

PENGARUH DIAMETER *PHANTOM* DAN TEBAL *SLICE* TERHADAP NILAI *CTDI* PADA PEMERIKSAAN MENGGUNAKAN *CT-SCAN*

Dinda Dyesti Aprilyanti¹, Dian Milvita¹, Heru Prasetyo², Helfi Yulianti²

¹Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas
Kampus Unand, Limau Manis, Padang, 25163

²PTKMR BATAN Jakarta

e-mail: dinda_dyesti@yahoo.com

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian mengenai pengaruh diameter *phantom* dan tebal *slice* terhadap nilai *CTDI* pada pemeriksaan menggunakan *CT-Scan*. *CTDI* merupakan metode yang digunakan untuk menghitung jumlah dosis radiasi yang diterima oleh pasien akibat pemeriksaan menggunakan *CT-Scan*. Penelitian dilakukan dengan pengambilan data *CTDI* pada *phantom* menggunakan detektor *Unfors Xi Set* dan pengambilan data *CTDI* pada pasien yang terdiri dari 15 orang pasien. Hasil penelitian menunjukkan bahwa (1) semakin besar diameter *phantom* dan tebal *slice* yang digunakan maka semakin kecil nilai *CTDI* yang dihasilkan, begitu juga sebaliknya. (2) Nilai *CTDI* yang diterima *phantom* pada posisi detektor arah jam 12, 9 dan 3 lebih besar dari nilai *CTDI* pada posisi detektor arah jam 6 dan posisi pusat. (3) Nilai *CTDI* pada *phantom* lebih kecil dari nilai *CTDI* berdasarkan SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03. (4) Nilai *CTDI* pada *phantom* lebih besar dari nilai *CTDI* pada pasien, tetapi keduanya masih berada di bawah nilai batas dosis yang direkomendasikan oleh BAPETEN.

Kata kunci: *phantom*, tebal *slice*, *CTDI*, *CT-Scan*, detektor *Unfors Xi Set*

ABSTRACT

The research about the influence of phantom diameter and slice thickness to CTDI value of examination using CT-Scan has been done. CTDI is the method used to calculate the amount of radiation dose that has been received by patient during the examination using CT-Scan. This research has been performed by taking CTDI data at phantom using Unfors Xi Set detector and taking CTDI data of patients which consist of 15 patients. The result of this research indicates that (1) the larger of phantom diameter and slice thickness used, the smaller of CTDI value produced, and vice versa. (2) CTDI value received by phantom if detector at 12 o'clock, 9 o'clock, 3 o'clock directions is bigger than CTDI value if detector position at 6 o'clock direction and the center position. (3) CTDI value at phantom is smaller than CTDI value required on SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03. (4) CTDI value at phantom is bigger than CTDI value at patients, but both of them are still below the dose limits recommended by BAPETEN.

Keywords: phantom, slice thickness, CTDI, CT-Scan, Unfors Xi Set detector

I. PENDAHULUAN

CT-Scan (Computed Tomography Scan) merupakan alat penunjang diagnostik yang menggunakan sinar-X melalui teknik tomografi dan komputerisasi modern untuk pemeriksaan organ tubuh manusia. Sejak diperkenalkan untuk pertama kali pada tahun 1972, *CT-Scan* telah berkembang menjadi alat pencitraan diagnostik yang sangat penting untuk beberapa aplikasi medis. Kemajuan pencitraan teknologi *CT-Scan* adalah perbaikan kualitas citra dan proses akuisisi data. Pemeriksaan menggunakan *CT-Scan* bertujuan untuk mengetahui ada atau tidaknya suatu kelainan pada organ tubuh manusia dengan menggunakan radiasi pengion terutama sinar-X, tanpa harus melakukan pembedahan sehingga didapat hasil diagnosis yang lebih optimal. Selain memberikan dampak positif bagi kehidupan manusia dan perkembangan ilmu kesehatan, *CT-Scan* juga memberikan dampak negatif bagi pasien yang menggunakan alat ini yaitu adanya radiasi pengion.

