program DOSXYZnrc [10].

Pada pendefinisian fantom dilakukan dalam dua tahap. Tahap pertama yaitu penentuan dimensi fantom dan *voxel*. Ukuran fantom adalah 16 x 16 x 16 cm³. Ukuran ini adalah ukuran fantom kepala. Fantom tersebut dibagi dalam beberapa grup. Jumlah grup untuk sumbu-z sebanyak 80 masing-masing memiliki panjang 2 mm. Jumlah grup untuk sumbu-y sebanyak 3, dengan panjang masing-masing 7,5 cm, 1 cm dan 7,5 cm. Sementara jumlah grup sumbu-x sebanyak 3 dengan panjang masing-masing 7,5 cm, 1 cm dan 7,5 cm.

Berikutnya dilakukan pendefinisian medium fantom. Ada 46 jenis material penyusun fantom yang tersedia dalam program DOSXYZnrc. Dalam simulasi ini medium fantom untuk bagian tengah (*daerah scanning*) yang digunakan adalah air atau H₂O₅₂₁ICRU. Sementara di sekeliling air tersebut, digunakan bahan PMAA dan udara.

Dalam simulasi ini sumber radiasi yang digunakan berkas sinar-x 120 kV, dengan bentuk paralel, dengan lebar berkas 5 mm, 10 mm, 15 mm dan 20 mm. Jumlah partikel sebesar 1.000.000 partikel.

Setelah semua tahapan sudah ditentukan, maka program simulasi Monte Carlo untuk simulasi profil di-save dengan nama tertentu dilanjutkan dengan melakukan pilihan *Run* yaitu *compile* untuk mengetahui kelengkapan pengisian data *input* program, dilanjutkan *Run* untuk menjalankan program simulasi Monte Carlo sampai selesai.

Tabel 1. Jumlah voxel pada daerah scanning

Sumbu	Ukuran voxel (cm)	Jumlah
z (arah scanning)	0,2	40 (ke kanan),
		40 (ke kiri)
Y	1,0	1,0
X	1,0	1,0

Hasil simulasi berupa dosis di berbagai titik sepanjang sumbu-z. Dosis ini ditampilkan dalam grafik berupa grafik profil dosis. Selanjutnya CTDI dihitung dari grafik profil dosis dengan menggunakan metode integrasi Trapesium:

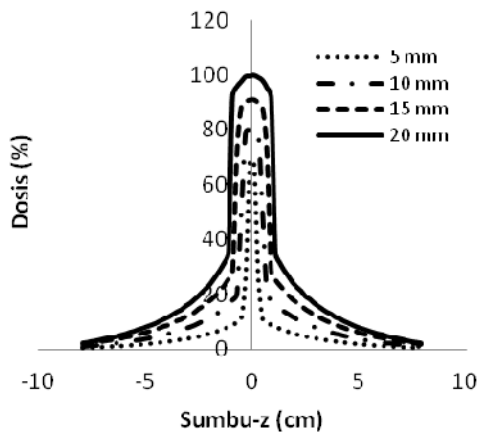
$$CTDI = \frac{1}{NT} \left(\frac{1}{2} h * \sum_{i=1}^n [(D_{i-1} + D_i)] \right) \tag{3}$$

Dengan *h* adalah lebar selang pengambilan data dan *D_i* adalah dosis pada titik ke-*i*.

Hasil dan Pembahasan

4.1 Dosis pada Fantom Udara

Dalam penelitian ini dilakukan simulasi pengukuran profil dosis dengan menggunakan dua jenis bahan fantom yang berbeda yaitu PMMA dan udara serta lebar kolimasi yang bervariasi 5 mm, 10 mm, 15 mm dan 20 mm. Kurva profil dosis pada fantom udara dengan variasi *slice thickness* ditunjukkan oleh gambar 2.



Gambar 2. Kurva profil dosis pada fantom udara untuk slice thickness 5 mm, 10 mm, 15 mm dan 20 mm

Terlihat pada gambar 2. semakin luas slice thickness maka akan semakin tinggi dosis yang dihasilkan. Untuk slice thickness 5 mm, 10 mm, 15 mm dan 20 mm dosis puncak masing-masing adalah 68,24%, 80,51%, 90,97 dan 100%. Peningkatan dosis ini disebabkan karena hamburan sinar-x mengalami peningkatan.

