

PENGUKURAN DAN PENGHITUNGAN VOLUME PHANTOM DARI CITRA COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN

Riris Trima Derita Sari, Kusworo Adi dan Choirul Anam

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

E-mail : la_nina.riris@yahoo.co.id

ABSTRACT

The research has been done to the measurement and calculation of phantom volume of computed tomography (CT) Scan image. The aim of the study is to calculate the phantom volume based on CT Scan image analysis and find out the relationship between phantom volume and the variation of phantom position towards central ray. The calculation was done by using trapezoid integration method. The study used 130 kV, 93 mAs tube current, and 8 mm slice thickness. The resulting image is converted from gray scale image into a binary image. Then the surface area of the phantom was calculated. After getting the phantom surface area so that the volume of the phantom can be calculated. The calculation result shows that the phantom volume based on CT Scan image with perpendicular phantom, 30 mm to-the-left movement, 50 mm to-the-right movement towards central ray is 11160708 mm³, 11148172 mm³, and 11149136 mm³. The phantom volume based on CT Scan image with the least error percentage when phantom position is perpendicular towards central ray is 3,63%. 30 mm to-the-left and 50 mm to-the-right movement of phantom shows greater error percentage compared with perpendicular phantom towards central ray. The error percentage is from 3,74 % and 3,73 %. Phantom volume calculation is more accurate if phantom is perpendicular towards central ray.

Keywords: *volume, phantom, image, calculation, central ray*

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian untuk pengukuran dan penghitungan volume phantom dari citra Computed Tomography (CT) Scan. Tujuan dilakukan penelitian, yaitu untuk menghitung volume phantom berdasarkan analisa citra CT Scan dan mengetahui hubungan volume phantom dengan variasi posisi phantom terhadap central ray. Penghitungan ini dilakukan menggunakan metode integrasi trapesium. Penelitian dilakukan dengan tegangan 130 kV, arus tabung 93 mAs dan slice thickness 8 mm. Citra yang dihasilkan diubah dari citra gray scale menjadi citra biner. Selanjutnya dilakukan penghitungan luas alas phantom. Setelah mendapatkan luas alas phantom dapat dilakukan penghitungan volume phantom. Hasil penghitungan volume phantom berdasarkan analisa citra CT Scan dengan variasi posisi phantom tegak lurus, pergeseran ke kanan 30 mm, dan pergeseran ke kiri 50 mm terhadap central ray masing-masing 11160708 mm³, 11148172 mm³, dan 11149136 mm³. Penghitungan volume phantom dari citra CT Scan dengan persentase error paling kecil yaitu posisi phantom tegak lurus terhadap central ray sebesar 3,63 %. Pergeseran posisi ke kanan 30 mm dan ke kiri 50 mm memiliki persentase error lebih besar dibandingkan posisi phantom tegak lurus terhadap central ray. Adapun persentase error-nya yaitu sebesar 3,74 % dan 3,73 %. Penghitungan volume phantom lebih akurat dengan phantom yang diposisikan tegak lurus central ray.

Kata kunci: *volume, phantom, citra, penghitungan, central ray.*

PENDAHULUAN

CT Scan merupakan perkembangan modalitas radiologi menggunakan prinsip kerja *tomography* sehingga mampu menghasilkan potongan tubuh setelah melalui perhitungan matematis dalam bentuk *axial*, *coronal*, *tangensial* maupun 3D [1].

CT Scan merupakan modalitas pencitraan diagnostik yang canggih. Hampir rumah sakit di dunia menggunakan CT Scan untuk diagnostik. Berdasarkan rekapitulasi ketersediaan CT Scan di RS Indonesia yang diperoleh dari Direktorat Jenderal Bina Upaya Kesehatan menunjukkan

Indonesia memiliki 57 CT Scan. Pemeriksaan menggunakan CT Scan bertujuan untuk mengetahui ada atau tidaknya suatu kelainan pada organ tubuh manusia dengan menggunakan radiasi pengion terutama sinar-X. Citra medis dalam bidang kedokteran membutuhkan suatu analisis dengan tingkat akurasi yang tinggi, khususnya dalam melakukan diagnosis penyakit tertentu seperti kanker.