Dosis radiasi yang tinggi jika diterima tubuh pasien maka akan memberikan dampak yang bisa dirasakan secara langsung, maupun dalam jangka waktu yang lama seperti kerusakan jaringan pada tubuh, cacat pada keturunan, kanker, rambut rontok, kulit kemerah-merahan dan lainnya. Untuk menghindari dan meminimalisir dampak tersebut, maka pada saat penelitian digunakanlah *phantom* sebagai objek alat peraga pengganti tubuh pasien dengan diameter yang

bervariasi. Dosis radiasi yang diterima *phantom* pada saat melakukan proses *scanning* dihitung menggunakan *CTDI* (*Computed Tomography Dose Index*). *CTDI* merupakan metode yang digunakan untuk menghitung jumlah dosis radiasi yang diterima oleh pasien akibat pemeriksaan menggunakan *CT-Scan*.

Penelitian mengenai *CT-Scan* dan penggunaan *phantom* pernah dilakukan oleh Dewi (2008). Dewi melakukan perbandingan hasil pengukuran *CTDI* dan pengujian kualitas citra pada dua buah pesawat *CT-Scan*. Hasil yang diperoleh yaitu pengukuran *CTDI* pada pesawat *CT-Scan* merek *Philips* lebih kecil jika dibandingkan dengan pesawat *CT-Scan* merek *GE*, sedangkan kualitas citra untuk kedua pesawat masih berada pada nilai yang direkomendasikan. Penelitian selanjutnya dilakukan oleh Wibisono (2011). Wibisono melakukan koreksi geometri pada *phantom* diameter 10 cm, 16 cm dan 32 cm dengan metode *CTDI*. Hasil yang diperoleh yaitu diameter *phantom* yang digunakan untuk mewakili bagian tubuh tidak sesuai dengan diameter pasien pada umumnya, sedangkan nilai *CTDI* yang diterima *phantom* lebih besar pada diameter yang lebih kecil.

Penelitian yang telah dilakukan mengacu pada penelitian Wibisono (2011). Diameter *phantom* yang digunakan pada penelitian ini sama dengan diameter *phantom* yang digunakan oleh Wibisono. Diameter 10 cm digunakan untuk mewakili bagian kepala anak-anak, diameter 16 cm digunakan untuk mewakili bagian kepala dewasa dan diameter 32 cm digunakan untuk mewakili bagian perut dewasa. Pada penelitian ini dilakukan penambahan variasi tebal *slice* yaitu tebal potongan gambar yang dihasilkan untuk setiap pemeriksaan. Ukuran tebal *slice* yang dihasilkan dapat diatur pada perangkat komputer sesuai kebutuhan diagnosis. Semakin kecil ukuran tebal *slice* yang digunakan maka akan semakin jelas dan semakin rinci gambar yang dihasilkan sehingga bagian tubuh yang menjadi objek pemeriksaan dapat didiagnosis dengan baik.

Penelitian ini bertujuan untuk (1) mengetahui pengaruh diameter *phantom* dan tebal *slice* terhadap nilai *CTDI*. (2) mengetahui perbandingan nilai *CTDI* yang diterima *phantom* berdasarkan posisi detektor. (3) mengetahui perbandingan nilai *CTDI* pada *phantom* terhadap nilai *CTDI* berdasarkan SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03. (4) mengetahui perbandingan nilai *CTDI* pada *phantom* terhadap nilai *CTDI* pada pasien.

II. METODE

Alat yang digunakan pada penelitian ini adalah pesawat *CT-Scan* merek *Philips brilliance* yang berfungsi sebagai penghasil radiasi sinar-X, detektor *Unfors Xi Set* yang berfungsi sebagai alat ukur radiasi dan *phantom* yang berfungsi sebagai pengganti tubuh pasien.