Dari gambar 2. juga tampak bahwa bagian luar berkas utama juga mengalami kenaikan. Pada slice thickness 5, 10, 15 dan 20 mm besarnya dosis di luar berkas utama mencapai 12 %, 21 %, 30 %, dan 36 % yang dapat dilihat pada bagian penumbra dari grafik. Nilai ini merupakan nilai yang signifikan dan akan merubah dosis pada daerah di luar scanning. Itulah alasan bahwa dosis CT harus memperhitungkan bukan hanya pada daerah radiasi berkas utama, tetapi juga harus memperhatikan dosis di luar berkas utama.

Sementara untuk nilai FWHM (Full Width at Half Maximum) dari gambar 2. ditunjukkan oleh tabel 2:

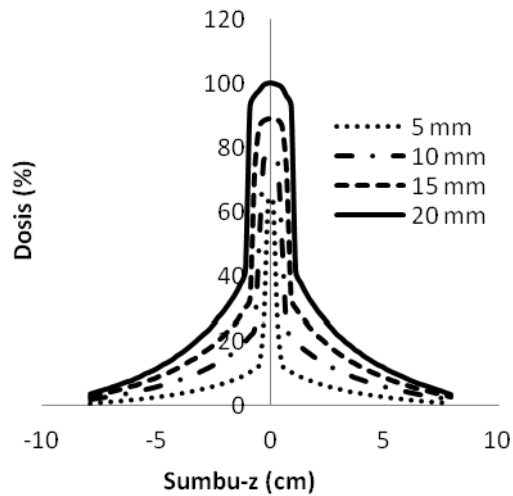
slice thickness (mm)	FWHM (mm)
5	5,25

10	11,30
15	16,41
20	20,97

Dari tabel 2. tampak bahwa terdapat selisih antara slice thickness dengan lebar FWHM. Perbedaan nilai ini dikarenakan banyak interaksi yang kemudian menimbulkan faktor hamburan.

4.2 Dosis pada Fantom PMMA

Variasi bahan yang kedua yaitu PMMA (Polimethyl Metacrylate). Hasil perhitungan profil dosis dengan bahan PMMA dengan berbagai variasi slice thickness yang telah dinormalisasi bisa dilihat pada gambar 3.



Gambar 3. Kurva profil dosis pada fantom PMMA untuk slice thickness 5 mm, 10 mm, 15 mm dan 20 mm.

Dari gambar 3. tampak bahwa pada slice thickness yang semakin luas akan diperoleh nilai dosis puncak yang semakin tinggi pula. Dosis di luar berkas utama juga semakin besar. Pada slice thickness 5, 10, 15 dan 20 mm besarnya dosis di luar berkas primer mencapai 13 %, 21 %, 29 %, dan 36 %.

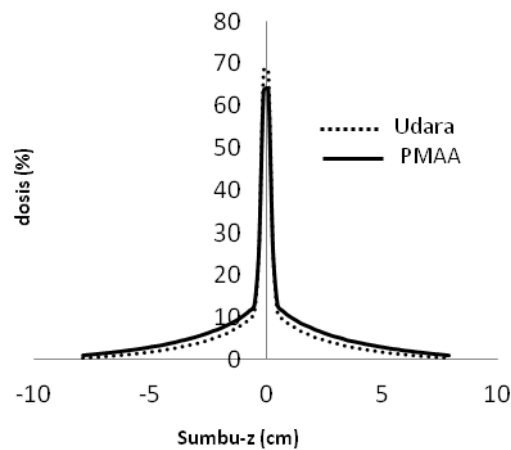
Untuk nilai FWHM dari Gambar 3. ditunjukkan oleh tabel 3. Dari tabel 3. tampak bahwa terdapat selisih antara *slice thickness* dengan nilai FWHM.

Tabel 3. Nilai FWHM pada fantom PMMA

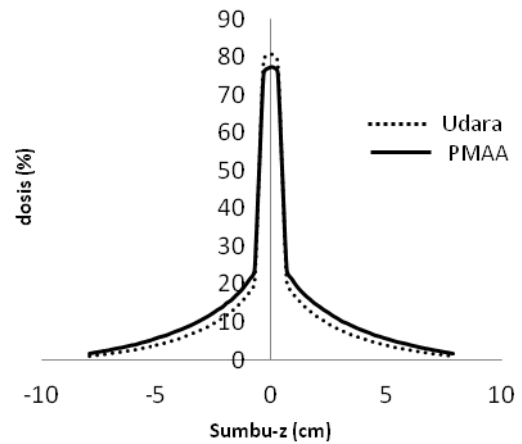
<i>Slice thickness</i> (mm)	FWHM (mm)
5 mm	5,41
10 mm	11,72
15 mm	16,79
20 mm	21,43