Kanker (tumor ganas) merupakan suatu istilah yang mengacu pada pertumbuhan sel yang abnormal. Saat ini terdapat lebih dari 100

jenis kanker. Sel kanker dapat terbentuk di jaringan tubuh manapun dan terus bertumbuh tidak terkendali. Sel kanker selalu berasal dari sel tubuh normal yang mengalami kerusakan DNA (*deoxyribonucleic acid*), suatu materi seluler yang mengendalikan karakteristik dan pertumbuhan sel. Sekitar 14,1 juta pasien kanker baru didagnosis tiap tahunnya di seluruh dunia dan sekitar 8,2 juta orang meninggal akibat penyakit kanker. Di dunia, 5 kanker tersering pada pria yaitu kanker paru, prostat, kolorektal (usus besar), lambung dan liver. Sedangkan pada wanita, kanker payudara, kolorektal, serviks (mulut rahim), paru dan rahim. Data di Indonesia, jenis kanker tersering pada pria yaitu paru, kolorektal, prostat, liver dan nasofaring. Sedangkan pada wanita yaitu kanker payudara, kolorektal, serviks, paru dan ovarium.

Modalitas pilihan terapi kanker saat ini antara lain pembedahan, kemoterapi, terapi radiasi, terapi hormonal, imunoterapi dan transplantasi sel punca (*stem cell*). Pilihan terapi kanker tergantung dari jenis, stadium, kondisi fisik dan preferensi individual. Umumnya, terdapat pilihan terapi untuk suatu jenis kanker pada suatu stadium yang memberikan hasil serta efek samping yang berbeda. Untuk itu, perlu komunikasi dengan dokter mengenai terapi yang akan dijalani. Perkembangan terapi kanker sangat pesat akhir-akhir ini dan terlihat penurunan mortalitas akibat kanker. Penghitungan perubahan volume kanker pada proses terapi sangat penting untuk mengetahui tingkat keberhasilan terapi tersebut. Sehingga diperlukan penghitungan volume kanker sebelum dan sesudah terapi dilakukan.

DASAR TEORI

CT *Scan* adalah salah satu pemeriksaan radiologi yang menggunakan sinar-X untuk menghasilkan citra penampang lintang suatu objek. CT *Scan* menggunakan prinsip atenuasi atau pelemahan sinar-X didalam suatu objek. Tubuh manusia terdiri berbagai organ atau jaringan yang memiliki komposisi dan densitas

yang berbeda. Komposisi dan densitas jaringan ini sangat menentukan besar sinar-X yang diserap oleh jaringan [2]. Metode Scan ada dua yaitu metode sekuensial dan metode spiral. Pada metode sekuensial akuisisi data terjadi tanpa adanya pergerakan meja. Sedangkan pada metode spiral tabung sinar-X berotasi secara kontinu mengelilingi pasien dan meja pemeriksaan bergerak dengan kecepatan yang tetap [3].

Citra secara harfiah adalah gambar pada bidang dwimatra (dua dimensi). Ditinjau dari sudut pandang matematis, citra merupakan fungsi menerus (*continue*) dari intensitas cahaya pada bidang dwimatra. Sumber cahaya menerangi objek, objek memantulkan kembali sebagian dari berkas cahaya tersebut. Pantulan cahaya ini ditangkap oleh alat-alat optik, misalnya mata pada manusia, kamera, pemindai (*scanner*), dan sebagainya, sehingga bayangan objek yang disebut citra tersebut terekam [4]. Pengolahan citra adalah pemrosesan citra, khususnya dengan menggunakan komputer, menjadi citra yang kualitasnya lebih baik.