2.1 Pengambilan dan Pengolahan Data *CTDI* pada *Phantom*

Pengambilan data *CTDI* dilakukan menggunakan variasi diameter *phantom* yaitu 10 cm, 16 cm dan 32 cm, serta variasi tebal *slice* yaitu 1,5 mm, 3 mm, 4,5 mm dan 9 mm yang diambil dalam tiap akuisisi. Pengukuran *CTDI* dilakukan dengan meletakkan detektor *pencil ion chamber* pada lima bagian yang terdapat dalam *phantom*, yaitu satu pada bagian pusat dan empat pada bagian tepi *phantom*. Detektor *pencil ion chamber* yang diletakkan pada bagian pusat *phantom* dilakukan untuk mendapatkan nilai $CTDI_{center}$ ($CTDI_c$). Sedangkan detektor *pencil ion chamber* yang diletakkan pada keempat bagian tepi *phantom* dilakukan untuk mendapatkan nilai $CTDI_{peripheral}$ ($CTDI_p$). Pengukuran pada sisi tepi *phantom* dilakukan dengan mengikuti arah jarum jam 12, 3, 6 dan 9 sesuai arah perputaran *gantry* pada pesawat *CT-Scan*.

Nilai *CTDI* yang diperoleh pada setiap bagian diolah menggunakan persamaan (1) untuk mendapatkan nilai $CTDI_{100.c}$ dan $CTDI_{100.p}$. $CTDI_{100}$ merupakan akumulasi dosis radiasi yang diukur menggunakan detektor *pencil ion chamber* dengan panjang aktif detektor 100 mm, yang ditunjukkan pada Persamaan 1 (Tsalafoutas, 2011).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{50mm}^{50mm} D(z) dz \quad (1)$$

Kemudian nilai $CTDI_{100.c}$ dan $CTDI_{100.p}$ diolah menggunakan persamaan (2) untuk mendapatkan nilai $CTDI_w$. $CTDI_w$ merupakan jumlah dosis radiasi yang diukur menggunakan

detektor *pencil ion chamber* pada bagian pusat dan tepi *phantom*, yang ditunjukkan pada Persamaan 2 (Tsalafoutas, 2011).

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

Nilai $CTDI_w$ yang diperoleh untuk setiap diameter *phantom* dan tebal *slice* di-plot untuk mengetahui pengaruh variasi diameter *phantom* dan variasi tebal *slice* yang digunakan terhadap perubahan nilai $CTDI$. Hal ini dilakukan untuk menghasilkan suatu persamaan atau fungsi hubungan yang dapat menggambarkan korelasi antara diameter *phantom* terhadap nilai $CTDI_w$ dan korelasi antara tebal *slice* terhadap nilai $CTDI_w$. Persamaan atau fungsi hubungan yang diperoleh kemudian dapat digunakan untuk mengestimasi nilai $CTDI$ pada pasien yang diameter kepala atau perutnya tidak sama dengan diameter *phantom* yang digunakan.

2.2 Pengambilan dan Pengolahan Data $CTDI$ pada Pasien

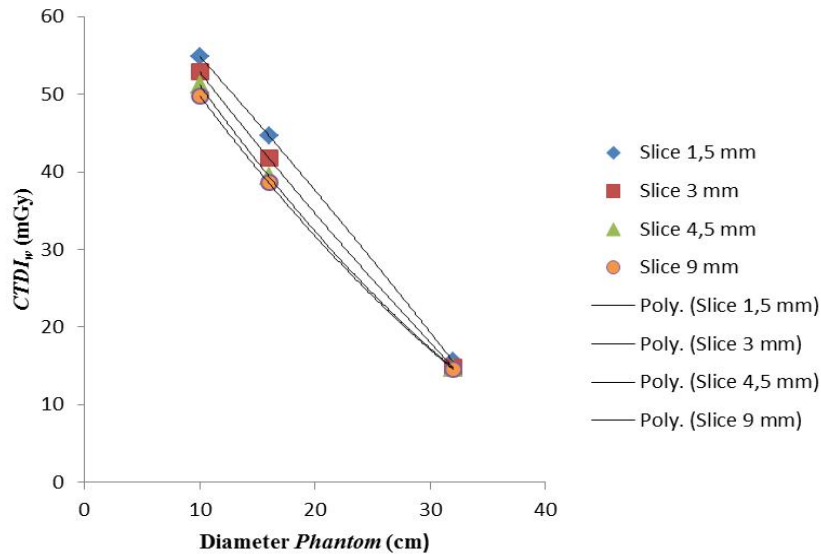
Pengambilan data $CTDI$ pada pasien dilakukan menggunakan pesawat *CT-Scan* yang sama dengan pengambilan data $CTDI$ pada *phantom*. Data $CTDI$ diambil dari 15 pasien yang melakukan pemeriksaan sesuai bagian tubuh yang diteliti, yaitu 5 pasien untuk pemeriksaan kepala anak-anak, 5 pasien untuk pemeriksaan kepala dewasa dan 5 pasien untuk pemeriksaan perut dewasa.

