



IndoseCT

Versi 20.b

Perangkat Lunak untuk Menghitung dan Mengelola
Dosis Radiasi *Computed Tomography*
pada Individu Pasien

Manual-Bahasa Indonesia

Dikembangkan oleh:

Choirul Anam (Diponegoro University)

Fahmi R. Mahdani (Diponegoro University)

Freddy Haryanto (Bandung Institute of Technology)

Rena Widita (Bandung Institute of Technology)

Idam Arif (Bandung Institute of Technology)

Khoerun N. Syaja'ah (Bandung Institute of Technology)

Geoff Dougherty (California State University Channel Islands)

Indonesia, 2020

DISCLAIMER:

Publikasi ini didasarkan pada sumber dan informasi yang diyakini dapat dipercaya, tetapi penulis tidak menjamin atau tidak memiliki kewajiban apa pun terhadap atau terkait dengan konten publikasi ini. IndoseCT dimaksudkan hanya untuk tujuan penelitian, bukan untuk aplikasi klinis.

HALAMAN SAMPUL	1
DISCLAIMER	2
DAFTAR ISI	3
I. PENDAHULUAN	5
1.1 Sekilas tentang IndoseCT	5
1.2 Fitur	5
1.3 <i>Developer</i>	8
1.4 Publikasi	8
1.5 Informasi	10
II. MENGINSTAL IndoseCT	11
2.1 Proses instalasi IndoseCT	11
2.2 Menjalankan IndoseCT	15
2.3 Membuat <i>shortcut</i> IndoseCT	16
2.4 Proses <i>uninstall</i> IndoseCT	19
III. BAGIAN UTAMA IndoseCT	22
IV. CITRA PASIEN	26
4.1 Membuka citra	26
4.2 Menampilkan citra	30
4.3 Memperbesar, memperkecil dan menggeser citra	32
4.4 Nilai piksel citra	33
4.5 <i>DICOM info</i>	34
4.6 Data pasien	35
V. MENENTUKAN CTDI_{vol}	37
5.1 Manual	37
5.2 Perhitungan	38
a. Satu <i>slice</i>	38
b. Pilihan 3D	42
5.3 Dari <i>DICOM info</i>	46
a. Satu <i>slice</i>	46
b. Pilihan 3D	48
VI. MENGHITUNG DIAMETER EFEKTIF (D_{eff})	50
6.1 Perhitungan manual	51
a. Menghitung D _{eff}	52
b. Menghitung D _{eff} dari AP	52
c. Menghitung D _{eff} dari LAT	53
d. Menghitung D _{eff} dari LAT+AP	54
e. Menghitung D _{eff} dari umur	54
6.2 Perhitungan dari citra	55

a.	Perhitungan manual	56
b.	Perhitungan otomatis (Auto)	57
c.	Perhitung Auto 3D	61
VII.	MENGHITUNG DIAMETER EKUIVALEN AIR (D_w)	65
7.1	Memasukkan D _w secara manual	65
7.2	Menghitung D _w dari citra	66
a.	Perhitungan D _w secara manual	67
	➤ Perhitungan D _w menggunakan <i>tool</i> Ellips	67
	➤ Perhitungan D _w menggunakan <i>tool</i> Polygon	68
b.	Perhitungan D _w secara otomatis (Auto)	70
c.	Perhitungan D _w dengan Auto 3D	76
VIII.	MENGHITUNG SIZE-SPECIFIC DOSE ESTIMATE (SSDE)	79
IX.	MENGHITUNG DOSIS EFEKTIF	82
X.	MENYIMPAN DATA	83
XI.	MENGHITUNG DOSIS ORGAN	86
11.1	Data Monte Carlo	86
11.2	Perhitungan langsung	88
XII.	ANALISIS DATA	94
XIII.	PENUTUP	104
XIV.	REFERENSI	105

I. PENDAHULUAN

1.1. Sekilas tentang IndoseCT

IndoseCT 15.a merupakan **IndoseCT** versi pertama, sedangkan **IndoseCT 20.b** adalah versi kedua. **IndoseCT** pertama kali dikembangkan pada tahun 2015. **IndoseCT** telah dicatat dalam Surat Pencatatan Ciptaan, Kementerian Hukum dan Hak Asasi Manusia, Republik Indonesia, Nomor 000217029, pada tanggal 12 Agustus 2020.

IndoseCT merupakan *software* untuk menghitung dan mendokumentasikan dosis radiasi dari setiap pasien yang menjalani pemeriksaan *computed tomography* (CT). *Software* ini tidak hanya menghitung dosis keluaran radiasi pesawat CT (dalam besaran *volume CT dose index*, $CTDI_{vol}$), tetapi juga dosis individual yang diterima oleh setiap pasien (dalam besaran *size-specific dose estimate*, SSDE) baik berdasarkan diameter efektif (D_{eff}) atau berdasarkan *water-equivalent diameter* (D_w). *Software* ini juga dapat menghitung keluaran radiasi dan dosis pasien untuk pesawat CT yang dilengkapi dengan teknik *tube current modulation* (TCM).

Selama ini, dosis CT dinyatakan dalam besaran $CTDI_{vol}$, padahal besaran tersebut hanya untuk menunjukkan *output* (keluaran) radiasi CT. Nilai $CTDI_{vol}$ dipengaruhi oleh hampir semua parameter masukan, seperti tegangan tabung (kVp), arus tabung (mA), waktu rotasi (s), *pitch*, lebar kolimasi, dan lain-lain. Namun demikian, sejak awal dikenalkan, $CTDI_{vol}$ memang bukan untuk menunjukkan dosis radiasi yang diterima pasien. Sebab, dosis pada setiap pesawat selain dipengaruhi oleh keluaran radiasi pesawat CT, juga ditentukan oleh karakteristik pasien yang menjalani pemeriksaan, misalnya ukuran pasien dan komposisi bagian tubuh yang diperiksa. Untuk menunjukkan dosis radiasi pasien, saat ini menggunakan besaran SSDE.

IndoseCT digunakan untuk mengestimasi dosis radiasi langsung pada setiap individu pasien menggunakan basis citra pasien tersebut atau dengan memasukkan data pasien secara manual. **IndoseCT** juga dapat digunakan untuk mengestimasi dosis organ dan dosis efektif. Dosis efektif merupakan dosis yang biasa digunakan untuk memperkirakan resiko timbulnya kanker pada masa depan dari pemeriksaan CT. **IndoseCT** ini, juga dilengkapi *tool* untuk menyimpan data dosimetri pasien dalam *database*. Dari *database* ini, **IndoseCT** dapat mengolah data dosimetri pasien dan menampilkannya dalam bentuk grafik sehingga menjadi informasi yang berguna untuk optimasi dosis bagi *stakeholder*, baik untuk fisikawan medis, dokter radiologi, menejemen rumah sakit atau badan pengawas pemanfaatan radiasi pengion.

1.2. Fitur

Fitur **IndoseCT 15.a** adalah sebagai berikut:

1. Menghitung *output* radiasi pesawat CT dalam besaran $CTDI_{vol}$ untuk beberapa merek CT dan *scanner* (untuk berbagai parameter arus tabung (mA), tegangan tabung (kV), *pitch*, dan *beam collimation*) (Data diadopsi dari ImPACT 1.04).
2. Menghitung *output* radiasi pesawat CT dalam besaran $CTDI_{vol}$ pada pesawat yang dilengkapi dengan teknik *tube current modulation* (TCM) atau *automatic exposure control* (AEC) (Anam et al. Int J Rad Res. 2018; 16(3): 289-297).
3. Menghitung diameter efektif (D_{eff}) untuk variasi umur, diameter *lateral* (LAT), diameter *anterior-posterior* (AP), dan gabungan LAT+AP). Fitur ini mirip dengan

kalkulator. *User* hanya melakukan *input* data pasien (berupa umur pasien, atau diameter LAT, atau diameter AP, dan gabungan LAT+AP) dan langsung diperoleh nilai D_{eff} (Data diadopsi dari AAPM TG 204).

4. Menghitung diameter efektif (D_{eff}) dari citra CT untuk 2D atau 3D, baik secara manual dan *full-otomatis*. Maksud perhitungan manual adalah bahwa *user* melakukan pengukuran secara manual dengan **line tool** pada citra pasien. Maksud perhitungan *full-otomatis* adalah bahwa penentuan nilai D_{eff} dari citra pasien tanpa intervensi dari *user* (Anam et al. Adv Sci Eng Med. 2015; 7: 892-896). Dalam perhitungan *full-otomatis*, *user* juga dapat memilih diameter pada posisi maksimal, diameter pada posisi *center*, atau langsung menggunakan luas *cross-section* citra pasien (Anam et al. Atom Indonesia. 2017; 43(1): 55-60).
5. Menghitung *water-equivalent diameter* (D_w) dari citra CT untuk 2D atau 3D (disediakan perintah secara manual dan *full-otomatis*) (Anam et al. J Appl Clin Med Phys. 2016; 17(4): 320-333).
6. Menghitung nilai D_w untuk citra yang terpotong pada bagian pinggirnya. Citra seperti ini sering terjadi dalam aplikasi klinis. **IndoseCT** ini dilengkapi faktor koreksi untuk setiap citra yang terpotong (*truncated*) (Anam et al. Radiat Prot Dosim. 2017; 175(3): 313-320).
7. Menghitung dan menampilkan profil D_{eff} dan D_w sepanjang sumbu longitudinal (sumbu-z) untuk semua citra. Perhitungan D_{eff} dan D_w untuk semua citra CT 3D mungkin membutuhkan waktu komputasi yang relatif lama, **IndoseCT** ini juga memungkinkan *user* untuk memilih jumlah citra yang akan dihitung atau menggunakan selang tertentu (misalnya citra 1, 10, 30, dan seterusnya).
8. Menghitung dosis pasien dalam besaran *size-specific dose estimate* (SSDE) dari nilai $CTDI_{vol}$ dan D_{eff} (atau D_w) yang dimasukkan oleh *user*, atau langsung dari citra CT untuk 2D atau 3D (disediakan perintah secara manual dan *full-otomatis*) (Anam et al. J Phys Conf Ser. 2016; 694: 012030).
9. Menghitung dosis total radiasi dalam besaran *dose-length product* (DLP), baik untuk yang standar atau yang terkoreksi oleh ukuran pasien.
10. Menghitung dosis organ berdasarkan ukuran pasien yang diambil langsung dari citra CT pasien untuk berbagai protokol (data dan persamaan diadopsi dari Sahbaee et al. Med Phys. 2014; 41(7): 072104).
11. Menghitung dosis efektif pasien berdasarkan ukuran pasien untuk berbagai protokol pemeriksaan (data dan persamaan diadopsi dari Sahbaee et al. Med Phys. 2014; 41(7): 072104).
12. Mengekstrak beberapa data pasien dari *DICOM info* dan menyimpannya dalam *database* tersendiri. Penyimpanan dan pengolahan data ini sangat bermanfaat bagi institusi, sehingga institusi dapat *me-manage* dosis dan data lain di institusinya, serta dapat mengambil langkah-langkah strategis berkaitan dengan aplikasi CT di institusi tersebut. Data ini relatif sangat kecil dan disimpan terpisah dari citra pasien yang membutuhkan media penyimpanan yang sangat besar.
13. Menganalisis data dosimetri pasien dan menampilkannya sesuai kebutuhan. Terdapat banyak pilihan data yang bisa ditampilkan, misalnya profil $CTDI_{vol}$, DLP, D_{eff} , D_w , SSDE, dan juga hubungan antar besaran, misalnya hubungan antara D_{eff} dan SSDE, atau hubungan antara $CTDI_{vol}$ dan SSDE, dan lain sebagainya.

Pada **IndoseCT 20.b**, beberapa fitur telah ditambahkan, diantaranya:

1. **IndoseCT 20.b** dapat dijalankan tanpa harus meng-*install* program induk (Matlab). *User* dapat langsung meng-*install* atau meng-*uninstall* **IndoseCT** dari komputer dengan mudah.
2. Tampilan **IndoseCT 20.b** lebih *user-friendly* sehingga lebih mudah digunakan atau dioperasikan.
3. **IndoseCT 20.b** lebih cepat dalam melakukan perhitungan dibandingkan versi sebelumnya.
4. Telah ditambahkan pilihan untuk membuka citra dengan basis *folder*, sementara versi sebelumnya hanya dengan basis *file*. Membuka citra dengan basis *folder* lebih cepat dibandingkan dengan basis *file*, namun dengan catatan di dalam *folder* tersebut tidak terdapat *file* lain selain *file* citra pasien.
5. Telah ditambahkan citra sampel berupa citra fantom *anthropomorphic* dari pangkal pelvis hingga ujung kepala. Sampel ini sangat berguna untuk digunakan sebagai latihan dalam menggunakan **IndoseCT**.
6. Telah dilengkapi beberapa pilihan *windows* untuk menampilkan citra dengan kontras antar obyek yang lebih tinggi, seperti *soft tissue*, *bone*, dan lain sebagainya.
7. Untuk berpindah dari citra suatu *slice* ke *slice* lainnya, dapat menggunakan tombol anak panah di *keyboard* sehingga lebih praktis.
8. Citra dapat diperbesar (*zoom-in*), diperkecil (*zoom-out*), dan digeser menggunakan *keyboard*.
9. Telah dilengkapi tombol untuk mendapatkan *DICOM info*. *DICOM info* ini sangat penting, sebab *user* terkadang ingin mengetahui salah satu informasi citra, misalnya informasi tentang *field of view* (FOV) atau lainnya.
10. *Database* tipe *scanner* dan nilai *CTDI_{vol}* untuk beberapa merek telah ditambahkan (Data diadopsi dari ImpACT 1.04 dan WAZA-ARI).
11. Terdapat pilihan untuk menampilkan profil arus tabung, *CTDI_{vol}*, dan *SSDE* (Anam et al. *Information*. 2017; 20(1): 377-382).
12. Telah dilengkapi pilihan tambahan untuk menyesuaikan nilai *CTDI_{vol}* dengan arus pada teknik TCM. Misalnya citra diambil dengan teknik TCM, namun nilai *CTDI_{vol}* tidak berfluktuasi mengikuti arus tabung, maka kini telah terdapat pilihan untuk menyesuaikan nilai *CTDI_{vol}* tersebut.
13. Dalam perhitungan nilai *CTDI_{vol}* (dalam kasus nilai tersebut tidak terdapat pada *DICOM info*), maka parameter lain (seperti arus tabung, tegangan tabung, dan lain-lain) dapat diambil secara otomatis dari *DICOM info* guna menghitung nilai *CTDI_{vol}*. Dengan fasilitas ini, perhitungan *CTDI_{vol}* menjadi lebih cepat.
14. Untuk perhitungan *D_{eff}*, telah dilengkapi pilihan untuk mengoreksi keberadaan paru-paru (Sebagaimana dikenalkan oleh Mihailidis et al. *Br J Radiol*. 2020; 93: 20200473) dan tulang.
15. Untuk perhitungan *D_w*, telah dilengkapi algoritma baru untuk mendeteksi tubuh pasien secara keseluruhan, meski terdapat beberapa bagian yang terpisah, semisal terdapat dua lengan pasien pada citra thoraks (Anam et al. *J Appl Clin Med Phys*. 2021;1-11). Hal ini berbeda dengan versi sebelumnya yang hanya menggunakan pilihan obyek pasien terbesar (Anam et al. *J Appl Clin Med Phys*. 2016; 17(4): 320-333), sehingga saat terdapat dua lengan pasien pada citra thoraks, maka yang tersegmentasi hanya satu bagian, yakni thoraks, sementara dua lengan tidak ikut tersegmentasi.

16. Untuk perhitungan D_w , terdapat pilihan untuk menghitungan D_w dari keseluruhan citra (tanpa segmentasi) dan terdapat pilihan berikutnya untuk membuang meja pasien dari dalam citra secara otomatis (Anam et al. Radiat Prot Dosim. 2019; 185(1): 42-49)
17. Untuk pilihan 3D pada perhitungan D_{eff} dan D_w , dilengkapi pilihan **Regional**, sehingga *user* dapat menentukan *slice* yang dihitung, misalnya menghitung nilai dari *slice* ke 51 hingga *slice* ke 100. Hal ini berguna untuk menghitung dosis organ (Anam et al. J Biomed Phys Eng. 2021)
18. Terdapat pilihan nilai konversi baru (dari CTDI_{vol} menjadi SSDE) untuk pemeriksaan kepala (Data diadopsi dari AAPM TG 293).
19. Telah dilengkapi sistem untuk perhitungan distribusi dosis pada setiap pasien (*dose-map*) dan perhitungan dosis organ (Anam et al. J Xray Sci Med. 2020; 28: 695-708). Untuk itu, segmentasi organ dilakukan oleh *user*.
20. Data pasien yang tersimpan dalam *database* dapat dihapus dengan mudah. Data dalam *database* juga dapat diekspor ke Microsoft Excel dengan mudah.
21. Data yang tersimpan dalam *database* ditambahi data institusi, *vendor*, dan tipe *scanner*. Dengan demikian data dari berbagai merek *scanner* dari satu institusi (rumah sakit) atau beberapa institusi dapat dicampur dan dibandingkan. **IndoseCT** akan membedakan data tersebut dan mengolahnya sesuai kebutuhan.
22. Setiap grafik yang ditampilkan (misalnya hubungan SSDE dan D_w), dilengkapi pilihan *trendline* seperti persamaan linear, persamaan kuadratik, persamaan polinomial, persamaan eksponensial dan lain-lain.
23. Setiap grafik juga dilengkapi dengan pilihan untuk menampilkan nilai rata-rata dan deviasi standar. Nilai sumbu-x dan sumbu-y dapat diatur sesuai keperluan. Grafik juga dapat digeser agar tampilan lebih optimal.
24. Setiap grafik yang ditampilkan dapat disimpan dalam berbagai format citra (seperti jpeg dan bitmap) atau diekspor ke Microsoft Excel.

1.3. *Developer*

- Choirul Anam (*Diponegoro University*)
- Fahmi R. Mahdani (*Diponegoro University*)
- Freddy Haryanto (*Bandung Institute of Technology*)
- Rena Widita (*Bandung Institute of Technology*)
- Idam Arif (*Bandung Institute of Technology*)
- Khoerun N. Syaja'ah (*Bandung Institute of Technology*)
- Geoff Dougherty (*California State University Channel Islands*)

1.4. *Publikasi*

Bagi yang ingin mengetahui lebih lanjut tentang aspek saintifik dari **IndoseCT**, dapat merujuk pada *list* publikasi berikut ini:

1. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I. *Automated estimation of patient's size from 3D image of patient for size specific dose estimates (SSDE)*. *Adv Sci Eng Med.* 2015; 7(10): 892-896.
2. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *The evaluation of effective diameter (D_{eff}) calculation and its impact on size-specific dose estimate (SSDE)*. *Atom Indonesia.* 2017; 43(1): 55-60.