4.3 Perbandingan Profil Dosis pada PMMA dengan Udara

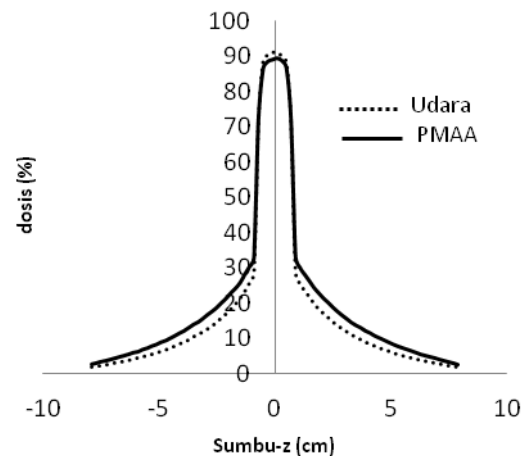
Hasil simulasi profil dosis antara udara dengan PMMA kemudian dibandingkan. Perbandingan profil dosis pada udara dan fantom PMMA untuk *slice thickness* 5 mm dapat dilihat pada gambar 4, *slice thickness* 10 mm pada gambar 5, *slice thickness* 15 mm pada gambar 6 dan *slice thickness* 20 mm pada gambar 7.



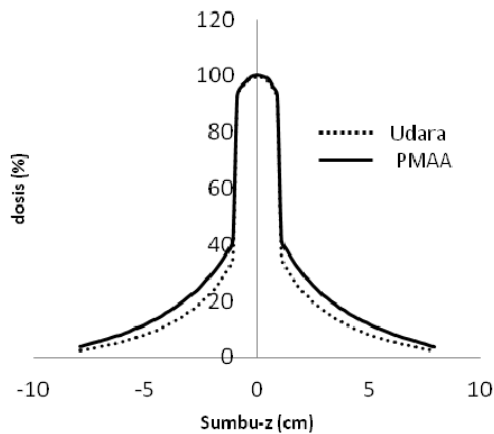
Gambar 4. Perbandingan Profil Dosis pada PMMA dengan Udara dengan *slice thickness* 5 mm



Gambar 5. Perbandingan Profil Dosis pada PMMA dengan Udara dengan *slice thickness* 10 mm



Gambar 6. Perbandingan Profil Dosis pada PMMA dengan Udara dengan *slice thickness* 15 mm



Gambar 7. Perbandingan Profil Dosis PMMA dengan Udara dengan *slice thickness* 20 mm

Pada gambar 4. besarnya dosis puncak pada fantom udara lebih tinggi dibanding PMMA. Dosis puncak pada fantom udara 68,31% sedangkan pada PMMA sebesar 63,79 %. Ini terjadi karena sinar x yang melewati PMAA lebih banyak diatenuasi dibanding melewati udara, sehingga dosis pada udara lebih tinggi.

Sedangkan dosis pada penumbra bahan PMMA lebih tinggi daripada pada fantom udara. Ini karena, sinar x yang melewati fantom PMMA lebih banyak dihamburkan, sehingga dosis pada bagian luar radiasi utama mengalami kenaikan.

Pada gambar 5. memiliki pola yang sama dengan gambar 4. Puncak pada profil dosis pada fantom udara yaitu 80,51 % sedangkan PMMA yaitu 77,54 %.

Pada gambar 6. juga sama. Puncak profil dosis pada udara yaitu 90,97 % sedangkan pada PMMA yaitu 89,52 %. Tetapi selisih antara kedua puncak semakin kecil apabila dibandingkan dengan kurva dengan *slice thickness* 5 mm dan 10 mm sedangkan penumbra semakin besar perbedaannya.

Pada gambar 7. dapat dilihat tidak ada perbedaan antara puncak profil dosis antara bahan PMMA dan udara. Kedua

kurva saling berhimpit dengan nilai puncak 100 %. Ini terjadi karena pada *slice thickness* 20 mm hamburan dari bahan PMAA sudah cukup banyak, sehingga penambahan dosis pada bagian radiasi utama sangat signifikan. Penambahan dosis hambur juga terjadi pada daerah penumbra sehingga dapat dilihat pada grafik selisih jarak pada penumbra antara grafik fantom udara dengan PMMA semakin besar.