Data $CTDI$ pasien yang melakukan pemeriksaan dapat dilihat pada *consul*. *Consul* merupakan perangkat komputer yang digunakan untuk pengaturan dan rekontruksi data yang dihasilkan dari pesawat *CT-Scan*. Nilai $CTDI$ yang diterima pasien pada setiap pemeriksaan kemudian dibandingkan terhadap nilai $CTDI$ yang diterima *phantom*. Hal ini dilakukan untuk mengetahui perbandingan nilai $CTDI$ yang diterima pada dua medium yang berbeda meskipun menggunakan pesawat *CT-Scan* yang sama. Nilai $CTDI$ yang dihasilkan dari kedua medium yang berbeda ini digunakan untuk mengetahui perbandingan nilai $CTDI$ pada *phantom* dengan nilai $CTDI$ pada pasien.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1 Pengaruh Diameter *Phantom* Terhadap Nilai $CTDI$

Korelasi yang dihasilkan antara diameter *phantom* terhadap nilai $CTDI_w$ untuk setiap tebal *slice* ditunjukkan pada Gambar 1.



Gambar 1 Korelasi antara diameter *phantom* terhadap nilai $CTDI_w$

Dari Gambar 1 terlihat bahwa semakin besar diameter *phantom* yang digunakan semakin kecil nilai $CTDI_w$ yang dihasilkan, begitu juga sebaliknya. Hal ini disebabkan pengaruh diameter *phantom* dalam menerima radiasi yang dipancarkan pesawat *CT-Scan*. Jika diameter

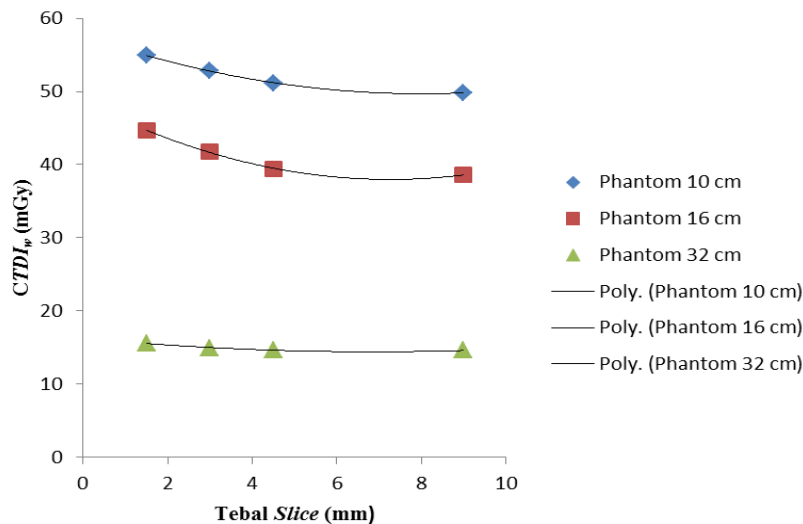
phantom yang digunakan besar, maka dosis radiasi yang dipancarkan memiliki area penyinaran yang lebih luas. Hal ini mengakibatkan dosis radiasi akan menyebar dan terbagi pada area yang lebih luas sehingga dosis radiasi yang diterima *phantom* menjadi lebih kecil. Sedangkan jika diameter *phantom* yang digunakan kecil, maka dosis radiasi yang dipancarkan memiliki area penyinaran yang lebih kecil. Hal ini mengakibatkan dosis radiasi akan terfokus pada area yang lebih kecil sehingga dosis radiasi yang diterima akan lebih besar (IAEA, 2007). Dari Gambar 1 dihasilkan nilai fungsi hubungan (y) dan koefisien korelasi (R^2) untuk setiap tebal *slice* yang ditunjukkan pada Tabel 1. Nilai fungsi hubungan yang dihasilkan berbeda-beda, sedangkan nilai koefisien korelasi tetap dalam nilai yang sama yaitu 1. Hal ini menunjukkan bahwa hubungan yang terbentuk antara diameter *phantom* terhadap nilai $CTDI_w$ semakin kuat.