3. Anam C, Haryanto C, Widita R, Arif I, Dougherty G. *Automated calculation of water-equivalent diameter (D_w) based on AAPM report TG. 220.* **J Appl Clin Med Phys.** 2016; 17(4): 320-333.
4. Anam C, Mahdani FR, Dewi WK, Sutanto H, Triadyaksa P, Haryanto F, Dougherty G. *An improved method for automated calculation of the water-equivalent diameter for estimating size-specific dose in CT.* **J Appl Clin Med Phys.** 2021; 00: 1–11.
5. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *A fully automated calculation of size-specific dose estimates (SSDE) in thoracic and head CT examinations.* **J Phys Conf Ser.** 2016; 694: 012030.
6. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *The size specific dose estimates (SSDE) for truncated computed tomography images.* **Radiat Prot Dosim.** 2017; 175(3): 313-320.
7. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G, McLean D. *The impact of patient's table on size-specific dose estimate (SSDE).* **Australas Phys Eng Sci Med.** 2017; 40(1): 153-158.
8. Anam C, Arif I, Haryanto F, Widita R, Lestari FP, Adi K, Dougherty G. *A simplified method for the water-equivalent diameter calculation to estimate patient dose in CT examinations.* **Radiat Prot Dosim.** 2019; 185(1): 42–49.
9. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G, McLean D. *Volume computed tomography dose index (CTDI_{vol}) and size-specific dose estimate (SSDE) in tube current modulation CT.* **Int J Rad Res.** 2018; 16(3): 289-297.
10. Anam C, Fujibuchi T, Toyoda T, Sato N, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *A simple method for calibrating pixel values of the CT localizer radiograph for calculating water-equivalent diameter and size-specific dose estimate.* **Radiat Prot Dosim.** 2018; 179(2): 158–168.
11. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *Profile of CT scan output dose in axial and helical modes using convolution.* **J Phys Conf Ser.** 2016; 694: 012034.
12. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *The profile of patient dose along the longitudinal axis in CT using tube current modulation (TCM).* **Information (Japan).** 2017; 20(1B): 377-382.
13. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *Estimation of eye radiation dose during nasopharyngeal CT examination for an individual patient.* **Information (Japan).** 2016; 19(9B): 3951-3962.
14. Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *A size-specific effective dose for patients undergoing CT examinations.* **J Phys Conf Ser.** 2019; 1204: 012002.
15. Anam C, Adhianto D, Sutanto H, Adi K, Ali MH, Rae WID, Fujibuchi T, Dougherty G. *Comparison of central, peripheral, and weighted size-specific dose in CT.* **J X-ray Sci Technol.** 2020; 28: 695–708.
16. Anam C, Dewi WK, Masdi M, Haryanto F, Fujibuchi T, Dougherty G. *Investigation of eye lens dose estimate based on AAPM report 293 in head computed tomography.* **J Biomed Phys Eng.** 2021.
17. Anam C, Fujibuchi T, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. *An evaluation of computed tomography dose index measurements using a pencil ionisation chamber and small detectors.* **J Radiol Prot.** 2019; 39: 112–124.
18. Adhianto D, Anam C, Sutanto H, Ali MH. *Effect of phantom size and tube voltage on the size-conversion factor for patient dose estimation in computed tomography Examinations.* **Iran J Med Phys.** 2020; 17: 282-288.

Berikut ini *list* beberapa publikasi yang dilakukan menggunakan **IndoseCT**:

1. Anam C, Budi WS, Adi K, Sutanto H, Haryanto F, Ali MH, Fujibuchi T, Dougherty G. *Assessment of patient dose and noise level of clinical CT images: automated measurements.* **J Radiol Prot.** 2019; 39: 783–793.
2. Fahmi A, Anam C, Suryono, Ali MH. *The size-specific dose estimate of paediatric head CT examinations for various protocols.* **Radiat Prot Dosim.** 2020; 188(4): 522–528.
3. Fahmi A, Anam C, Suryono, Ali MH, Jauhari A. *Correlation between age and head diameters in the paediatric patients during CT examination of the head.* **Pol J Med Phys Eng.** 2019; 25(4): 229-235.
4. Utami MSN, Sutanto H, Anam C. *Effect of contrast agent administration on size-specific dose estimates (SSDE) calculations based on water equivalent diameter in CT head examinations.* **International Journal of Scientific Research in Science and Technology.** 2021; 8(3): 563-571.
5. Dewi WK, Anam C, Hidayanto E, Nitasari A, Dougherty G. *The effective and water-equivalent diameters as geometrical size functions for estimating CT dose in the thoracic, abdominal, and pelvic regions.* **Pol J Med Phys Eng.** 2021: 1-10.
6. Dewi WK, Anam C, Hidayanto E, Wati AL, Dougherty G. *Correlation between anterior-posterior and lateral dimensions and the effective and water-equivalent diameters in axial images from head computed tomography examinations.* **Radiat Prot Dosim.** 2021.
7. Nitasari A, Anam C, Budi WS, Wati AL, Syarifudin S, Dougherty G. *Comparisons of water-equivalent diameter measured on images of abdominal routine computed tomography with and without a contrast agent.* **Atom Indonesia.** 2021; 47(2): 135-139.
8. Ali MH, Anam C, Haryanto F, Dougherty G. *The comparison of size-specific dose estimate in CT examination based on head and body PMMA phantom.* **Journal of Physics and Its Applications.** 2018; 1(1): 1-6.
9. Wati AL, Anam C, Budi WS, Nitasari A, Syarifudin, Satoto B, Jannah M, Sepsatya F. *Patient doses based on the acceptable quality dose on thoracic CT examination.* **International Journal of Latest Engineering Research and Applications.** 2021; 6(6): 17-22.

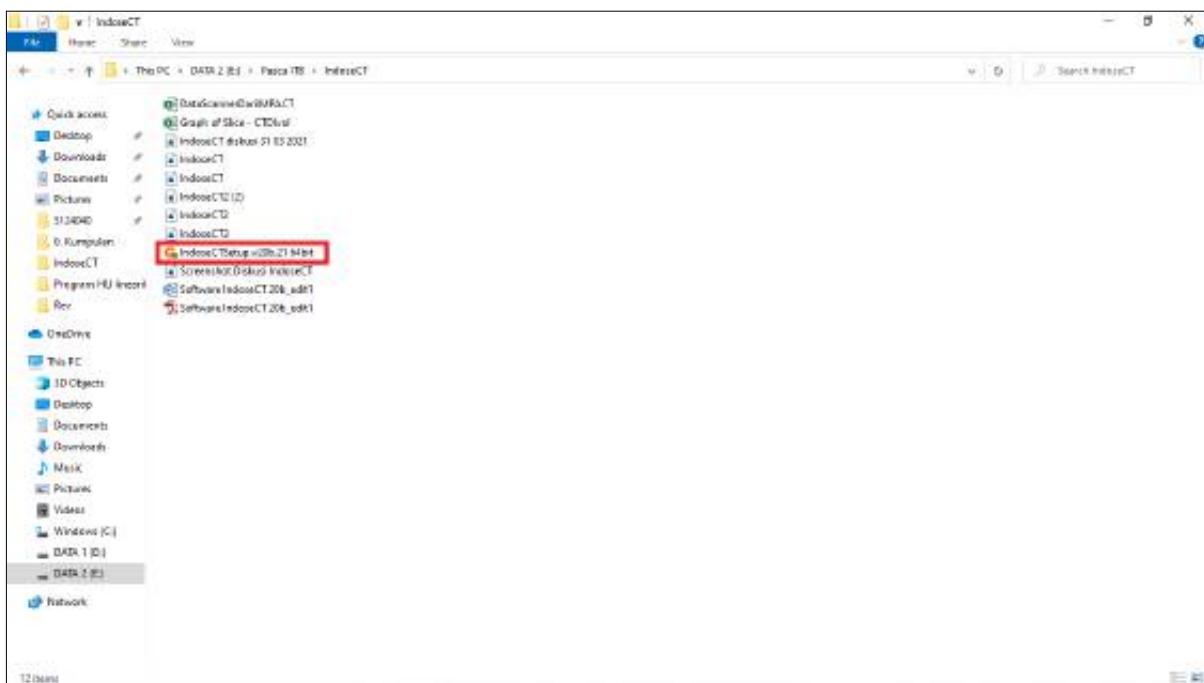
1.5. Informasi

Informasi lebih lanjut tentang *software IndoseCT 20.b* dapat menghubungi email: anam@fisika fsm.undip.ac.id atau anamfisika@gmail.com

II. INSTALASI IndoseCT

2.1 Proses instalasi IndoseCT

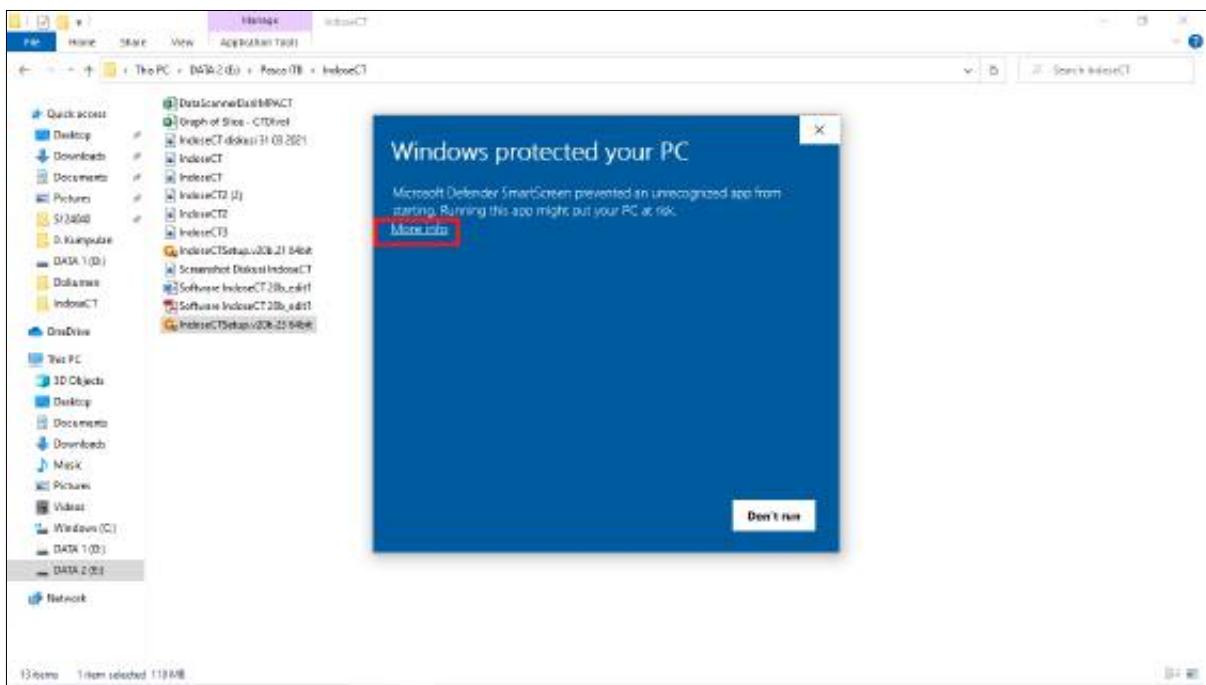
Sebelum menginstal **IndoseCT**, harus dipastikan dahulu bahwa *file* instalasi **IndoseCT** sudah diperoleh dan di-*download* di komputer. Untuk mendapatkan *file* instalasi **IndoseCT** dan *password*, dapat menghubungi email yang ada di bagian Informasi (Bab I). Ukuran *file* instalasi **IndoseCT** relatif cukup kecil, yaitu hanya sekitar 130 MB. Terdapat 2 pilihan *file* instalasi **IndoseCT**, yaitu untuk sistem 32 bit dan 64 bit. *File* instalasi **IndoseCT** untuk sistem 64 bit ditunjukkan pada **Gambar 1**.



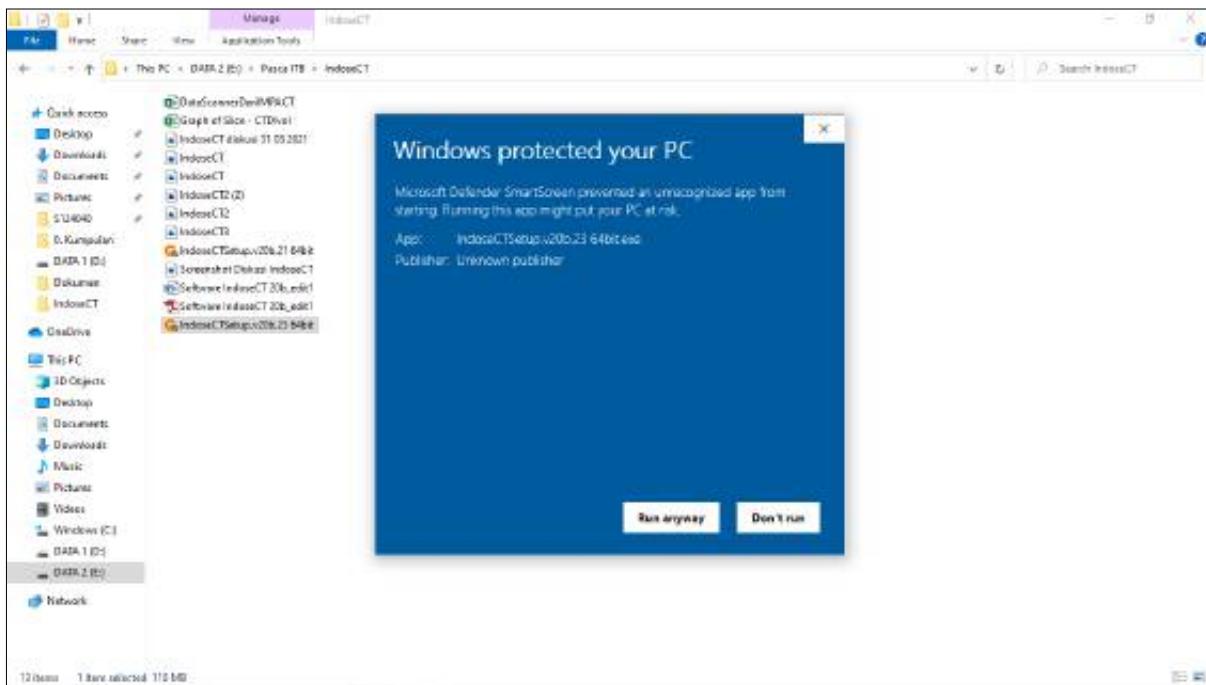
Gambar 1. *File* instalasi **IndoseCT**. Dalam contoh ini, nama *file* adalah **IndoseCTSetup.v20b.21 64 bit**, dengan type **Application**.

Untuk menginstal **IndoseCT**, lakukan klik-ganda terhadap *file* tersebut. Selanjutnya akan muncul informasi bahwa **Microsoft Defender** mendeteksi bahwa *file* ini sebagai aplikasi yang tidak dikenal (*unrecognized*) sehingga berpotensi membahayakan komputer (seperti pada **Gambar 2**). Hal ini sebetulnya tidak masalah. Klik **More info** sehingga akan muncul informasi bahwa aplikasi ini adalah **IndoseCTSetup.v20b.21 64 bit** (atau **IndoseCTSetup.v20b.23 64 bit** bergantung *file* yang kita dapatkan) seperti **Gambar 3**. Untuk melanjutkan proses instalasi klik **Run anyway**.

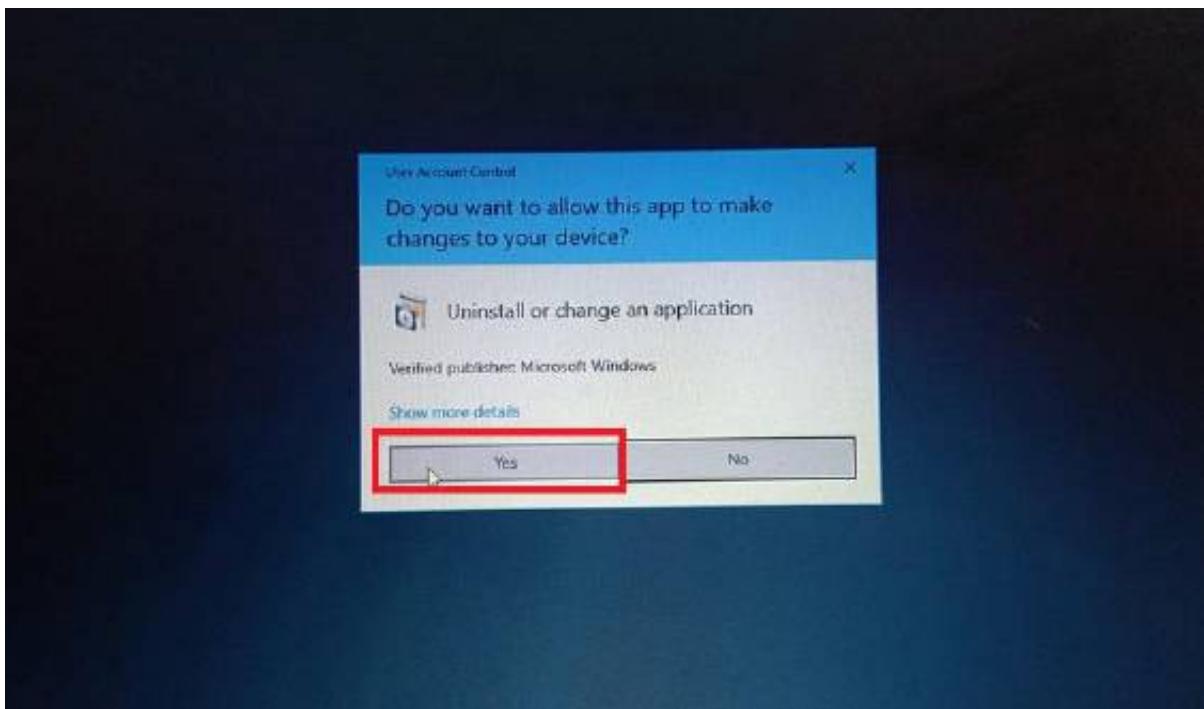
Setelah muncul notifikasi apakah kita akan mengijinkan *software* **IndoseCT** ini diinstal di komputer kita (seperti pada **Gambar 4**). Jika ingin terus menginstal pilih **Yes**, dan masukkan *password* yang kita miliki. Selanjutkan klik **OK** untuk melanjutkan.



Gambar 2. Informasi bahwa **Microsoft Defender** mendeteksi bahwa *file* ini sebagai aplikasi yang tidak dikenal (*unrecognized*) sehingga berpotensi membahayakan komputer. Hal ini tidak masalah. Lanjutkan dengan melakukan klik **More info**.