Citra biner (*binary image*) adalah citra yang hanya mempunyai dua nilai derajat keabuan yaitu hitam dan putih [4]. Konversi citra hitam putih ke citra biner adalah:

a. Pengambangan

Konversi dari citra hitam-putih ke citra biner dilakukan dengan operasi pengambangan (*thresholding*). Operasi pengambangan mengelompokkan nilai derajat keabuan setiap *pixel* ke dalam dua kelas, hitam dan putih. Dua pendekatan yang digunakan dalam operasi pengambangan adalah pengambangan secara global dan pengambangan secara lokal.

Pada pengambangan secara global (*global image thresholding*) Setiap *pixel* di dalam citra dipetakan ke dua nilai, 1 atau 0 dengan fungsi pengambangan:

$$f_B(i, j) = \begin{cases} 1, & f_g(i, j) \leq T \\ 0, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (1)$$

yang dalam hal ini, $f_g(i, j)$ adalah citra hitam-putih, $f_B(i, j)$ adalah citra biner dan T adalah nilai ambang yang dispesifikasikan. Dengan

operasi pengambangan tersebut, objek dibuat berwarna gelap (1 atau hitam) sedangkan latar belakang berwarna terang (0 atau putih). Nilai ambang T dipilih sedemikian sehingga galat yang diperoleh sekecil mungkin. Pengambangan secara lokal dilakukan terhadap daerah-daerah di dalam citra.

b. Penapis luas

Proses pengambangan menghasilkan citra biner. Seringkali citra biner yang dihasilkan mengandung beberapa daerah yang dianggap sebagai gangguan.

c. Segmentasi citra biner

Proses awal yang dilakukan dalam menganalisis objek di dalam citra biner adalah segmentasi objek. Proses segmentasi bertujuan mengelompokkan *pixel-pixel* objek menjadi wilayah (region) yang merepresentasikan objek.

Metode integrasi trapesium adalah metode integrasi numerik yang didapatkan dengan mengintegrasikan formula interpolasi linear, dituliskan sebagai berikut [5]:

$$I = \int_a^b f(x) dx = \frac{b-a}{2} (f(a) + f(b)) \quad (2)$$

Persamaan (2.2) bisa diperluas untuk banyak interval. Untuk N interval dengan jarak langkah h, perluasan aturan trapesium adalah sebagai berikut:

$$I = \int_a^b f(x) dx = \frac{h}{2} (f(a) + \sum_{j=1}^{N-1} f(a + j\Delta) + f(b)) \quad (3)$$

dimana,

$$\Delta = \frac{(b-a)}{N} \quad (4)$$

Persamaan bisa dituliskan dalam ekivalennya, yaitu:

$$I = \frac{h}{2} (f_0 + 2f_1 + 2f_2 + \dots + 2f_{N-1} + f_N) \quad (5)$$

dimana,

$$f_0 = f(a) \quad (6)$$

$$f_1 = f(a + \Delta) \quad (7)$$

$$f_i = f(a + i\Delta) \quad (8)$$

METODE PENELITIAN

Penelitian ini menggunakan beberapa instrumentasi antara lain pesawat CT Scan yang dimiliki oleh Rumah Sakit Tugurejo sebagai

sumber radiasi, seperangkat *Phantom acrylic silindris* PMMA yang dimiliki oleh Laboratorium Training Center Undip. Peralatan yang digunakan ditunjukkan pada gambar 1.

Prosedur penelitian pengukuran dan penghitungan volume *phantom* dari citra CT Scan diawali dengan memastikan bahwa kondisi alat berikut parameternya dalam keadaan siap digunakan. Penelitian ini dilakukan dalam dua tahap. Semua tahap memiliki prosedur penelitian yang sama yaitu mengukur dan menghitung volume *phantom* dengan menggunakan penggaris kemudian dibandingkan dengan mengukur dan menghitung volume *phantom* dari citra CT Scan.