Tabel 1 Nilai fungsi hubungan (y) dan koefisien korelasi (R^2)

<i>Slice</i> 1,5 mm	<i>Slice</i> 3 mm	<i>Slice</i> 4,5 mm	<i>Slice</i> 9 mm
$y = -0,005x^2 - 1,568x + 71,093$	$y = 0,007x^2 - 2,047x + 72,558$	$y = 0,018x^2 - 2,430x + 73,621$	$y = 0,017x^2 - 2,310x + 71,23$
$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$	$R^2 = 1$

3.2 Pengaruh Tebal *Slice* Terhadap Nilai $CTDI$

Korelasi yang dihasilkan antara tebal *slice* terhadap nilai $CTDI_w$ untuk setiap diameter *phantom* ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 2 Korelasi antara tebal *slice* terhadap nilai $CTDI_w$

Tabel 2 Nilai fungsi hubungan (y) dan koefisien korelasi (R^2)

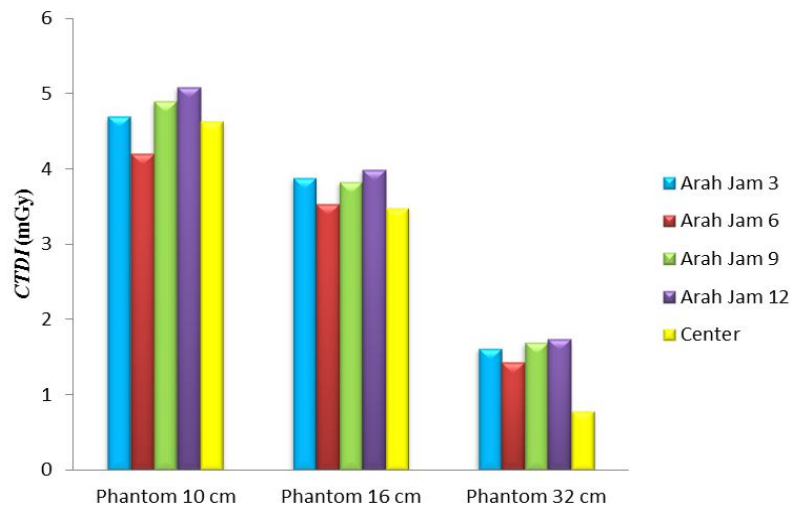
<i>Phantom</i> 10 cm	<i>Phantom</i> 16 cm	<i>Phantom</i> 32 cm
$y = 0,123x^2 - 1,978x + 57,607$	$y = 0,203x^2 - 2,947x + 48,676$	$y = 0,039x^2 - 0,546x + 16,273$
$R^2 = 0,9995$	$R^2 = 0,9992$	$R^2 = 0,9657$

Dari Gambar 2 terlihat bahwa semakin besar tebal *slice* yang digunakan maka semakin kecil nilai $CTDI$ yang dihasilkan, begitu juga sebaliknya. Hal ini terjadi karena dosis radiasi yang diterima *phantom* menggunakan tebal *slice* yang lebih kecil menyebabkan dosis radiasi tertuju pada satu titik dengan ukuran yang telah ditentukan, sehingga dosis radiasi yang diterima akan lebih besar. Selain itu, dosis radiasi yang diterima *phantom* lebih besar juga disebabkan area yang menjadi fokus penyinaran ketika proses *scanning* berlangsung lebih kecil sehingga pada area tersebut banyak terpapari dosis radiasi, begitu juga sebaliknya.