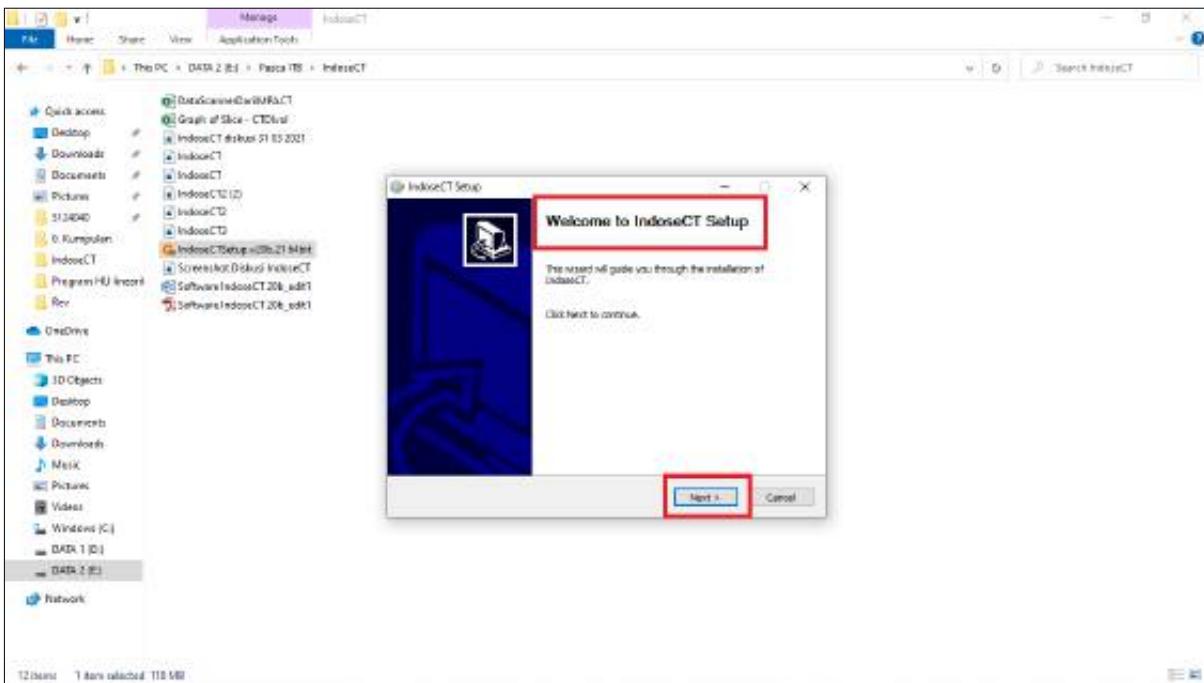


Gambar 3. Tampak informasi bahwa aplikasi ini adalah **IndoseCTSetup.v20b.23 64 bit**. Untuk melanjutkan klik **Run anyway**.

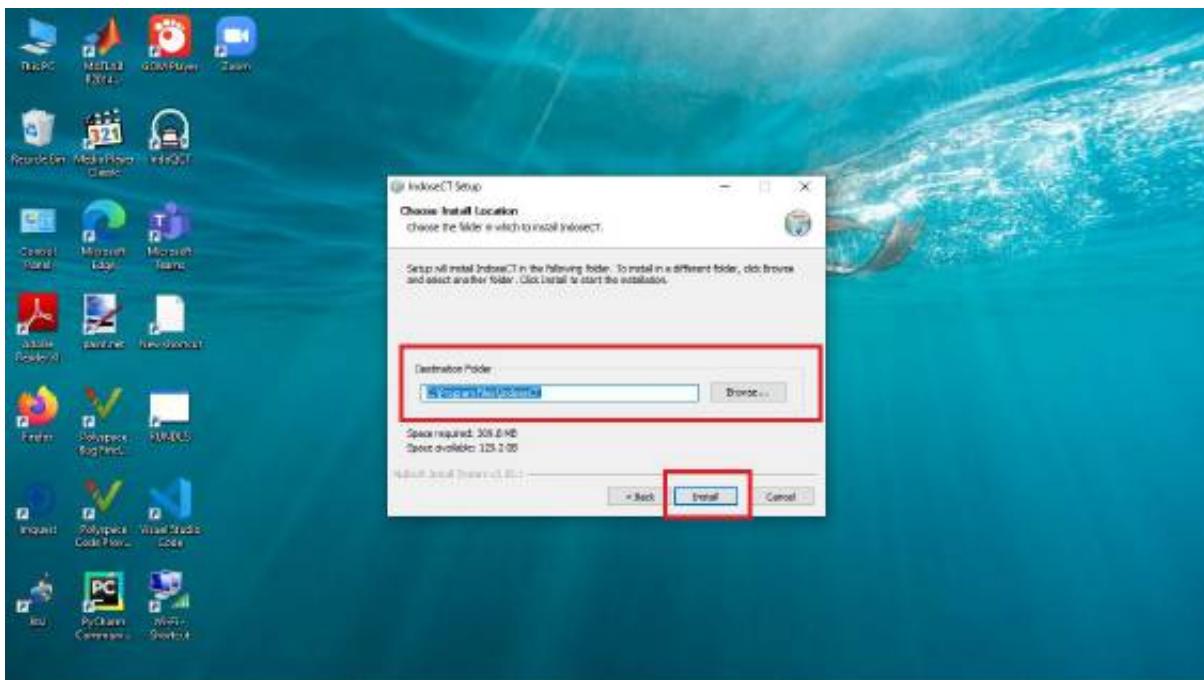


Gambar 4. Dialog berisi pilihan apakah *software* ini diijinkan ini diinstal di komputer kita.

Setelah itu, akan muncul **IndoseCT Setup**. Untuk melanjutkan klik **Next** (**Gambar 5**). Selanjutnya akan muncul pilihan **Destination Folder** seperti pada **Gambar 6**.



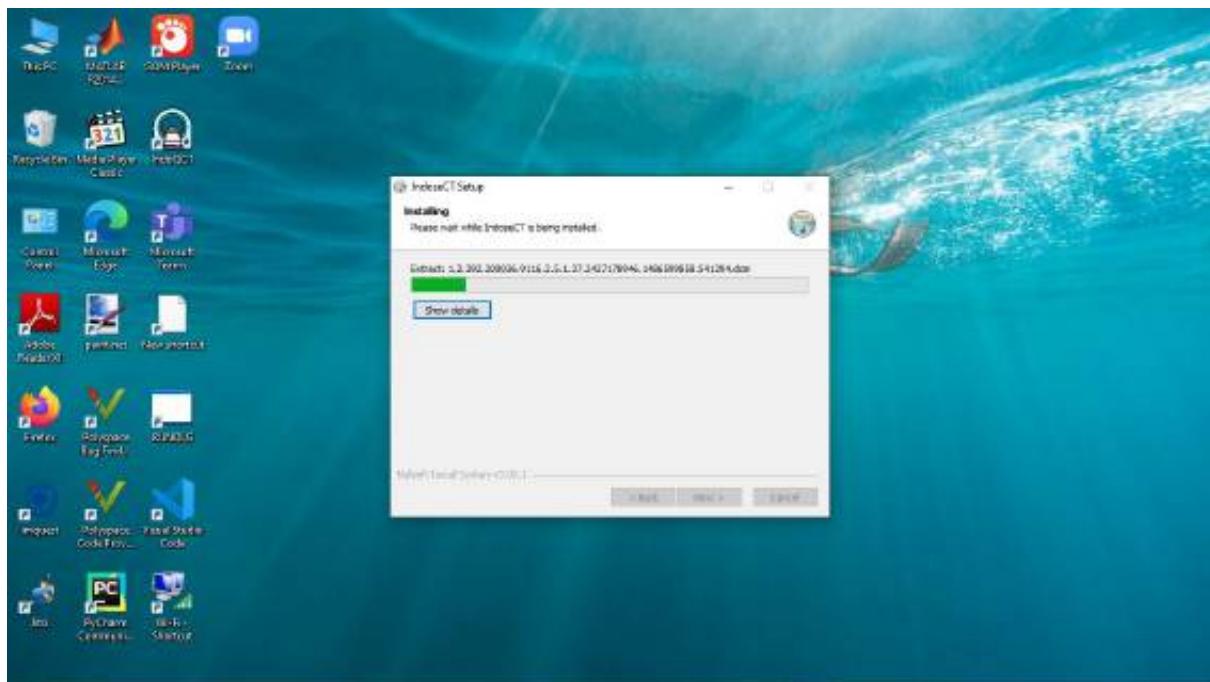
Gambar 5. Dialog **IndoseCT Setup**. Tombol **Next** adalah untuk melanjutkan proses instalasi.



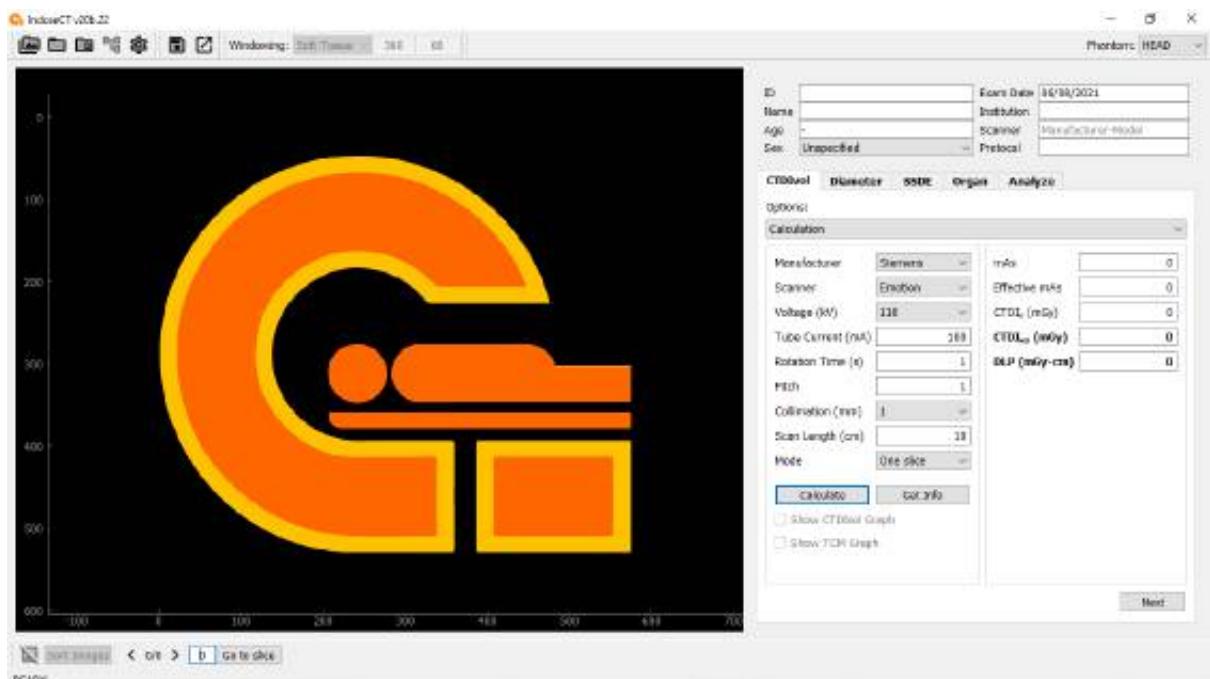
Gambar 6. Pemilihan **destination folder** untuk menempatkan *file IndoseCT* yang akan kita instal.

Secara *default*, **Destination Folder** berada di **C:\Program Files\IndoseCT**. Jika kita setuju **Destination Folder** tersebut, proses instalasi dapat dilanjutkan. Jika kita ingin menempatkan di *folder* tertentu, kita dapat memilih **Browse**. Setelah **Destination Folder** ditentukan, untuk menginstal klik **Install**, jika tidak maka klik **Cancel**. Jika kita memilih **Install**, maka proses instalasi akan segera dilakukan, dan dialog kemajuan instalasi muncul seperti pada **Gambar 7**. Tunggu beberapa saat agar proses instalasi selesai. Lamanya instalasi sangat bergantung pada kecepatan komputer yang kita gunakan. Untuk komputer dengan prosesor i5, yang kami gunakan sebagai contoh, proses instalasi tidak lebih dari 5 menit. Jika sudah selesai, maka akan muncul notifikasi **Completed**. Selanjutnya klik **Next**, lalu muncul dialog **Completing IndoseCT Setup**. Selanjutnya klik **Finish**. Sebelum **Finish** dipilih, terdapat pilihan **Run IndoseCT**. Jika kita pilih **Run IndoseCT**, maka **IndoseCT** akan segera dibuka, setelah tombol **Finish** diklik.

Sampai di sini, instalasi **IndoseCT** sudah selesai. **IndoseCT** sudah siap digunakan untuk menghitung dosis radiasi setiap pasien. Tampilan pertama **IndoseCT** tampak pada **Gambar 8**. Jadi, proses instalasi **IndoseCT** sangat cepat dan sangat mudah.



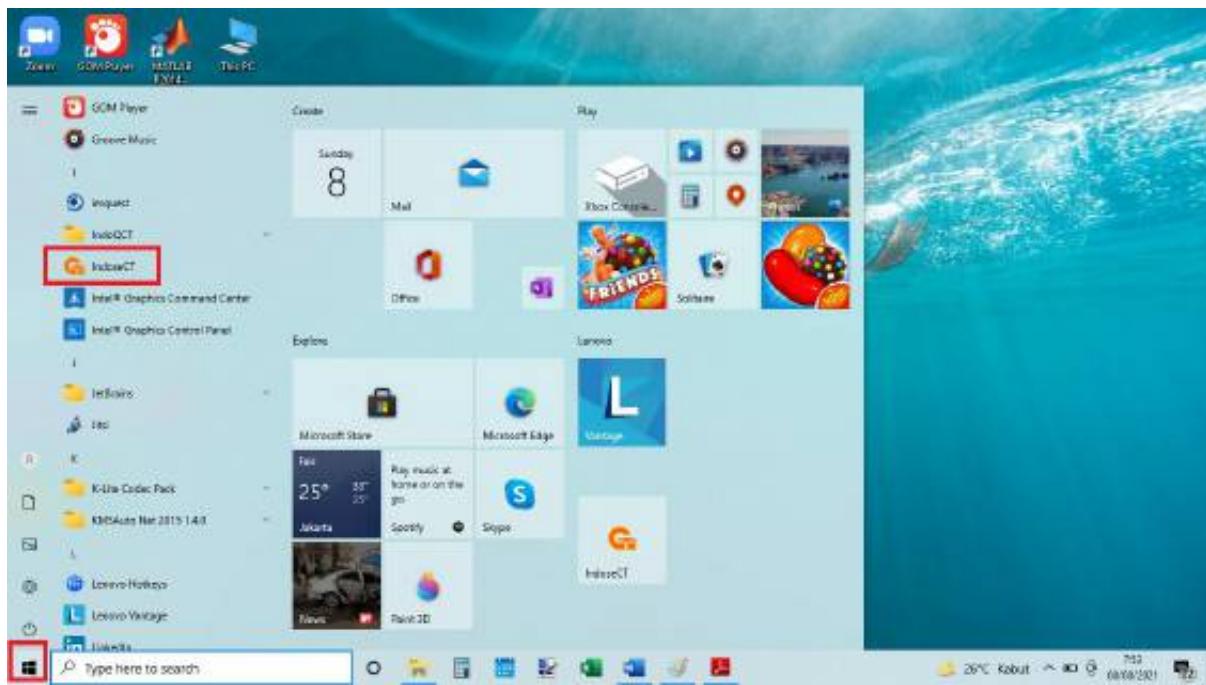
Gambar 7. Dialog kemajuan instalasi **IndoseCT**.



Gambar 8. Tampilan awal **IndoseCT** versi 20b.

2.2. Menjalankan **IndoseCT**

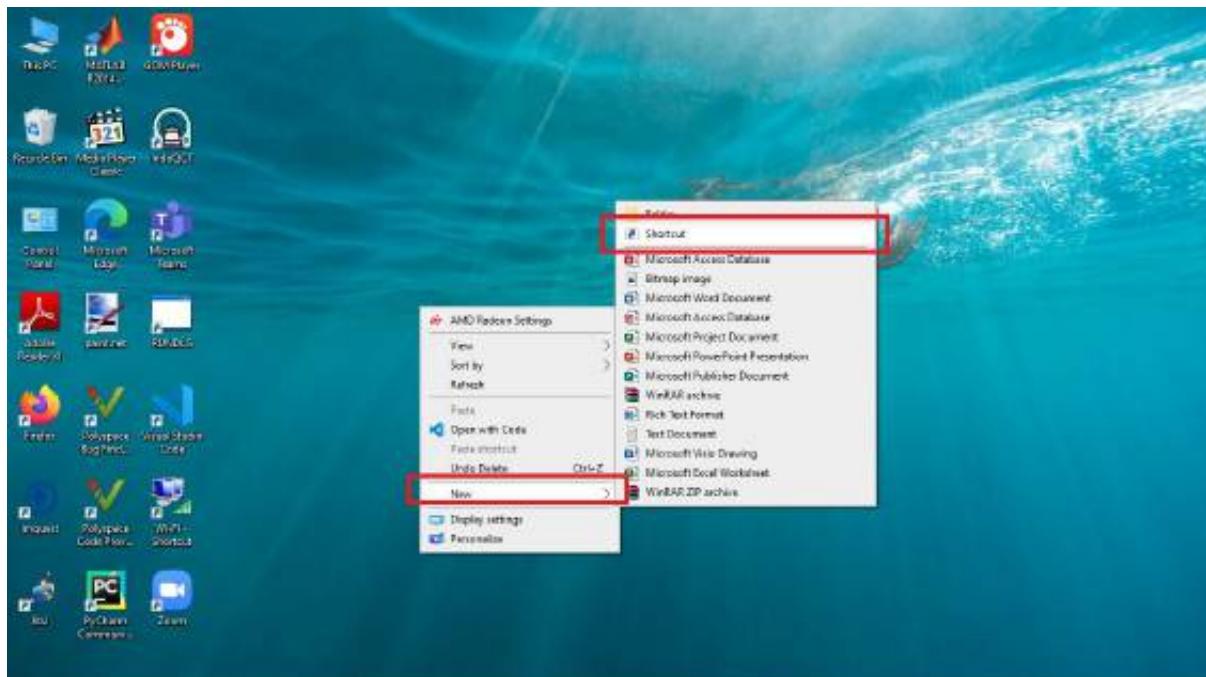
Setelah diinstall, **IndoseCT** siap digunakan kapan saja. Setelah **IndoseCT** dalam posisi mati, dan mau dijalankan, pertama dengan melakukan klik kiri pada tombol **Start** (dalam contoh ini berada di pojok bawah kiri), lalu mencari pilihan **IndoseCT** (**Gambar 9**). Setelah itu, kita tinggal melakukan klik **IndoseCT**, maka proses pembukaan **IndoseCT** akan segera dilakukan.



Gambar 9. Membuka **IndoseCT** melalui tombol Start.