Gambar 1. (a) Pesawat CT Scan, (b) *body phantom* PMMA

Adapun perbedaan dari semua tahap tersebut adalah pada penggunaan variabel tidak tetapnya, yaitu pengaturan letak *phantom* terhadap *central ray* pada saat dilakukan *scanning* pada *phantom body*. Penelitian dilakukan dengan *scanning phantom*. *Body phantom* diameter 320 mm, tegangan 130 kV, arus tabung 93 mAs dan *slice thickness* 8 mm dengan variabel tidak tetapnya adalah posisi *phantom* terhadap *central ray* dengan peletakan *phantom* pada tepi kanan, tepi kiri meja pemeriksaan. *Scanning* dilakukan sebanyak 3 kali. Setelah *scanning* data didapatkan maka volume *phantom* dari citra dapat dilakukan penghitungan volume *phantom* dari hasil citra. Penyelesaian penghitungan volume *phantom* dengan menggunakan metode integrasi trapesium.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengolahan citra dimulai dengan mengubah citra *gray scale* menjadi citra biner. Salah satu sampel citra *gray scale* dan hasil citra biner berturut-turut ditampilkan pada gambar 2 (a) dan (b).

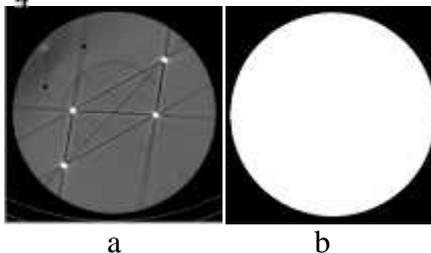
Sebelum penghitungan volume *phantom* dari citra CT Scan, melakukan penghitungan luas alas *phantom* terlebih dahulu. Volume *phantom* adalah integral dari luas alas *phantom*. Pada citra, luas alas *phantom* adalah luas *slice thickness* yang telah diubah menjadi citra biner.

Penghitungan luas alas *phantom* sebenarnya menggunakan rumus alas tabung dengan diameter 320 mm. Sehingga dirumuskan sebagai berikut:

$$A = \frac{1}{4} \pi d^2 = 80424,77 \text{ mm}^2$$

Penghitungan volume *phantom* sebenarnya menggunakan rumus tabung dengan diameter 320 mm dan tinggi 144 mm. Sehingga dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$V = \frac{1}{4} \pi d^2 t = 11581167,16 \text{ mm}^3$$



Gambar 2 (a) Citra *gray scale*, (b) Citra biner

Penghitungan luas alas *phantom* yaitu dengan mengintegrasikan luas per baris. Metode yang digunakan yaitu menggunakan metode integrasi trapesium adalah sebagai berikut:

$$A = \frac{h}{2} L_0 + 2L_1 + 2L_2 + \dots + 2L_{511} + L_{512}$$

dimana,

h = jarak antar pixel

L = luas per baris

Hasil penghitungan luas alas *phantom* masih dalam satuan *pixel*. Sehingga harus dikonversi menjadi satuan mm^2 yaitu dengan rumus sebagai berikut:

$$\text{luas mm}^2 = \text{luas(pixel)} \times \text{pixel} \times \text{pixel}$$

Untuk menghitung persentase *error* dari penghitungan luas alas *phantom* sebenarnya

dengan luas alas *phantom* dari citra CT Scan yaitu dengan rumus sebagai berikut:

$$\text{persentase error} = \frac{L_{CT} - L_{sebenarnya}}{L_{sebenarnya}} \times 100\%$$

Hasil penghitungan luas alas *phantom* tegak lurus *central ray* dapat ditampilkan pada tabel 1.

Tabel 1 Luas alas *phantom* tegak lurus *central ray*

<i>Slice thickness</i> ke-	luas sebenarnya (mm^2)	luas CT (mm^2)	Persentase error (%)
1	80424,77	79921,34	0,63
2	80424,77	79748,25	0,84
3	80424,77	79756,47	0,83
4	80424,77	79738,66	0,85
5	80424,77	79732,73	0,86
6	80424,77	79723,59	0,87
7	80424,77	79718,57	0,88
8	80424,77	79699,85	0,90
9	80424,77	79697,11	0,90
10	80424,77	79691,17	0,91
11	80424,77	79690,71	0,91
12	80424,77	79679,75	0,93
13	80424,77	79679,29	0,93
14	80424,77	79669,70	0,94
15	80424,77	79671,07	0,94
16	80424,77	79664,22	0,95
17	80424,77	79675,64	0,93
18	80424,77	79859,23	0,70

Hasil penghitungan luas alas *phantom* pada pergeseran posisi ke kanan 30 mm terhadap *central ray* dapat ditampilkan pada tabel 2.