Besar kecilnya ukuran tebal *slice* yang digunakan tergantung pada kebutuhan diagnosis dari objek yang diperiksa. Semakin kecil ukuran tebal *slice* yang digunakan maka akan semakin jelas dan semakin rinci gambar yang dihasilkan sehingga bagian tubuh yang menjadi objek pemeriksaan dapat didiagnosis dengan baik. Jika bagian tubuh yang diperiksa memerlukan diagnosis yang lebih teliti, maka dapat digunakan ukuran tebal *slice* yang lebih kecil. Ukuran tebal *slice* yang digunakan biasanya juga tergantung pada struktur jaringan yang menyusun bagian tubuh yang diperiksa. Semakin tinggi tingkat kerapatan dari struktur jaringan bagian tubuh tertentu maka akan semakin kecil tebal *slice* yang digunakan agar gambar yang dihasilkan lebih jelas dan lebih rinci. Dari Gambar 2 dihasilkan nilai fungsi hubungan dan koefisien korelasi untuk setiap diameter *phantom*, yang ditunjukkan pada Tabel 2. Nilai fungsi hubungan dan koefisien korelasi yang dihasilkan berbeda-beda. Untuk nilai koefisien korelasi tidak ada yang bernilai 1, tetapi nilai yang dihasilkan tidak terlalu jauh karena hampir mendekati 1. Hal ini menunjukkan hubungan yang terbentuk antara tebal *slice* terhadap nilai $CTDI_w$ semakin kuat atau saling mempengaruhi.

3.3 Perbandingan Nilai $CTDI$ yang Diterima *Phantom* Berdasarkan Posisi Detektor

Perbandingan nilai $CTDI$ yang diterima untuk setiap posisi detektor ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3 Perbandingan nilai $CTDI$ berdasarkan posisi detektor

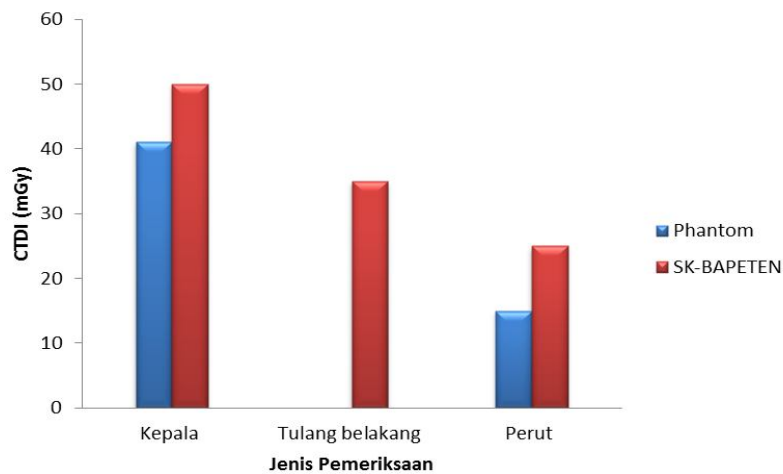
Dari Gambar 3 terlihat bahwa nilai $CTDI_p$ yang diterima pada arah jam 12 lebih besar dari arah yang lain. Hal ini disebabkan pada saat proses *scanning* dimulai pergerakan *gantry* diawali dari arah jam 12 sehingga radiasi yang dipancarkan terlebih dulu diterima pada posisi jam 12. Selain itu, pergerakan *gantry* juga diakhiri pada arah jam 12 sehingga dosis radiasi yang diterima detektor dua kali lebih banyak dari arah yang lain. Nilai $CTDI_p$ pada arah jam 9 dan jam 3 juga terlihat lebih besar jika dibandingkan dengan nilai $CTDI_p$ pada arah jam 6. Hal ini disebabkan pengaruh dari kemiringan meja pasien tempat diposisikannya *phantom* pada saat melakukan proses *scanning*. Meja pasien tidak berada pada posisi yang seharusnya, meja terlihat lebih miring ke arah jam 9, 12 dan 3. Hal ini mengakibatkan detektor yang ditempatkan dalam *phantom* berada lebih dekat dari sumber radiasi, sehingga dosis radiasi yang diterima akan lebih banyak.