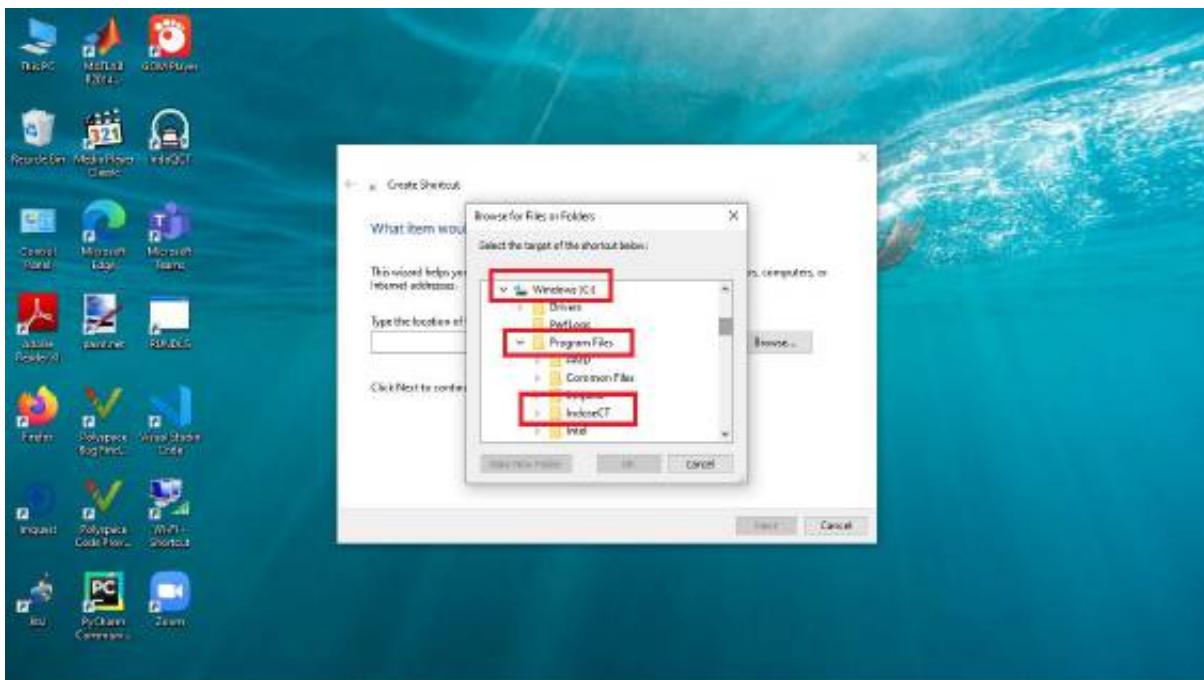
2.3. Membuat *shortcut* **IndoseCT**

Untuk dapat membuka **IndoseCT** dengan cepat, *shortcut* **IndoseCT** dapat dibuat dan ditampilkan di desktop. Untuk membuat *shortcut* **IndoseCT**, pertama kali dilakukan klik kanan pada desktop, lalu pilih **New**, dan pilih **Shortcut**, seperti pada **Gambar 10**.



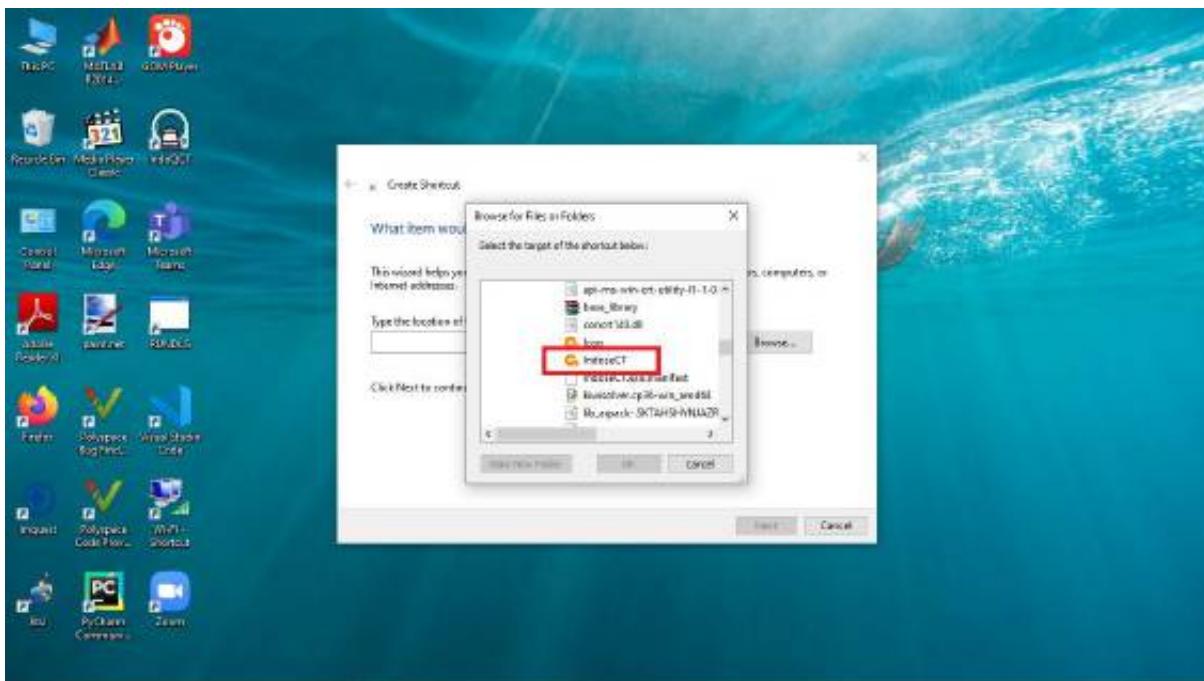
Gambar 10. Tampilan untuk membuat *shortcut* **IndoseCT**.

Selanjutnya, kita pilih **Browse folder** tempat **IndoseCT** diletakkan saat instalasi. Jika saat instalasi kita membiarkan dalam pilihan *default* (**C:\Program Files\IndoseCT**), maka **IndoseCT** berada di **C** lalu di **Program Files** (**Gambar 11**).



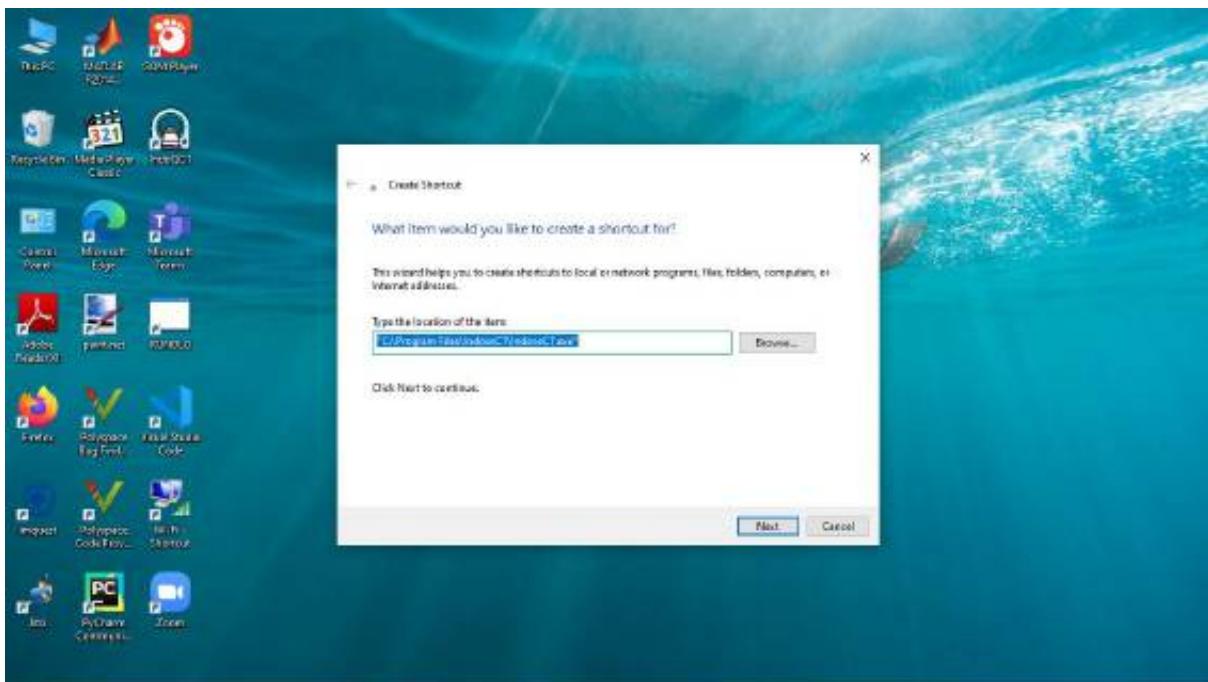
Gambar 11. Folder IndoseCT berada di C:\Program Files.

Setelah itu, kita cari file **IndoseCT.exe**, seperti tampak pada **Gambar 12**. Lalu kita pilih dan klik **OK**. Maka file **exe** tersebut sudah siap menjadi *shorcut* **IndoseCT**.



Gambar 12. File IndoseCT.exe.

Setelah itu, akan muncul **Gambar 13**. Lalu pilih **Next** untuk melanjutkan, dan untuk menyelesaikan klik **Finish**.



Gambar 13. Lokasi file **IndoseCT.exe** sudah terpilih dan siap ditampilkan sebagai *shortcut* di desktop.

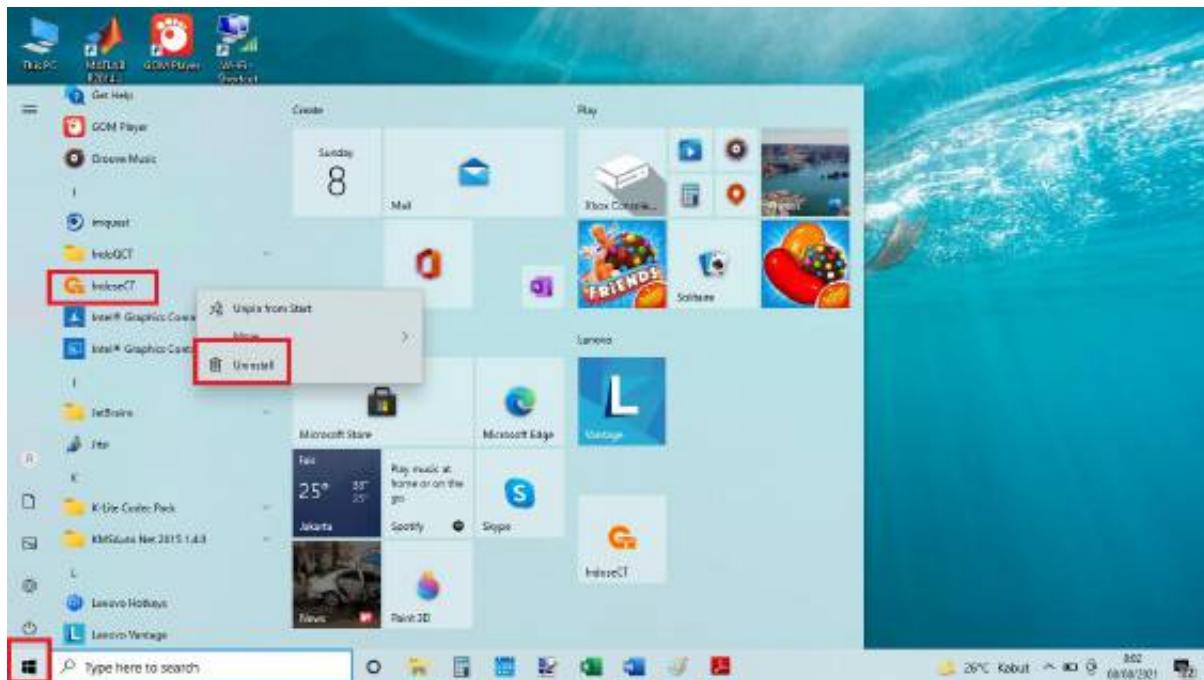
Saat ini, kita sudah memiliki *shortcut* **IndoseCT**. Untuk masuk ke **IndoseCT**, dapat dilakukan hanya dengan klik-ganda terhadap *shortcut* ini. Agar *shortcut* yang ada di desktop kita rapi, kita dapat mengurutkan *shortcut*, misalnya berdasarkan nama, dengan cara klik kanan pada desktop, lalu pilih **Sort by**, lalu pilih **Name**. Saat itu, semua *shortcut* yang ada di desktop kita sudah diurutkan berdasarkan nama. Contoh *shorcut* **IndoseCT** pada desktop, ditampilkan pada **Gambar 14**.



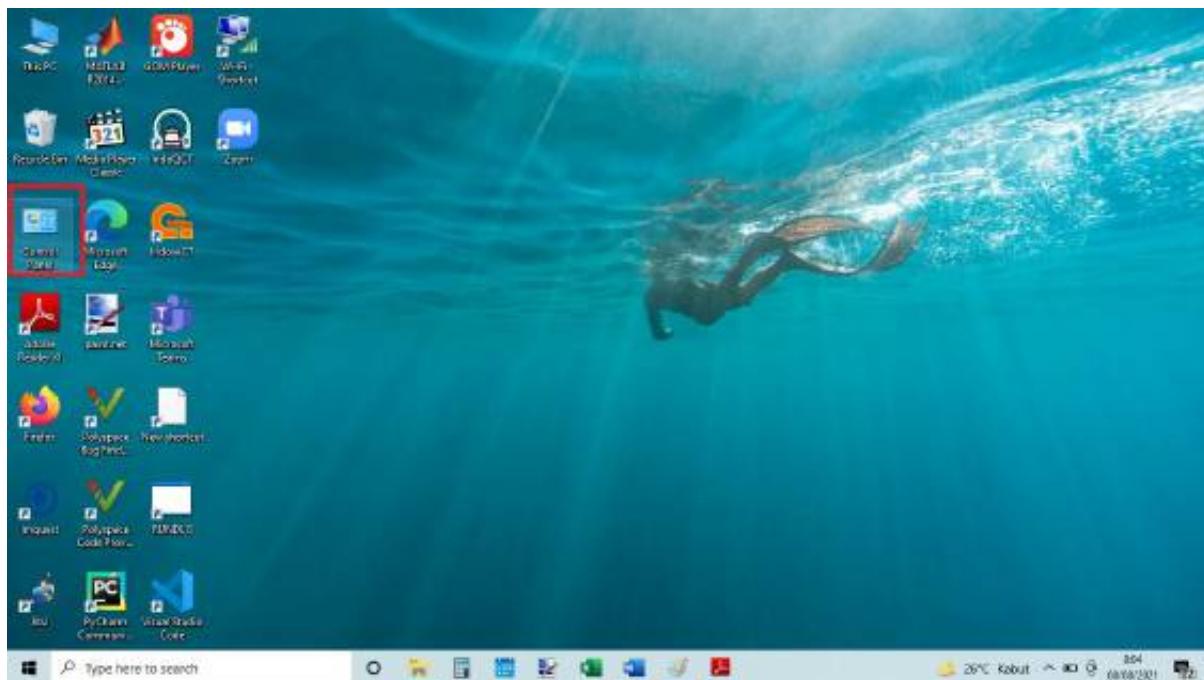
Gambar 14. *Shorcut* **IndoseCT** pada desktop komputer. Untuk masuk ke **IndoseCT**, tinggal dilakukan klik-ganda pada *shorcut* tersebut.

2.4. Proses *uninstall* IndoseCT

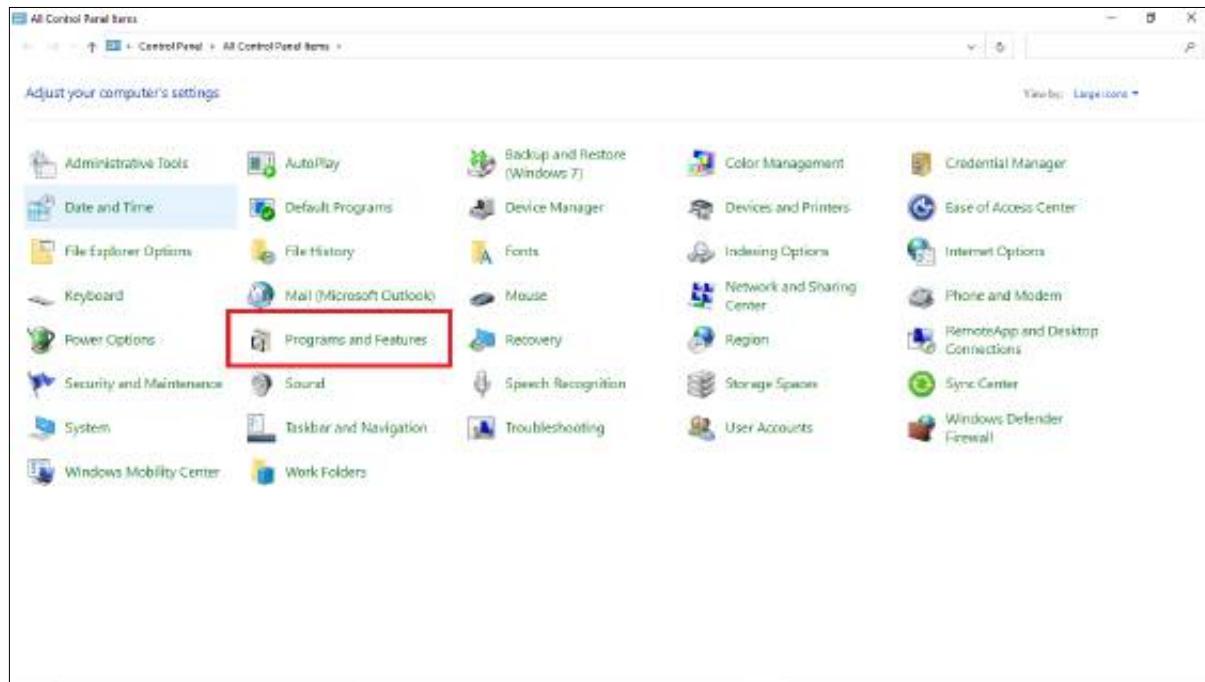
Proses *uninstall* **IndoseCT** sangat mudah dilakukan. Proses tersebut juga memakan waktu yang sangat singkat. Umumnya tidak lebih dari 3 menit. Pertama klik kiri tombol **Start** dan cari **IndoseCT**. Jika sudah terlihat, maka klik kanan **IndoseCT (Gambar 15)**. Selanjutnya pilih *Uninstall*. Juga dapat langsung ke **Control Panel Home** dengan melakukan klik *shortcut Control Panel (Gambar 16)*. Setelah itu klik **Programs and Features (Gambar 17)**.



Gambar 15. Proses awal *uninstall* **IndoseCT**. Klik tombol **Start** (dalam contoh ini berada pojok kiri bawah dari dekstop), lalu cari **IndoseCT**. Jika sudah ketemu, klik kanan, maka akan muncul pilihan **Uninstall**.