4.4. Perhitungan CTDI

Dosis pada CT tidak hanya ditentukan oleh radiasi berkas utama saja, tetapi radiasi di luar berkas utama juga memberikan dosis yang tinggi. Oleh karena itu untuk mendapatkan dosis pada suatu titik sebagai gabungan dosis radiasi berkas utama dan radiasi dari *scanning* di sekitarnya, ini dikenal dengan konsep CTDI. Pada prakteknya CTDI dapat diperoleh dengan mengintegrasikan profil dosis kemudian dibagi dengan *slice thickness*.

Hasil penghitungan CTDI untuk fantom udara dan PMMA untuk variasi *slice thickness* ditunjukkan pada tabel 4.

Tabel 4. Nilai CTDI untuk fantom udara dan PMMA untuk berbagai *slice thickness*

Nama bahan	<i>slice thickness</i>	Dosis puncak (%)	CTDI (%)
PMMA	5 mm	63,79	212,50
	10 mm	77,54	212,53
	15 mm	89,52	212,38
	20 mm	100,0	212,27
Udara	5 mm	68,24	184,18
	10 mm	80,51	184,17
	15 mm	90,97	184,19
	20 mm	100,0	184,09

Dari tabel 4. tampak bahwa dosis CTDI jauh lebih tinggi dibandingkan dengan dosis pada puncak profil dosis. Untuk fantom PMMA nilai CTDI mencapai 212 % dan pada udara CTDI

mencapai 184 %. Nilai CTDI pada PMMA lebih besar dibanding udara.

Dari tabel 4. tampak juga pada setiap kenaikan *slice thickness*, nilai CTDI relatif konstan. Hal ini sesuai dengan data pengukuran yang dilakukan terhadap CT Scan merek Siemen Somatom Plus untuk *slice thickness* dari 2-10 mm. Diperoleh bahwa kenaikan *slice thickness* tidak berpengaruh pada nilai CTDI [1].

Kesimpulan

1. Profil dosis untuk fantom PMMA dan udara, mengalami kenaikan dengan peningkatan *slice thickness*.
2. Dosis puncak pada fantom udara lebih tinggi dibanding pada fantom PMAA. Sementara di daerah penumbra, dosis pada fantom udara lebih rendah dibanding fantom PMAA.
3. Nilai CTDI lebih besar dibandingkan dengan dosis puncak pada profil dosis. Diperoleh nilai CTDI sebesar 212% pada PMMA dan 184% pada udara. Nilai CTDI tidak dipengaruhi variasi *slice thickness*.

Daftar Pustaka

- [1] Dendy, PP dan Heaton B, 1999, *Physics for Diagnostic Radiology*, Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia.
- [2] Seeram, 2001, *Computed Tomography :Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*, W.B Saunders Company.
- [3] Bushberg, J.T., Siebert, J.A., Leidholdt, E.M. dan Boone, J.M., 2002, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Baltimore: Williams and Wilkins
- [4] Dowsett, D.J., Kenny, P.A., dan Johnston, R.E., 2006, *The Physics of Diagnostic Imaging*, Hodder Arnold, London
- [5] Zhou, H. dan Boone, J.M., 2008, Monte Carlo evaluation of CTDI_∞ in infinitely long cylinders of water, polyethylene and PMMA with diameters from 10 mm to 500 mm, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2809724/>, 20 Mei 2008, diakses 25 Maret 2011
- [6] Shonkwiler, R.W. dan Mendivil, F., 2009, *Exploration in Monte Carlo Method*, New York: Springer.
- [7] W. Vander Zee and J. Welleweerd, *Calculating photon beam characteristics with Monte Carlo techniques*, Med. Phys. 261883–92, 1999.
- [8] D. Sheikh-Bagheri, D.W.O. Rogers, C.K. Ross and J. P. Seuntjens, *Comparison of Measured and Monte Carlo Calculated Dose Distributions from The NRC Linac*, Med. Phys. 272256–66, 2000
- [9] Cederquist B., *Evaluation of TwoThin CT Dose Profile Detectors and A New Way to Perform QA in A CTDI Head Phantom*, Thesis of master Degree in Radiation Physics, Goteborg University, Sweden.
- [10] Walters B., Kawrakow I., and Rogers D. W. O., 2007, *DOSXYZnrc Users Manual, NRCC Report PIRS-794*, Canada: National Research Council of Canada.