Untuk nilai $CTDI_p$ yang diterima pada arah jam 6 lebih kecil dari arah lain. Selain diakibatkan karena pengaruh kemiringan meja, dosis radiasi yang diterima juga dipengaruhi oleh posisi detektor yang terhalang meja tempat diposisikannya *phantom*. Pada saat *gantry* berputar menuju arah jam 6, radiasi yang dipancarkan dari sumber radiasi tidak langsung mengenai *phantom* karena akan berinteraksi terlebih dahulu dengan meja pasien. Ketebalan meja pasien sangat mempengaruhi besarnya dosis radiasi yang diterima oleh detektor. Waktu yang dibutuhkan untuk berinteraksi akan mempengaruhi intensitas dosis radiasi yang sampai

menuju detektor, sehingga jumlah dosis radiasi yang diterima akan berkurang dari jumlah semula. Untuk nilai $CTDI_c$ yang diterima pada posisi detektor bagian pusat (*center*) lebih kecil karena dosis radiasi yang dipancarkan dari pesawat *CT-Scan* akan berinteraksi terlebih dahulu dengan permukaan dan bagian dalam *phantom* sebelum sampai ke detektor, sehingga dosis radiasi yang diterima akan lebih kecil.

3.4 Perbandingan Nilai $CTDI$ pada *Phantom* Terhadap Nilai $CTDI$ Berdasarkan SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03.

Perbandingan nilai $CTDI$ pada *phantom* terhadap nilai $CTDI$ berdasarkan SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03 ditunjukkan pada Gambar 4.



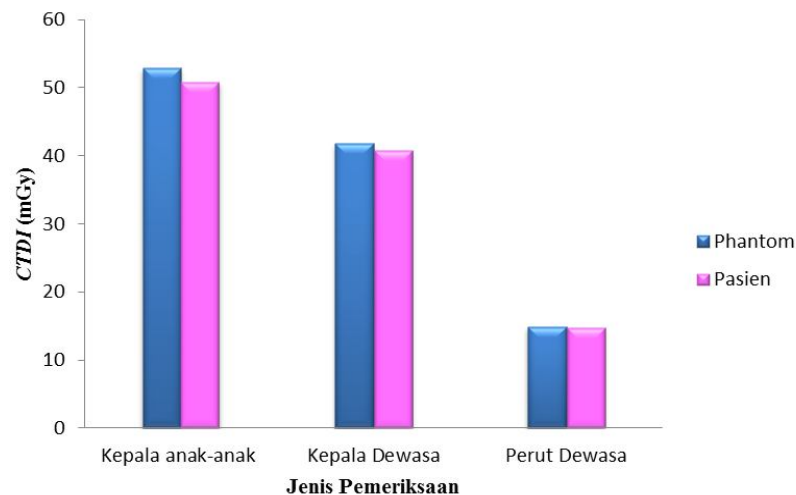
Gambar 4 Perbandingan nilai $CTDI$ pada *phantom* terhadap nilai $CTDI$ berdasarkan SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03

Dari Gambar 4 terlihat bahwa nilai $CTDI$ yang dihasilkan pada *phantom* 16 cm (kepala) dan 32 cm (perut) dengan nilai $CTDI$ yang ditetapkan berdasarkan SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03. Nilai $CTDI$ untuk bagian tulang belakang tidak diperoleh karena pada penelitian tidak dilakukan pengukuran $CTDI$ untuk bagian tulang belakang. Hal ini disebabkan tidak tersedianya *phantom* yang mewakili bagian tulang belakang. Hasil penelitian pada *phantom* 10 cm yang ditujukan untuk pemeriksaan bagian kepala anak-anak tidak dapat dibandingkan. Hal ini karena tidak adanya NBD (Nilai Batas Dosis) yang direkomendasikan BAPETEN untuk pemeriksaan anak-anak.

Nilai $CTDI$ yang diperoleh pada *phantom* lebih kecil jika dibandingkan dengan nilai $CTDI$ berdasarkan SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03. Hal ini menunjukkan bahwa banyaknya dosis radiasi yang diterima *phantom* pada saat melakukan proses *scanning* masih berada di bawah NBD yang direkomendasikan oleh BAPETEN. Nilai $CTDI$ pada *phantom* 16 cm dan 32 cm jika diterima pasien, maka akan memberikan distribusi yang sangat baik karena pasien tidak akan menerima dosis radiasi melebihi batas yang diperkenankan sehingga efek yang diterima pasien juga tidak terlalu berbahaya.