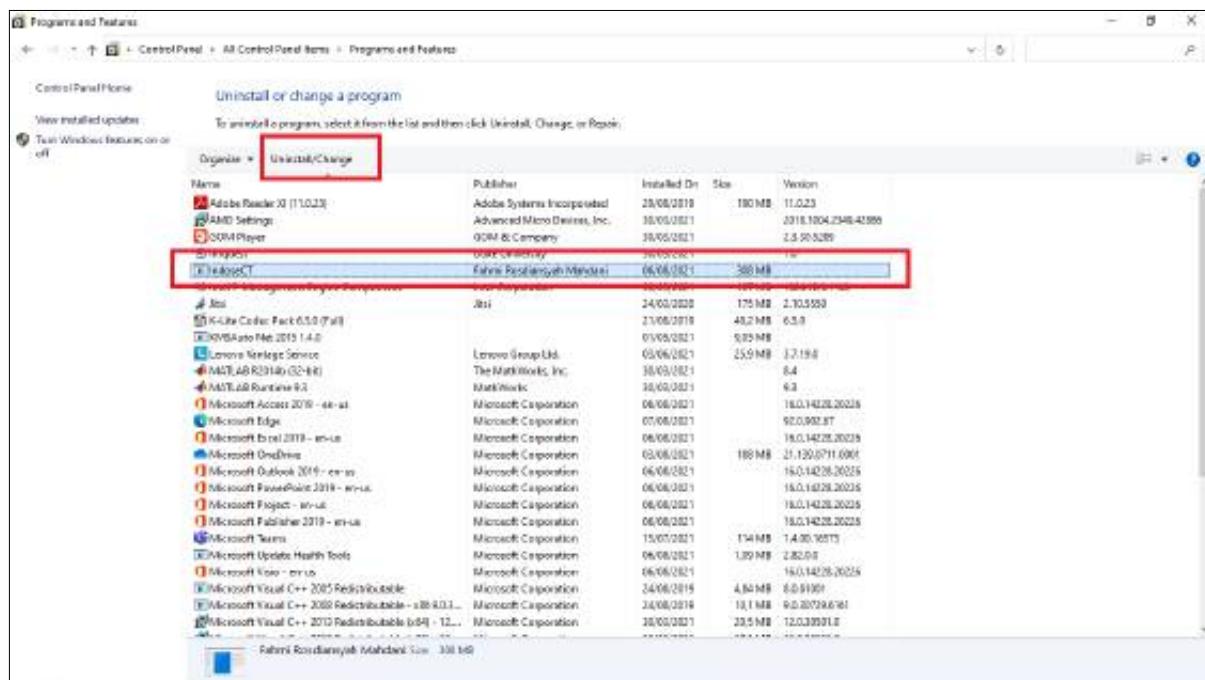


Gambar 16. Shortcut Control Panel.

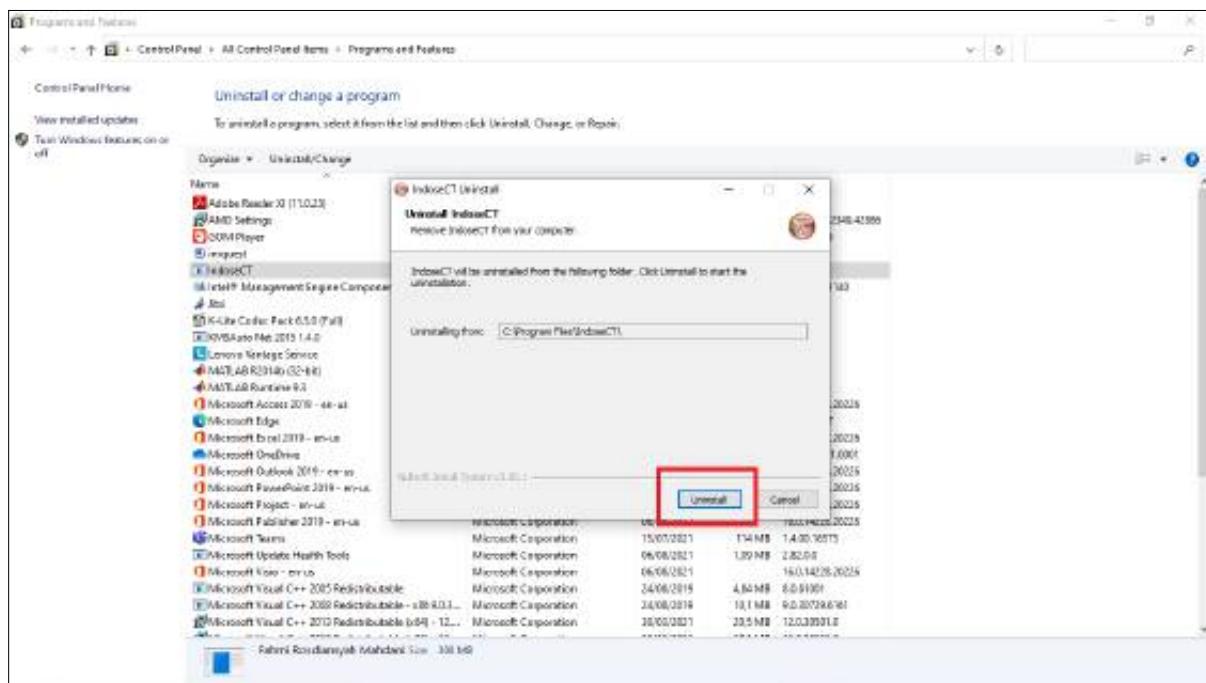


Gambar 17. Untuk melakukan *uninstall* IndoseCT, kita harus melakukan klik-ganda pada **Programs and Features**.

Selanjutnya akan terbuka dialog **Control Panel Home** seperti pada **Gambar 18**. Klik kiri **IndoseCT**, maka di bagian atasnya akan muncul **Uninstall/Change**. Jika kita ingin terus melanjutkan proses *uninstall*, maka klik **Uninstall/Change**. Selanjutnya, akan ada notifikasi apakah kita tetap melanjutkan proses ini atau tidak (**Gambar 19**). Jika ya, pilih **Uninstall**.

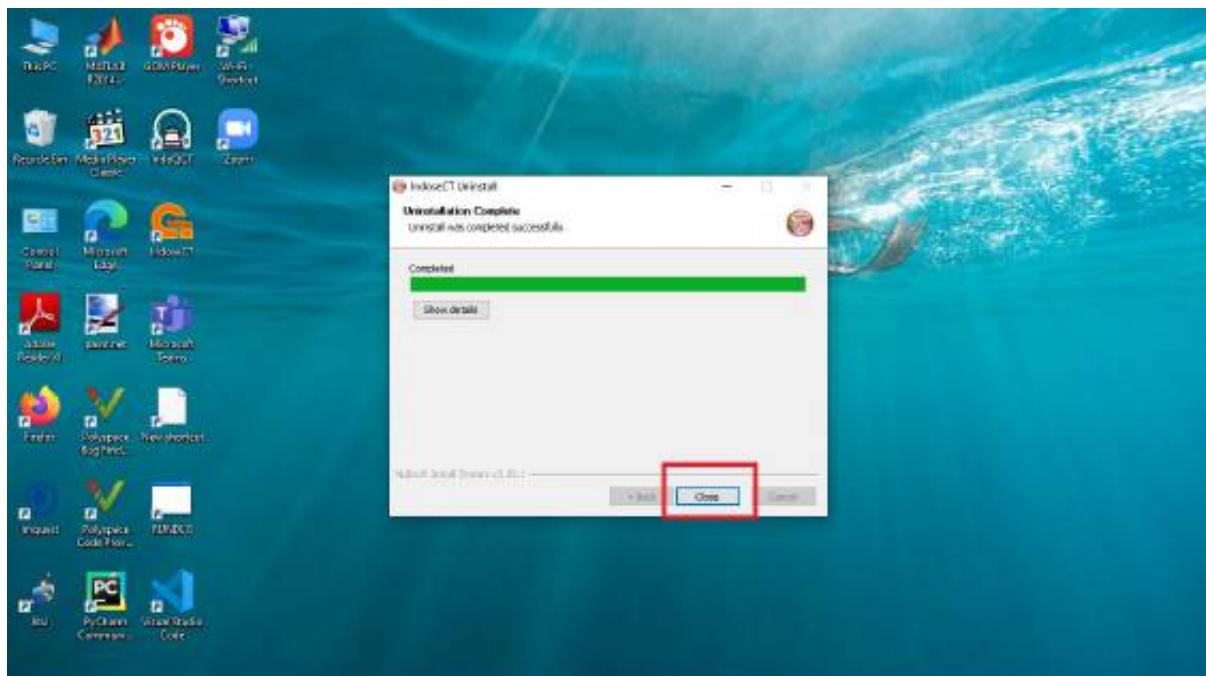


Gambar 18. Dialog Control Panel Home untuk meng-uninstall IndoseCT.



Gambar 19. Dialog untuk notifikasi apakah kita tetap melanjutkan proses *uninstall* atau tidak.

Jika kita klik **Uninstall**, maka proses *uninstall* akan segera dilakukan. Selanjutnya muncul dialog kemajuan proses *uninstall*, dan jika selesai akan muncul notifikasi **Completed** seperti pada **Gambar 20**. Lalu pilih **Close**.



Gambar 20. Notifikasi bahwa proses *uninstall* sudah selesai.

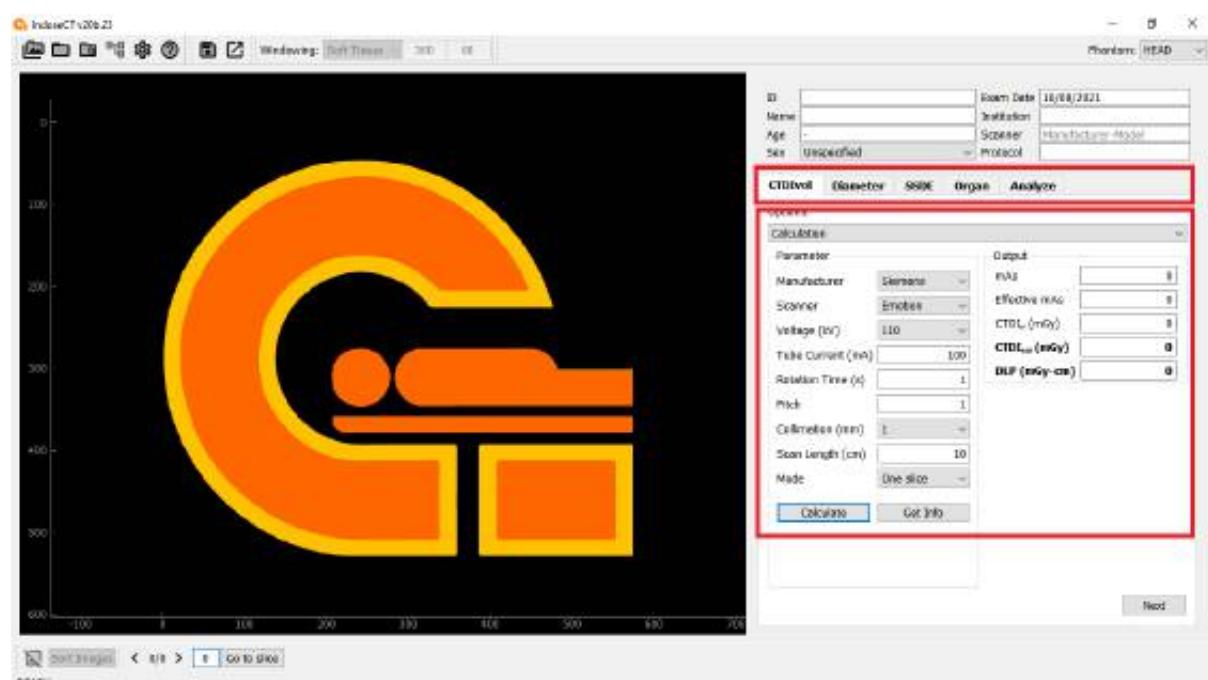
Sampai di sini, proses uninstalasi **IndoseCT** sudah selesai. Sekarang ini, **IndoseCT** sudah tidak ada lagi di komputer kita.

III. BAGIAN UTAMA IndoseCT

Pada bab sebelumnya kita telah membahas cara menginstal dan menjalankan **IndoseCT**. Tampilan utama **IndoseCT 20.b** setelah dibuka telah ditampilkan pada **Gambar 8**. Pada bab ini akan dibahas bagian-bagian **IndoseCT** secara umum.

Bagian **pertama** adalah bagian utama untuk menghitung ukuran pasien, dosis radiasi dan menganalisis data yang telah didapatkan. Bagian ini terdiri dari 5 *tab*, yaitu **CTDIvol**, **Diameter**, **SSDE**, **Organ**, dan **Analyze** (**Gambar 21**).

Tab CTDIvol adalah bagian untuk menghitung atau mendapatkan atau sekedar memasukkan nilai $CTDI_{vol}$. $CTDI_{vol}$ sendiri merupakan besaran yang menggambarkan keluaran dosis (*output dose*) dari pesawat CT.



Gambar 21. Tampilan utama **IndoseCT**, yaitu terdiri beberapa *tab* untuk menghitung ukuran pasien, dosis radiasi dan menganalisis data.

Tab Diameter adalah bagian untuk menghitung atau mendapatkan atau sekedar memasukkan nilai diameter pasien. Secara umum, ada dua diameter yang digunakan, yaitu diameter efektif (*effective diameter*, D_{eff}) dan diameter ekuivalen air (*water-equivalent diameter*, D_w).

Tab SSDE adalah bagian untuk menghitung nilai *size-specific dose estimate* (SSDE). SSDE adalah besaran yang menggambarkan dosis yang diterima pasien. SSDE diukur dari dosis keluaran alat ($CTDI_{vol}$) dan karakteristik ukuran pasien (diameter). Oleh karena itu, untuk menghitung nilai SSDE, dua *tab* sebelumnya sudah harus diselesaikan (*tab CTDIvol* dan *Diameter*)

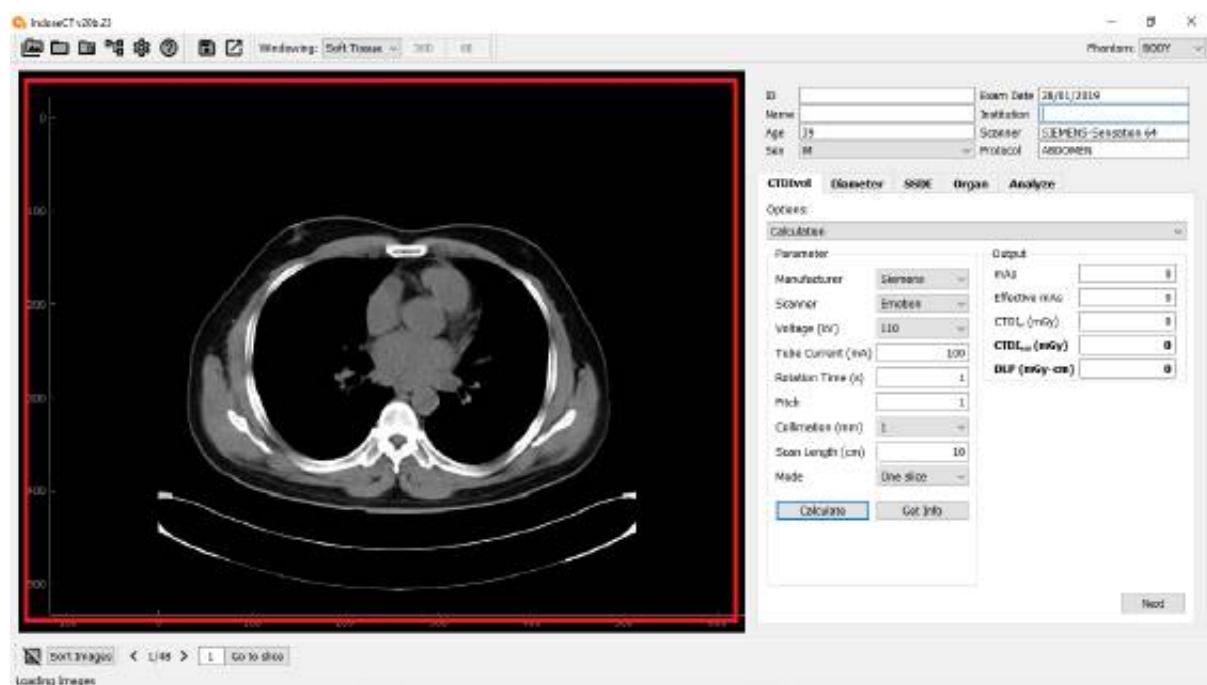
Tab Organ adalah bagian untuk menghitung dosis radiasi pada suatu organ. Dalam **IndoseCT** ini, untuk menghitung dosis organ menggunakan basis SSDE. Oleh karena itu, untuk

mendapatkan nilai dosis, tiga *tab* sebelumnya sudah harus diselesaikan (*tab CTDIvol*, **Diameter**, dan **SSDE**). Namun demikian, dalam **IndoseCT**, dosis organ tidak disimpan di dalam *database*, yang disimpan hanya nilai CTDIvol, diameter dan SSDE.

Tab Analyze adalah bagian untuk menganalisis hasil yang telah disimpan di dalam *database*. Berbagai besaran dapat dihubungkan dan ditampilkan dalam bentuk grafik, misalnya hubungan antara Dw dengan SSDE, dan lain sebagainya.

Detil pembahasan tentang masing-masing *tab* akan dibahas pada bab-bab selanjutnya.

Bagian **kedua** adalah layar untuk menampilkan citra pasien (**Gambar 22**). Termasuk hasil segmentasi untuk mendapatkan diameter ditampilkan pada layar ini. Layar ini dapat dibesarkan atau dikeluarkan dengan menarik batas kanan ke kanan atau ke kiri.



Gambar 22. Tampilan layar **IndoseCT** untuk menampilkan citra pasien dan hasil pengolahan citra.

Bagian **ketiga** adalah grup tombol di bagian atas citra dan di bagian bawah citra (**Gambar 23**). Grup tombol bagian atas untuk membuka citra, menampilkan *DICOM info*, dan menentukan *windowing* citra yang digunakan. Termasuk tombol untuk men-download *manual book* **IndoseCT** ada di grup tombol ini (**Gambar 24**). Grup tombol bagian bawah untuk menghapus citra, mengurutkan citra, dan menggeser citra dari satu *slice* ke *slice* lainnya.



Gambar 23. Tampilan bagian ketiga merupakan grup tombol di bagian atas citra dan di bagian bawah citra untuk berbagai keperluan, misalnya untuk membuka citra, menampilkan DICOM info, dan lain-lain.



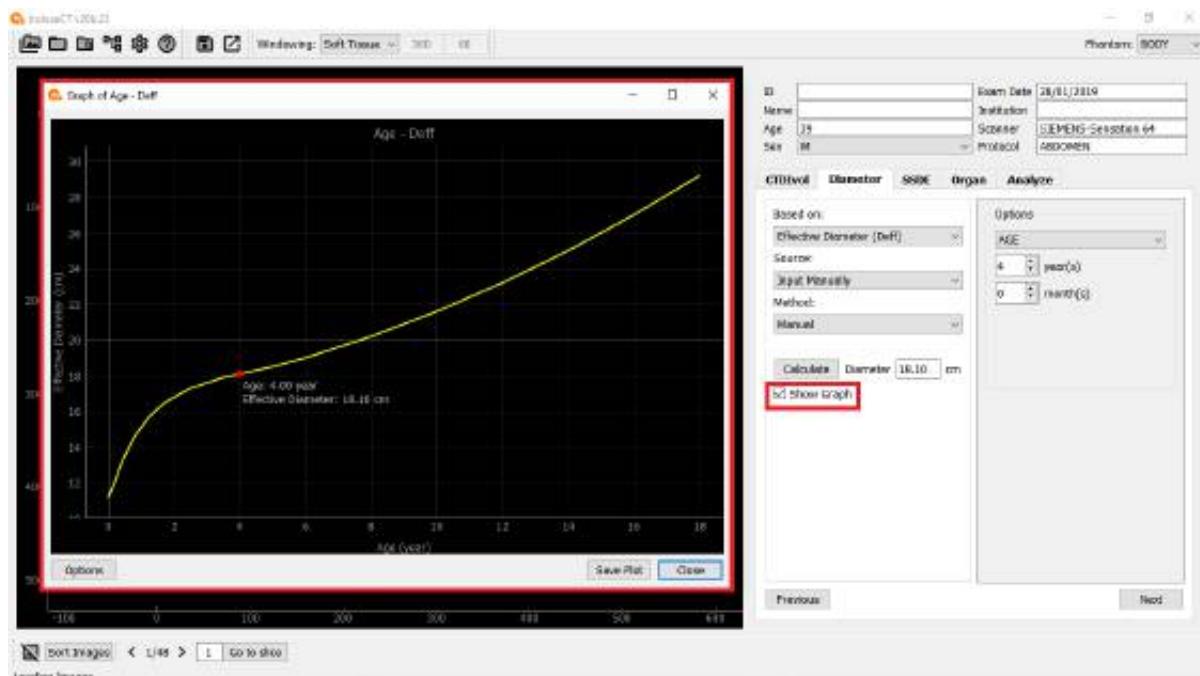
Gambar 24. Tombol untuk men-download manual book IndoseCT.