Tabel 2. Luas alas *phantom* pada pergeseran posisi ke kanan 30 mm

<i>Slice thickness</i> ke-	luas sebenarnya (mm^2)	Luas CT (mm^2)	persentase error (%)
1	80424,77	79799,63	0,78
2	80424,77	79605,83	1,01
3	80424,77	79610,28	1,01
4	80424,77	79616,71	1,00
5	80424,77	79614,24	1,00
6	80424,77	79610,28	1,01

7	80424,77	79611,77	1,01
8	80424,77	79614,24	1,00
9	80424,77	79620,67	1,00
10	80424,77	79612,26	1,01
11	80424,77	79620,67	1,00
12	80424,77	79612,26	1,01
13	80424,77	79618,19	1,00
14	80424,77	79629,56	0,99
15	80424,77	79630,55	0,99
16	80424,77	79632,04	0,99
17	80424,77	79636,49	0,98
18	80424,77	79651,31	0,96

Hasil penghitungan luas alas *phantom* pada pergeseran posisi ke kiri 50 mm terhadap *central ray* dapat ditampilkan pada tabel 3.

Tabel 3. Luas alas *phantom* pada pergeseran posisi ke kiri 50 mm

<i>Slice thickness</i> ke-	luas sebenarnya (mm ²)	Luas CT (mm ²)	persentase <i>error</i> (%)
1	80424,77	79816,90	0,76
2	80424,77	79612,25	1,01
3	80424,77	79623,47	1,00
4	80424,77	79618,53	1,00
5	80424,77	79619,43	1,00
6	80424,77	79616,29	1,00
7	80424,77	79626,61	0,99
8	80424,77	79624,37	1,00
9	80424,77	79629,30	0,99
10	80424,77	79622,12	1,00
11	80424,77	79623,92	1,00
12	80424,77	79623,92	1,00
13	80424,77	79626,61	0,99
14	80424,77	79625,27	0,99
15	80424,77	79632,89	0,98
16	80424,77	79633,34	0,98
17	80424,77	79644,11	0,97
18	80424,77	79647,71	0,97

Setelah menghitung luas alas *phantom*, kemudian dapat menghitung volume *phantom* dengan mengintegrasikan luas alas *phantom*. Metode yang digunakan sama seperti menghitung luas alas *phantom* yaitu

menggunakan metode integrasi trapesium sebagai berikut:

$$V = \frac{h}{2} A_0 + 2A_1 + 2A_2 + \dots + 2A_{17} + A_{18}$$

dimana,

$$h = \text{jarak slice thickness}$$

$$A = \text{luas per slice thickness}$$

Volume *phantom* adalah sebagai berikut:

$$V = \frac{8}{2} A_0 + 2A_1 + 2A_2 + \dots + 2A_{17} + A_{18}$$

Untuk menghitung persentase *error* dari penghitungan volume *phantom* sebenarnya dengan volume *phantom* dari citra CT Scan yaitu dengan rumus sebagai berikut:

$$\text{persentase error} = \frac{V_{CT} - V_{sebenarnya}}{V_{sebenarnya}} \times 100\%$$

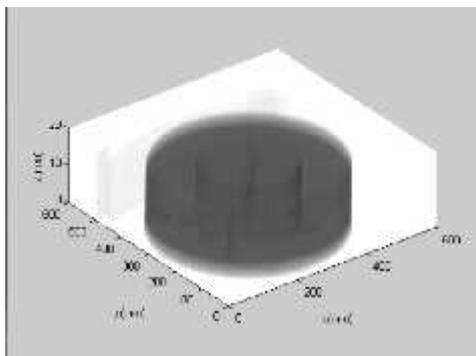
Hasil penghitungan volume *phantom* dapat ditampilkan pada tabel 4.