3.5 Perbandingan Nilai $CTDI$ pada *Phantom* Terhadap Nilai $CTDI$ pada Pasien.

Pengambilan data $CTDI$ pada pasien dilakukan menggunakan tebal *slice* 3 mm, hal ini karena pasien yang melakukan pemeriksaan umumnya menggunakan *slice* dengan ketebalan 3 mm. Oleh karena itu, nilai $CTDI$ pada *phantom* ($CTDI_w$) yang digunakan untuk perbandingan adalah nilai $CTDI$ yang dihasilkan pada tebal *slice* 3 mm. Perbandingan nilai $CTDI$ yang diterima kedua medium yang berbeda ditunjukkan pada Gambar 5.



Gambar 5 Perbandingan nilai *CTDI* pada *phantom* terhadap nilai *CTDI* pada pasien

Dari Gambar 5 terlihat bahwa nilai *CTDI* yang diterima *phantom* lebih besar jika dibandingkan nilai *CTDI* yang diterima pasien. Perbedaan nilai *CTDI* yang diterima oleh kedua medium tidak terlalu signifikan. Hal ini terlihat dari nilai *CTDI* yang dihasilkan tidak jauh berbeda. Jika pada pembahasan sub 3.4 nilai *CTDI* pada *phantom* masih berada di bawah NBD, maka nilai *CTDI* pada pasien juga masih berada di bawah NBD yang direkomendasikan oleh BAPETEN karena nilai *CTDI* pada pasien lebih kecil dari nilai *CTDI* pada *phantom*.

IV. KESIMPULAN

Dari penelitian yang telah dilakukan diperoleh kesimpulan bahwa semakin besar diameter *phantom* yang digunakan maka semakin kecil nilai *CTDI* yang dihasilkan, begitu juga sebaliknya. Semakin besar tebal *slice* yang digunakan maka semakin kecil nilai *CTDI* yang dihasilkan, begitu juga sebaliknya. Besar kecilnya ukuran tebal *slice* yang digunakan bertujuan untuk mendapatkan hasil gambaran yang lebih optimal sehingga dapat didiagnosis dengan baik. Nilai *CTDI* yang diterima *phantom* pada posisi detektor arah jam 12, 9 dan 3 lebih besar dari nilai *CTDI* pada posisi detektor arah jam 6 dan posisi pusat (*center*). Hal ini disebabkan meja tempat diposisikannya *phantom* pada saat melakukan pemeriksaan lebih miring ke arah jam 12, 9 dan 3, sehingga detektor yang berada pada posisi tersebut menerima dosis radiasi yang lebih besar karena lebih dekat dengan sumber radiasi. Nilai *CTDI* pada *phantom* lebih kecil dari nilai *CTDI* berdasarkan SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03, hal ini menunjukkan bahwa nilai *CTDI* yang diterima *phantom* masih berada di bawah NBD yang direkomendasikan oleh BAPETEN. Nilai *CTDI* pada *phantom* lebih besar dari nilai *CTDI* pada pasien, tetapi nilai *CTDI* yang diterima keduanya masih berada di bawah NBD yang direkomendasikan oleh BAPETEN.

DAFTAR PUSTAKA

- Dewi, M., 2008, Implementasi Program QC (*Quality Control*) Pada Pesawat CT-Scan, *Skripsi*, Fakultas MIPA, Universitas Andalas, Padang.
- IAEA, 2007, Dosimetry in Diagnostic Radiology : An International Code of Practice, Technical Reports Series no. 457, Vienna, Austria.
- Tsalafoutas, I.A., 2011, A Method for Calculating Dose Length Product from CT DICOM Images, Volume 43, *The British Journal of Radiology*, halaman 236.
- Wibisono, N.I., 2011, Koreksi Geometri Pengukuran Dosis pada Phantom Menggunakan Metode CTDI, *Skripsi*, Fakultas MIPA, Universitas Indonesia, Jakarta.
- SK-BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03, 2003, Tentang Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik, Badan Pengawas Tenaga Nuklir, Indonesia, <http://www.bapeten.go.id>, diakses Juli 2012.