Bagian **keempat** adalah bagian untuk menampilkan informasi pasien, seperti ID, nama, umur, jenis kelamin, waktu pemeriksaan, rumah sakit, jenis *scanner*, dan protokol yang digunakan (**Gambar 25**). Informasi ini akan terisi secara otomatis saat citra dibuka. Jika kita menghitung dosis, tanpa menggunakan citra, sementara informasi ini mau disimpan di dalam *database*, maka informasi ini harus kita isi secara manual.



Gambar 25. Bagian untuk menampilkan informasi pasien, seperti ID, nama, umur, jenis kelamin, waktu pemeriksaan, rumah sakit, jenis scanner, dan protokol yang digunakan.

Bagian **kelima** adalah grafik. Dalam setiap perhitungan terutama yang melibatkan data profil atau kumpulan data yang sudah disimpan di dalam *database* dapat ditampilkan dalam bentuk grafik (**Gambar 26**). Grafik ini dapat disimpan dan datanya dapat diekspor ke Microsoft Excel.



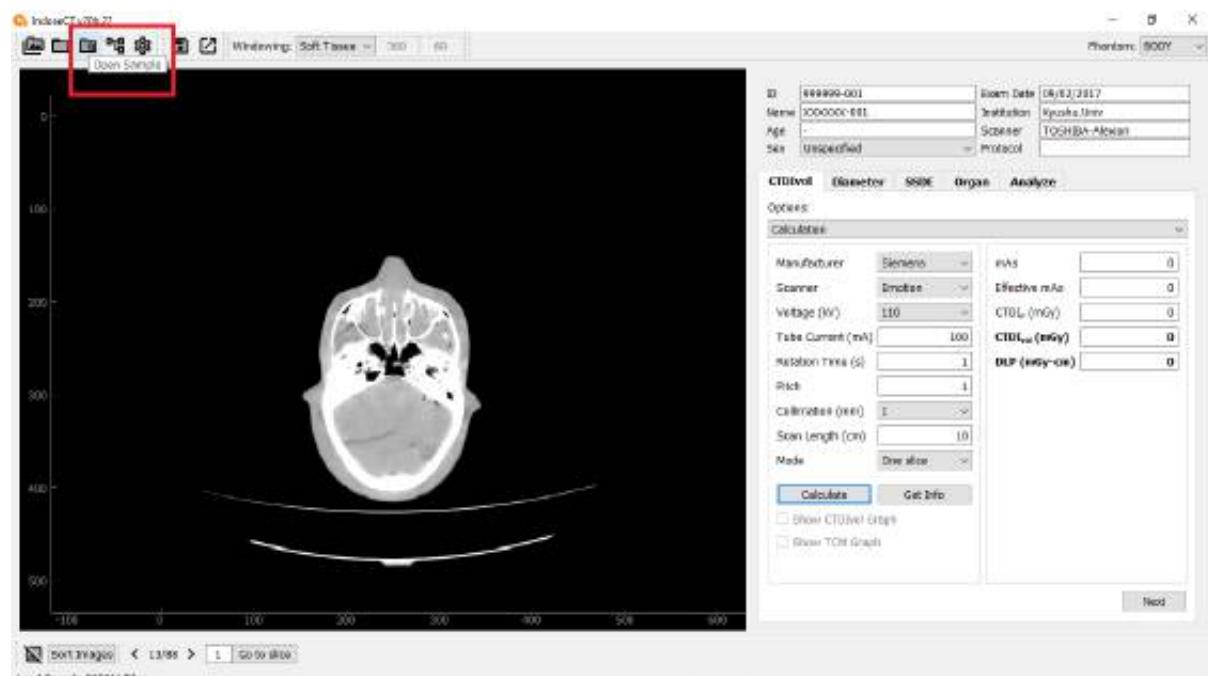
Gambar 26. Tampilan grafik untuk menampilkan data profil suatu besaran tertentu atau kumpulan data yang sudah disimpan di dalam *database*. Grafik ini dapat dibuka dan ditutup tanpa mengganggu perhitungan.

IV. CITRA PASIEN

4.1. Membuka citra

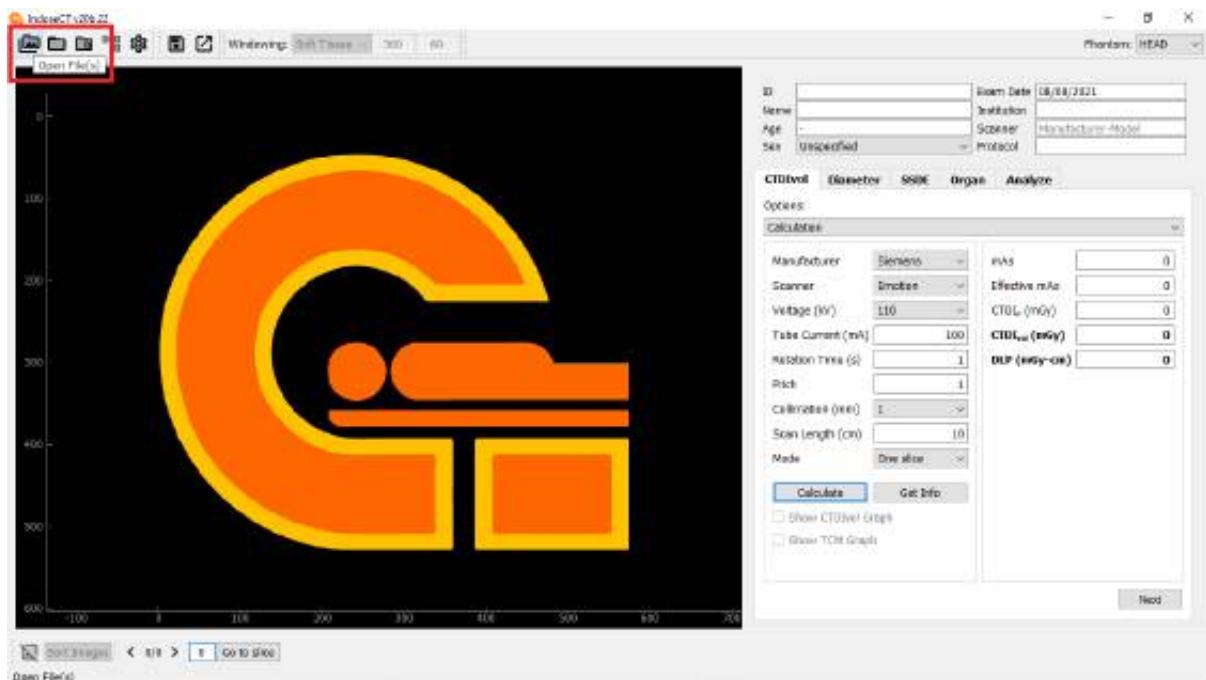
Kelebihan **IndoseCT** adalah bahwa CTDI_{vol}, D_{eff}, D_w, SSDE, dan DLP dapat diambil dan dihitung bukan dari citra pasien. Meski demikian, semua besaran tadi juga dapat diperoleh tanpa menggunakan citra pasien. **IndoseCT** memberikan pilihan bahwa semua besaran tadi dapat diperoleh baik dari citra pasien dan bukan dari citra pasien. Jika kita ingin mendapatkan nilai semua besaran tadi dari citra pasien, maka citra pasien harus dibuka terlebih dahulu.

IndoseCT memiliki 2 pilihan untuk membuka citra, yaitu berdasarkan *file* dan berdasarkan *folder*. Untuk kepentingan edukasi, **IndoseCT** telah menyediakan satu sampel, yaitu citra fantom *anthropomorphic* dari ujung bawah pelvis hingga ujung kepala. Citra sampel dapat dibuka dengan melakukan klik kiri tombol **Open Sample** (**Gambar 27**). Pada sampel ini terdapat 88 *slice*.

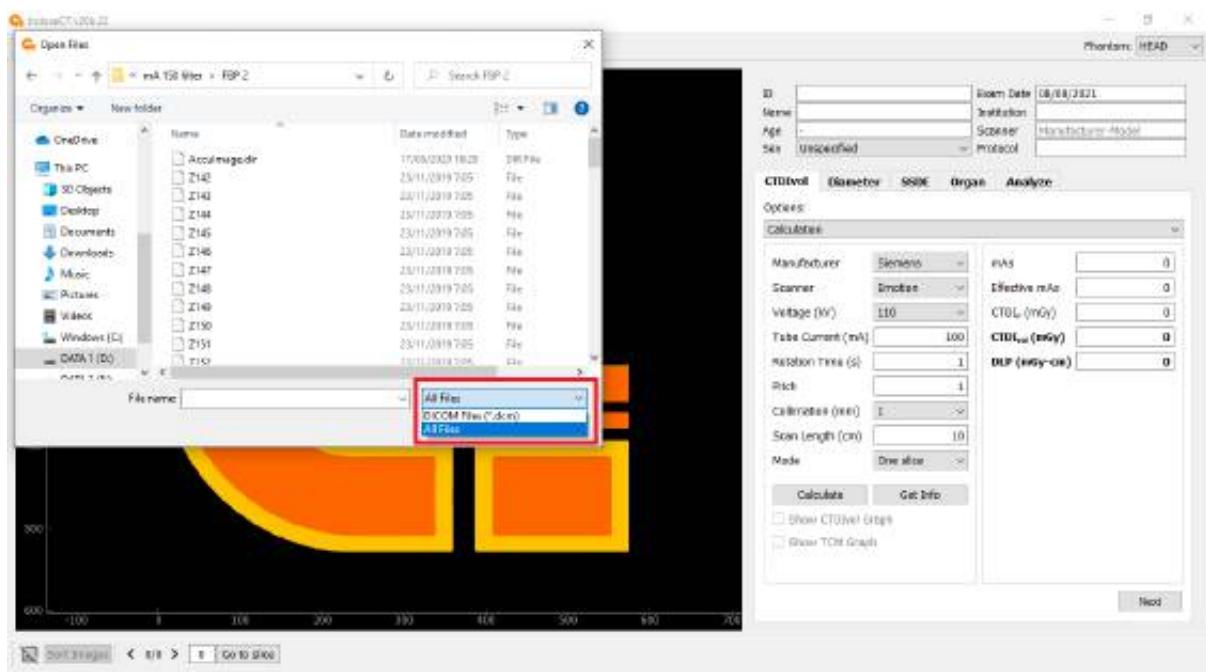


Gambar 27. Tombol **Open Sample** untuk membuka citra sampel.

Untuk membuka citra berdasarkan *file*, dilakukan dengan cara menekan tombol **Open File(s)** yang ada di pojok kiri atas (**Gambar 28**). Saat tombol ditekan, maka akan tampil dialog **Open File**. Lalu pilihlah *folder* tempat *file* citra pasien disimpan. Saat itu, nama-nama *file* akan kosong. Lalu pilihlah **All Files**, pada **Files of Type**, yang terletak di bagian paling bawah (lihat **Gambar 29**). Setelah itu, nama *file* citra pasien akan ditampilkan.



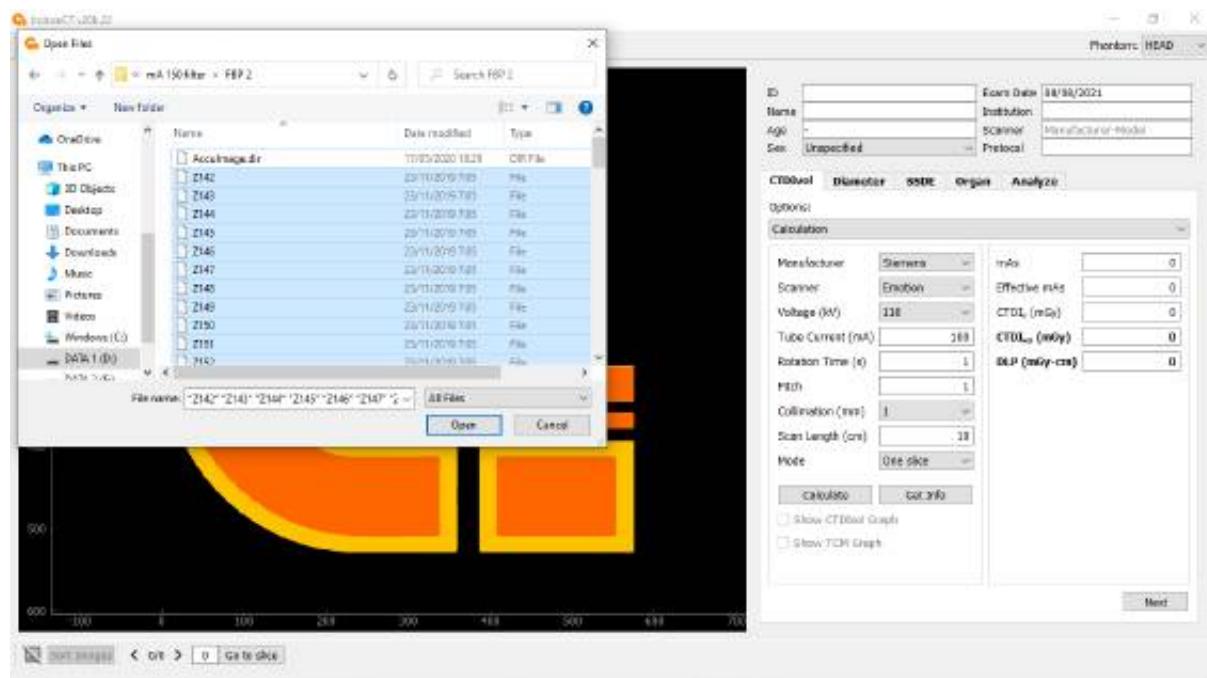
Gambar 28. Tombol Open File(s) untuk membuka citra berdasarkan file.



Gambar 29. Tampilan dialog Open Files.

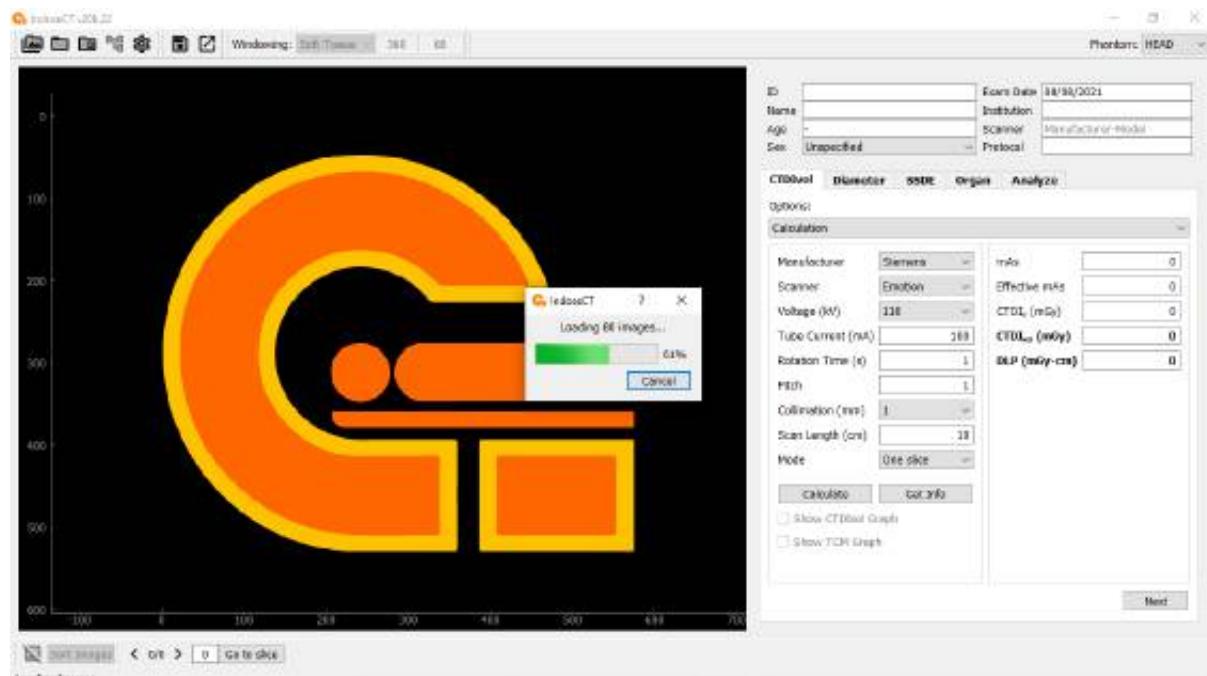
Perlu diketahui bahwa umumnya citra pasien terdiri dari lebih dari satu *slice (file)* (bahkan dalam beberapa kasus terdiri lebih dari 1000 *slice*). Jika memilih hanya satu *file*, maka tinggal memilih satu *file*, lalu klik **Open** atau langsung langsung klik-ganda pada *file*. Sedangkan cara memilih banyak *file* citra pasien, klik *file* yang pertama, kemudian tekan tombol **Shift** pada *keyboard* dan jangan dilepas, lalu tekan tombol untuk menggeser kursor ke bawah. Atau *user* juga dapat menekan tombol **Ctrl+A**. Namun harus diingat, bahwa pada *file* paling bawah biasanya ada *file AcculImage.dir*, *file* ini jangan dipilih (**Gambar 30**). Saat beberapa *file* sudah dipilih, selanjutnya untuk membuka citra adalah menekan tombol **Open**. Sebagai catatan, bahwa harus dipastikan bahwa citra yang dipilih adalah *file* citra

aksial pasien. Untuk mengetahuinya adalah bahwa *file* citra aksial memiliki ukuran *file* yang sama, sekitar 516 KB. Jika terdapat *file* dengan ukuran yang berbeda, jangan dipilih. Sebab *file* tersebut, bukanlah *file* citra aksial pasien.



Gambar 30. Tampilan beberapa *file* citra pasien yang sudah dipilih (blok warna biru).

Proses selanjutnya menekan tombol **Open**. Setelah itu semua *file* akan terbuka. Untuk membuka citra hingga ratusan atau ribuan *file*, biasanya membutuhkan waktu beberapa detik. Di layar komputer, terdapat notifikasi persentase pembukaan *file* (**Gambar 31**). Tunggu sebentar, setelah itu citra aksial pasien akan ditampilkan di layar komputer.