Tabel 4. Volume *phantom*

Posisi <i>phantom</i> terhadap <i>central ray</i>	volume sebenarnya (mm ³)	volume CT (mm ³)	persentase <i>error</i> (%)
Tegak lurus	11581167,16	11160708	3,63
Ke kanan 30 mm	11581167,16	11148172	3,74
Ke kiri 50 mm	11581167,16	11147320	3,73

Dari hasil penghitungan volume *phantom* citra CT Scan, persentase *error* yang paling kecil yaitu pada *phantom* dengan posisi *phantom* tegak lurus terhadap *central ray*. Adapun persentase *error*-nya yaitu sebesar 3,63 %. Persentase *error* volume *phantom* dengan pergeseran posisi ke kanan 30 mm dan pergeseran posisi ke kiri 50 mm memiliki volume yang dianggap sama karena selisih persentase *error* keduanya sebesar 0 %. Volume *phantom* dengan pergeseran posisi memiliki persentase *error* lebih besar dibandingkan posisi yang tegak lurus terhadap *central ray*. Adapun persentase *error*-nya yaitu sebesar 3,74 % sampai 3,75 %.

Penghitungan volume dengan posisi *phantom* tegak lurus terhadap *central ray* mempunyai keakuratan lebih tinggi dibandingkan penghitungan volume dengan pergeseran posisi *phantom*. Pasien dekat dengan *central ray* akan memproyeksikan gambar yang lebih besar dibandingkan posisi yang jauh dari *central ray*, karena pengaruh magnifikasi. Akan lebih akurat apabila pasien diposisikan tegak lurus dengan *central ray* [6]. Sampel visualisasi 3 D *body phantom* dapat ditampilkan pada gambar 4.2.



Gambar 4.2 Sampel visualisasi 3 D *body phantom*

KESIMPULAN

Dari penelitian yang telah dilakukan dapat disimpulkan beberapa hal sebagai berikut:

- a. Hasil penghitungan volume *phantom* berdasarkan analisa citra CT Scan dengan variasi posisi *phantom* tegak lurus, pergeseran ke kanan 30 mm, dan pergeseran ke kiri 50 mm terhadap *central ray* masing-masing 11160708 mm^3 , 11148172 mm^3 , 11149136 mm^3 .
- b. Analisa hasil penghitungan volume *phantom* dengan variasi pergeseran *central ray* yaitu penghitungan volume *phantom* dari citra CT Scan dengan persentase *error* paling kecil yaitu posisi *phantom* tegak lurus terhadap *central ray* sebesar 3,63 %. Pergeseran posisi *phantom* ke kanan 30 mm dan ke kiri 50 mm terhadap *central ray* memiliki persentase *error* yang dianggap sama karena memiliki selisih yaitu sebesar 0,01%. Pergeseran posisi ke kanan 30 mm dan ke kiri 50 mm memiliki persentase *error* lebih

besar dibandingkan posisi *phantom* tegak lurus terhadap *central ray*. Adapun persentase *error*-nya yaitu sebesar 3,73 % sampai 3,74 %. Penghitungan volume *phantom* lebih akurat dengan *phantom* yang diposisikan tegak lurus *central ray*.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Bushberg, J. T., 2002, "The Essential Physics of Medical Imaging", Second Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia USA.
- [2] Bushong, S.C., 2001, "Radiologic Science for Technologist Physics", Biologic and Protection", The CV. Mosby Company, United States of America
- [3] Carderquist, B, (2008), "Evaluation of Two Thin CT Dose Profiler Detector and New Way to Perform QA in a CTDI Head Phantom", Department of Radiation Physics Goteborg University : Sweden
- [4] Munir, Renaldi, 2004, "Pengolahan Citra Digital", Informatika, Bandung
- [5] Chaptra, S. C., 2012, "Applied Numerical Methods with MATLAB", 3rd Edition, McGraw-Hill, New York
- [6] American Association of Physicist in Medicine, 2011. "Size-Specific Dose Estimate (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations", America: AAPM Report No.204