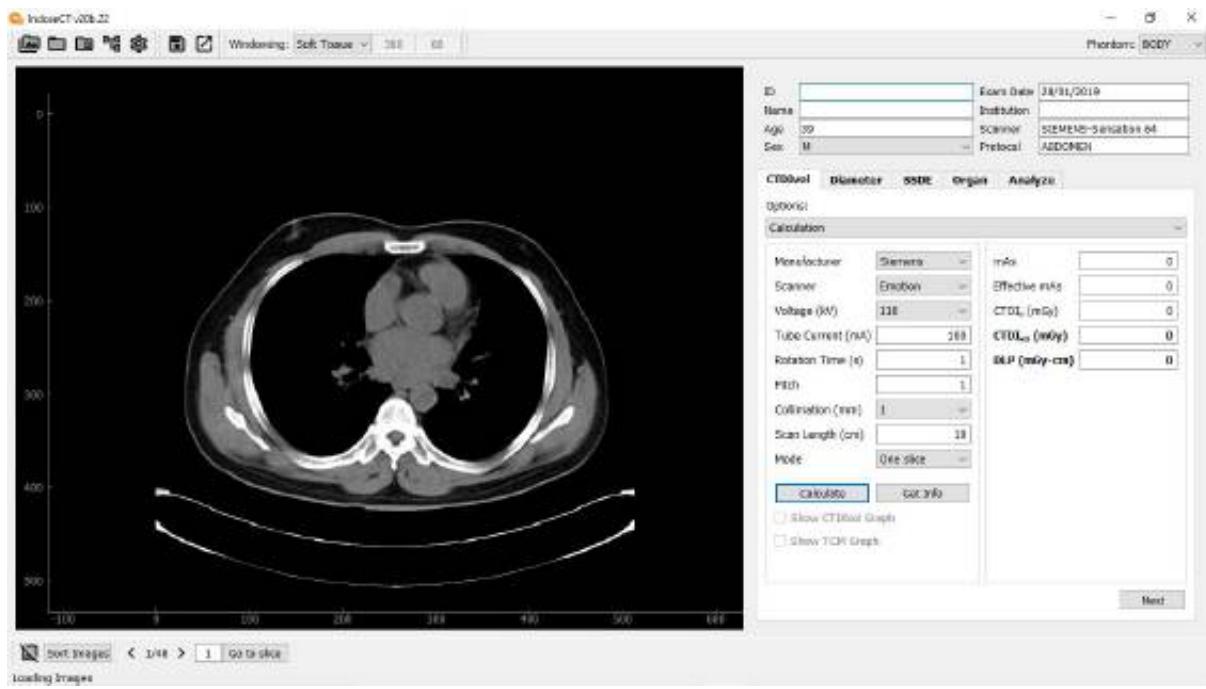


Gambar 31. Notifikasi persentase pembukaan *file* citra aksial pasien.

Untuk membuka citra berdasarkan *folder*, dilakukan dengan cara menekan tombol **Open Folder** yang ada di sebelah kanan tombol **Open File(s)** (**Gambar 32**). Saat tombol ditekan, maka akan tampil dialog **Open Folder**. Lalu pilihlah *folder* tempat *file* citra pasien disimpan. Perlu dicatat bahwa membuka banyak citra dengan dengan basis *folder* lebih praktis dibandingkan dengan basis *file*. Namun demikian harus dipastikan bahwa di dalam *folder* tidak terdapat *file* lain kecuali *file* citra aksial pasien. Jika terdapat *file* lain, maka *DICOM info* dari citra aksial nantinya tidak bisa ditampilkan. Hal ini menyebabkan proses berikutnya tidak akan bisa berjalan (seperti perhitungan diameter pasien), sebab untuk menghitung besaran ini, membutuhkan informasi dari *DICOM info*. Penjelasan tentang *DICOM info* dibahas pada sub bab selanjutnya. Contoh citra pasien yang sudah dibuka ditampilkan pada **Gambar 33**.



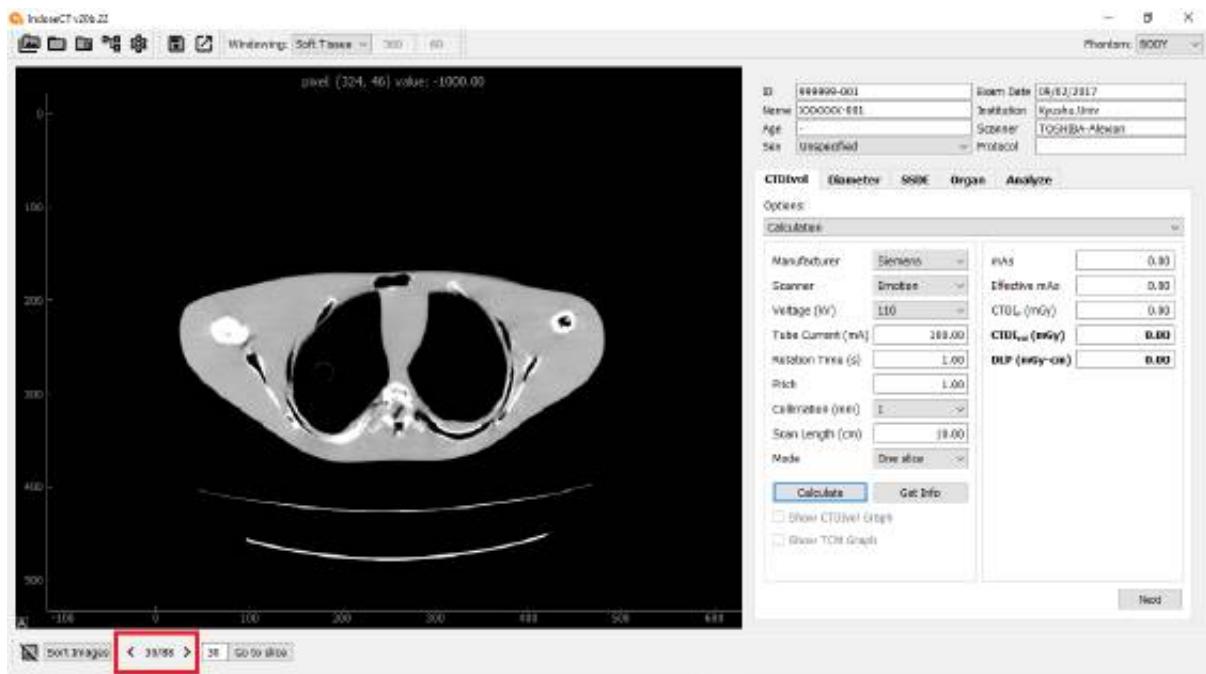
Gambar 32. Tombol **Open File(s)** untuk membuka citra berdasarkan *file*.



Gambar 33. Contoh citra pasien yang sudah berhasil dibuka.

4.2. Menampilkan citra

Untuk perpindah dari satu *slice* ke *slice* lainnya, dilakukan dengan melakukan klik tombol > dan < (di bawah citra). Tombol > adalah untuk melihat *slice* berikutnya, dan tombol < untuk melihat *slice* sebelumnya. Di bagian tengah tampak nomor *slice* yang terlihat di layar dan jumlah *slice*. Dalam contoh (**Gambar 34**), *slice* yang terbuka adalah nomor 13, dan jumlah *slice* adalah 88. Jika nomor *slice* sama dengan jumlah *slice*, maka melakukan klik tombol >, menyebabkan *slice* berpindah ke nomor satu lagi. Sebaliknya, jika nomor *slice* sama dengan 1, maka melakukan klik tombol <, menyebabkan *slice* berpindah ke nomor terakhir.



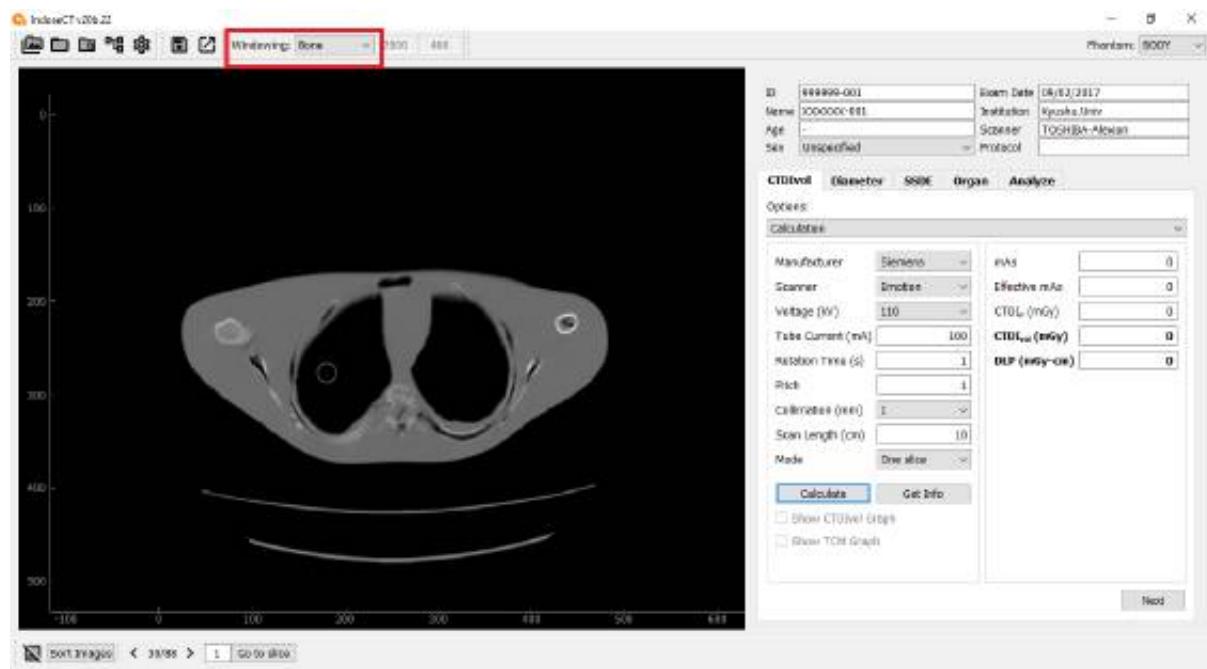
Gambar 34. Tombol > untuk berpindah ke *slice* berikutnya, dan tombol < untuk berpindah ke *slice* sebelumnya.

Untuk menuju *slice* tertentu dengan cepat dapat dilakukan dengan mengisi nomor *slice* yang dituju, dan melakukan klik **Go to slice**. Hal ini akan sangat membantu mempercepat menuju ke *slice* yang diinginkan, jika kita bekerja dengan jumlah pasien yang jumlah ratusan bahkan ribuan, seperti umum terjadi pada pesawat CT moderen.

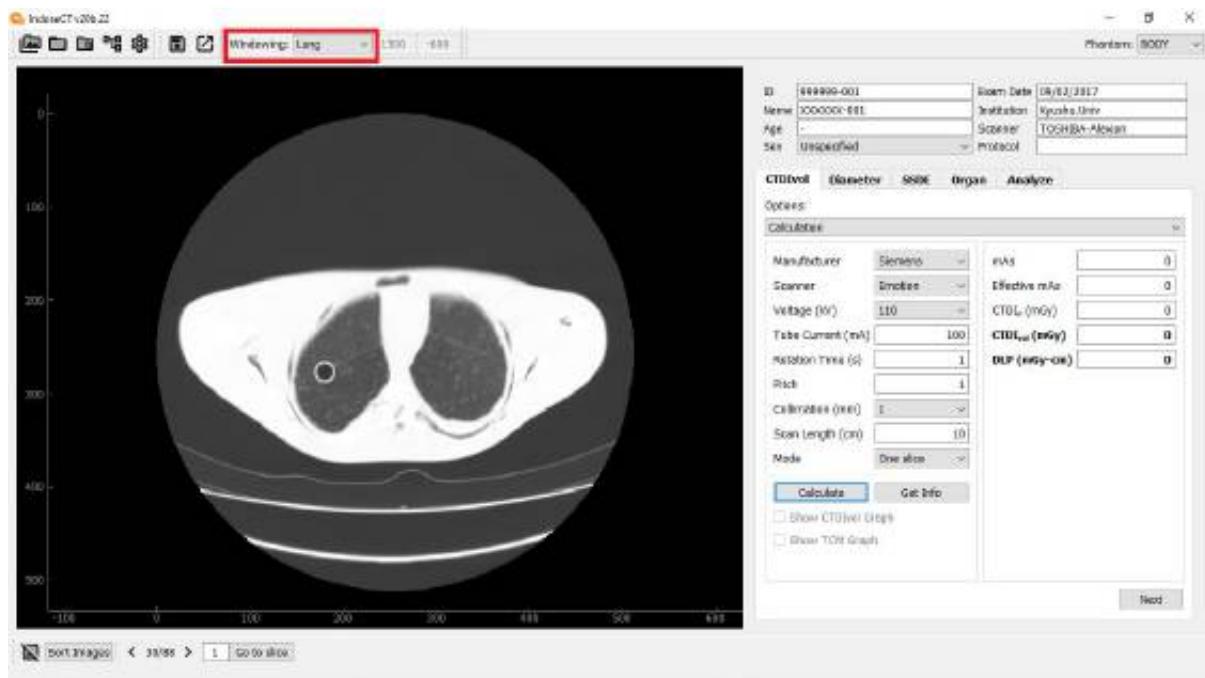
Secara lebih praktis, *user* dapat menggunakan tombol panah di **keyboard**. **Tombol anak panah ke atas** untuk melihat *slice* selanjutnya, **tombol anak panah ke bawah** adalah untuk melihat *slice* sebelumnya, **tombol anak panah ke kiri** adalah untuk melihat *slice* ke-5 sebelumnya, dan **tombol anak panah ke kanan** adalah untuk melihat *slice* ke-5 setelahnya.

Dalam kenyataan, sering sekali citra yang kita peroleh tidak urut, misalnya *slice* pertama adalah citra kepala, *slice* kedua adalah citra dada, *slice* ketiga kembali lagi ke citra kepala, dan seterusnya. Hal ini akan sangat menyulitkan. Untuk mengurutkan citra, dapat dilakukan dengan menekan tombol **Sort Images** (di pojok bawah). Citra yang kita buka juga dapat dihapus dengan menekan tombol **Close Images**, yang berada di sebelah kiri tombol **Sort Images**.

Citra CT memiliki rentang nilai piksel dari sekitar -1000 HU hingga lebih dari +3000 HU. Dengan rentang selebar ini, jika citra ditampilkan apa adanya, maka kontras antar obyek akan tampak sangat rendah. Untuk meningkatkan penampakan kontras obyek pada citra, digunakan teknik *windowing*. Dalam **IndoseCT**, telah dilengkapi beberapa *windows*, yaitu: **Soft Tissue, Bone, Lung, Liver, Brain, Fat, Spline, PF (Posterior Fossa), IAC (Internal Acoustic Canal), Vascular, Custom, dan None**. *Default* untuk *windows* adalah **Soft Tissue**. **Custom** maksudnya adalah bahwa *user* dapat menentukan sendiri nilai *window width* (WW) dan *window level* (WL). **None** maksudnya adalah citra ditampilkan tanpa menggunakan *windowing*. Hal ini berarti citra ditampilkan dari nilai minimum hingga maksimum. Citra sampel jika ditampilkan menggunakan *window Bone* tampak seperti **Gambar 35** dan menggunakan *window Lung* tampak seperti **Gambar 36**.



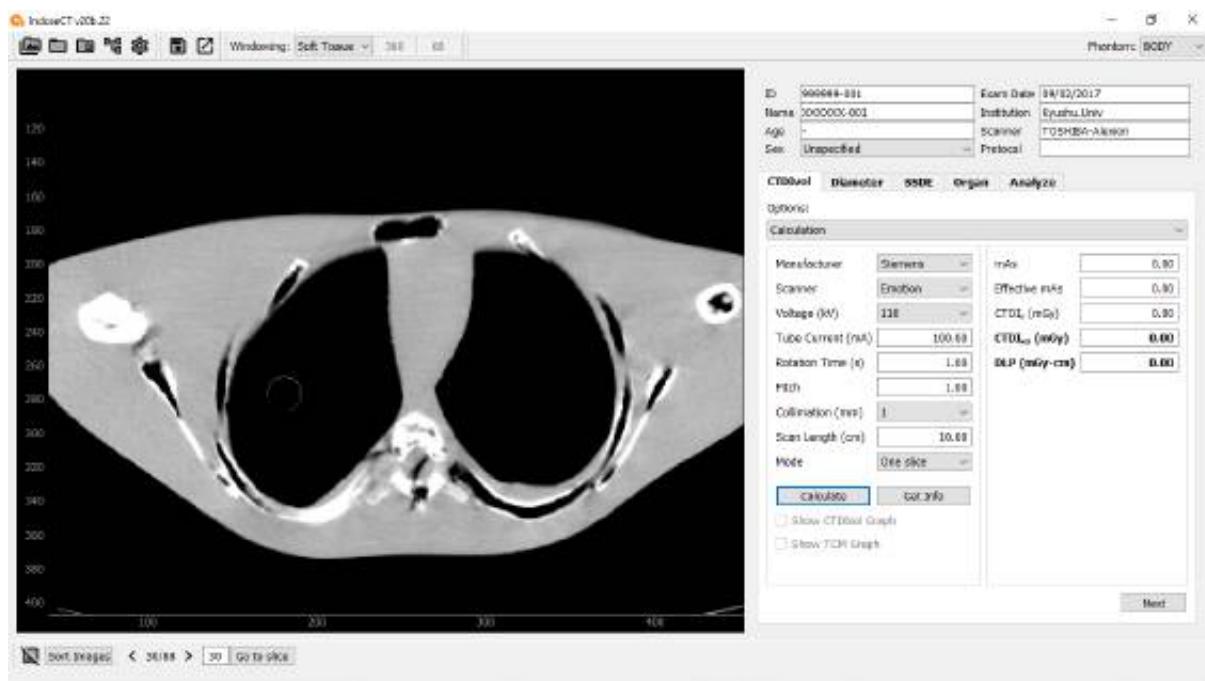
Gambar 35. Citra sampel pada daerah dada ditampilkan dengan *window Bone*.



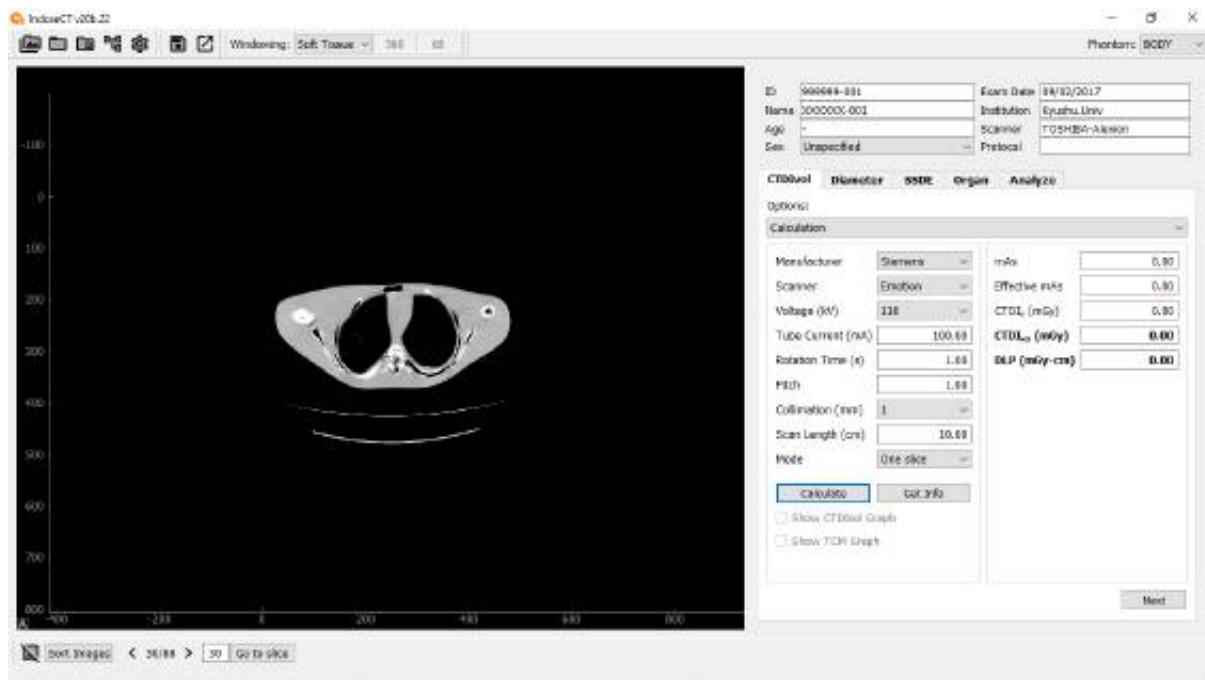
Gambar 36. Citra sampel pada daerah dada ditampilkan dengan *window Lung*.

4.3. Memperbesar, memperkecil, dan menggeser citra

Citra pasien yang telah dibuka dapat diperbesar (*zoom-in*) atau diperkecil (*zoom-out*) atau digeser sesuai keperluan. Untuk memperbesar citra adalah dengan meletakkan kursor di atas citra, kemudian tiga jari kita digunakan untuk memperbesar citra. Untuk memperkecil citra adalah dengan meletakkan kursor di atas citra, kemudian tiga jari kita digunakan untuk memperkecil citra. Citra fantom *anthropomorphic* yang diperbesar ditampilkan pada Gambar 37 dan citra yang diperkecil ditampilkan pada Gambar 38.

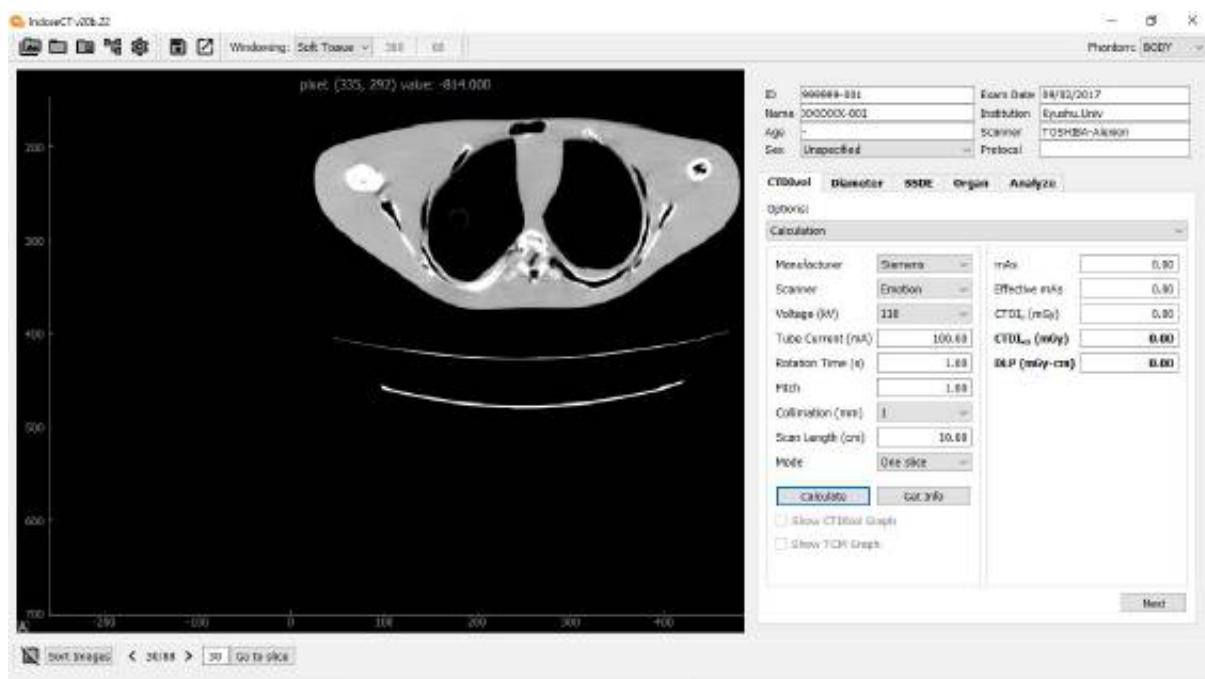


Gambar 37. Citra sampel pada daerah dada yang telah diperbesar.



Gambar 38. Citra sampel pada daerah dada yang telah diperkecil.

Untuk menggeser citra pasien dengan cara meletakkan kursor di atas citra. Lalu dilakukan dengan menahan klik kiri dan menggeser citra ke posisi yang diinginkan. Contoh citra yang sudah digeser ditunjukkan pada **Gambar 39**.

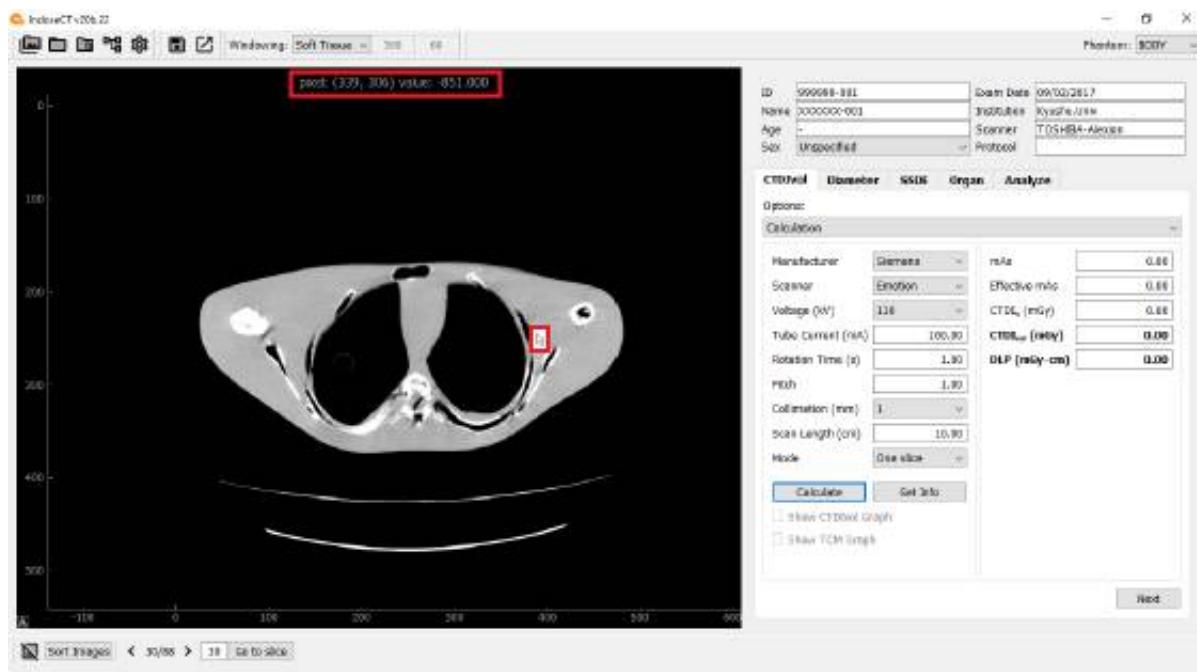


Gambar 39. Citra sampel pada daerah dada yang telah digeser.

4.4. Nilai piksel citra

Saat melakukan pengukuran D_{eff} atau D_w , terkadang kita ingin mengetahui nilai piksel pada titik tertentu pada citra pasien. Pada **IndoseCT**, untuk mengetahui nilai piksel dan posisinya (pada koordinat x dan y), sangat mudah, yaitu hanya dengan meletakkan kursor pada piksel

yang dimaksud. Nilai piksel dan posisinya secara dinamis akan ditampilkan di sebelah atas citra, sebagaimana ditunjukkan pada **Gambar 40**.

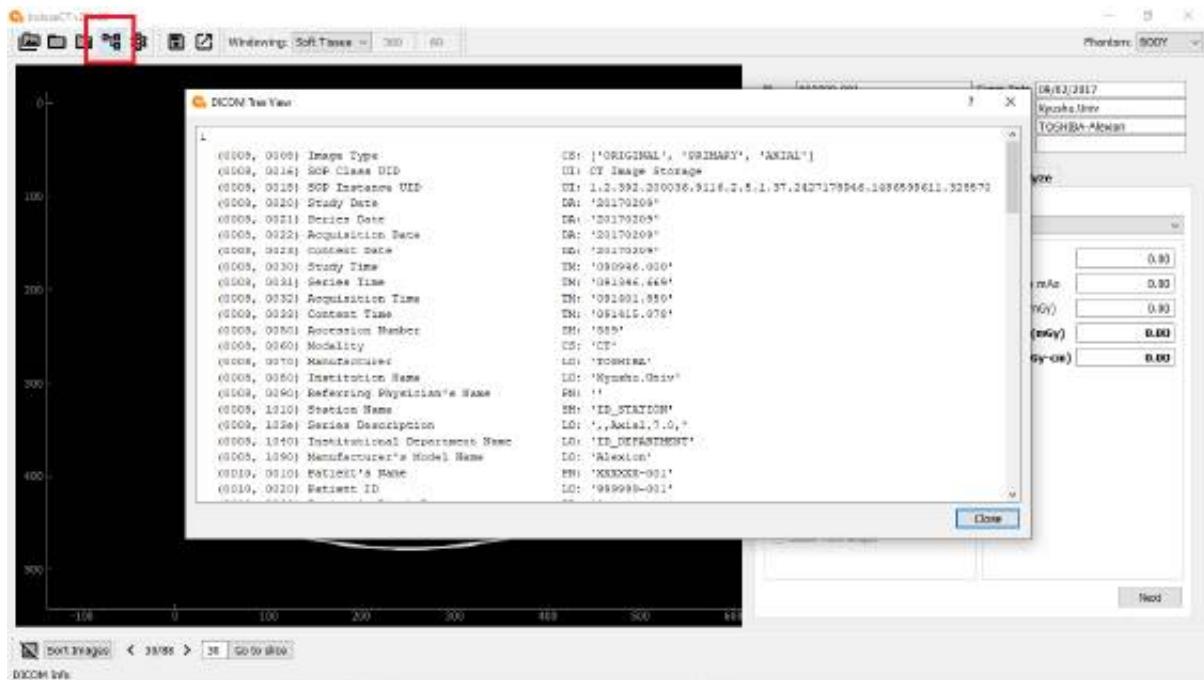


Gambar 40. Posisi kursor yang diletakkan pada posisi tertentu di dalam citra secara otomatis akan didapatkan nilai piksel dan posisinya yang diletakkan di bagian atas citra.

4.5. *DICOM Info*

Berbeda dengan citra pada umumnya, citra medis disimpan dalam format DICOM. Pada format DICOM, citra juga mengandung informasi tentang citra tersebut, misalnya tentang ukuran citra, jumlah piksel, tanggal akuisisi data, nama pasien, umur pasien, dan lain sebagainya. Berbagai informasi itu sering disebut dengan *DICOM info* atau *DICOM header*. Detail *DICOM info* ini dapat berbeda untuk satu *scanner* dengan *scanner* lainnya. Untuk menampilkan *DICOM info*, dapat dilakukan dengan menekan tombol **DICOM Info**. Contoh *DICOM info* yang sudah dibuka dapat dilihat pada **Gambar 41**. Untuk mengetahui arti dari *DICOM info* ini, kita dapat mempelajarinya di buku atau jurnal yang membahas tentang *DICOM info*. AAPM sendiri mengeluarkan laopran khusus tentang *DICOM info*, yaitu pada AAPM 246. Untuk keperluan tertentu, *user* perlu mengambil salah satu info ini untuk keperluan tertentu, misalnya jika *user* ingin mengetahui tinggi meja pasien guna menghitung *mis-centering* atau *user* ingin mengetahui *field of view* (FOV) citra yang diperoleh.

Perlu dicatat bahwa *DICOM info* yang terlihat adalah *DICOM info* untuk citra yang sedang aktif di layar (pada *slice* tertentu). Oleh karena itu, jika kita ingin melihat *DICOM info* pada *slice* berikutnya, maka citra harus dipindah *slice* berikutnya terlebih dahulu. Secara umum, *DICOM info* untuk masing-masing *slice* relatif sama, kecuali beberapa parameter seperti *slice location*, nilai arus tabung (untuk aplikasi TCM), dan waktu akuisisi citra.

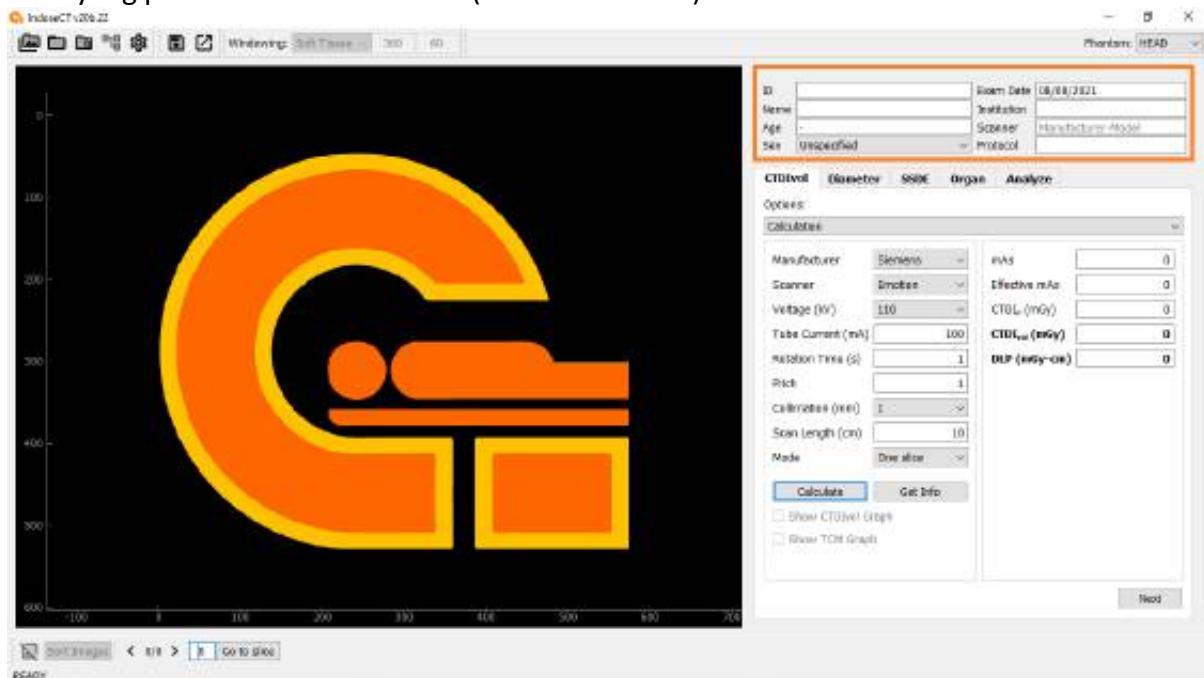


Gambar 41. Tombol untuk menampilkan *DICOM info* dan contoh *DICOM info* yang sudah ditampilkan.

4.6 Data pasien

Sebelum melakukan perhitungan, baik CTDIvol, D_{eff}, D_w, SSDE, DLP, DLPC (terkoreksi) atau dosis efektif, sebaiknya data pasien diisi terlebih dahulu. Data ini berguna untuk analisis pada tahap akhir.

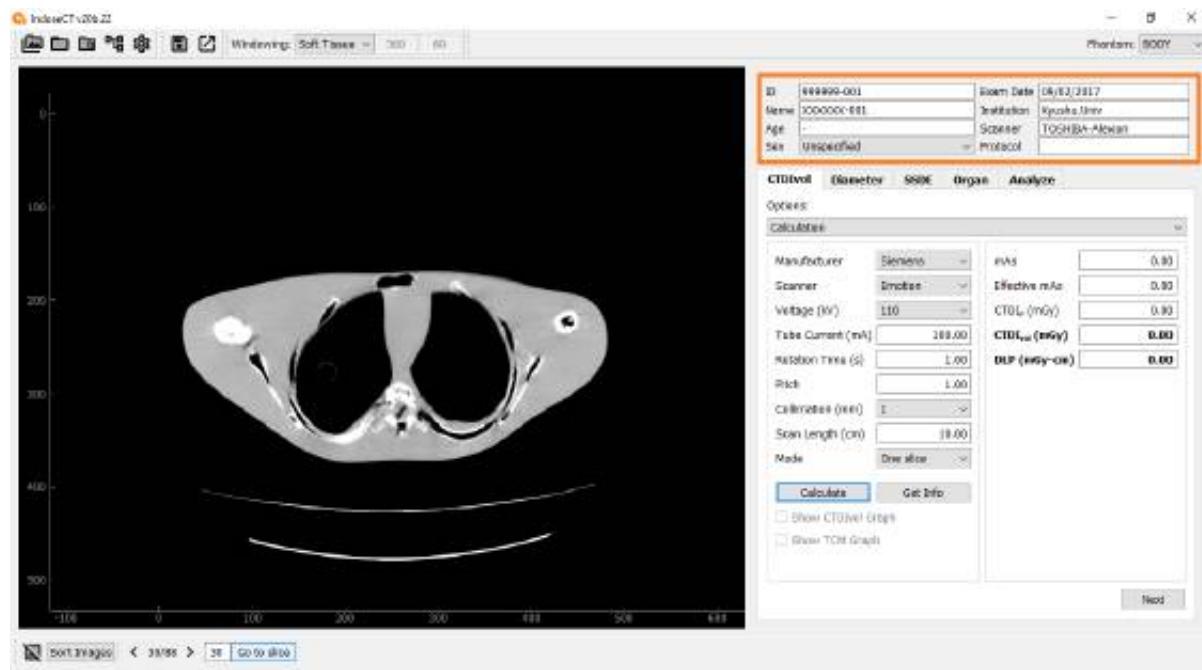
Data yang perlu diisikan antara lain (lihat **Gambar 42**):



Gambar 42. Form isian data pasien. Data pasien ini sebaiknya diisi untuk keperluan analisis selanjutnya.

- ID pasien (**ID**)
- Nama pasien (**Name**)
- Umur pasien (**Age**)
- Jenis kelamin pasien (**Sex**)
- Tanggal pemeriksaan (**Exam Date**)
- Institusi tempat pemeriksaan (nama rumah sakit) (**Institution**)
- Jenis *scanner*, baik *manufacturer* dan model *scanner*-nya (**Scanner**).
- Protokol pemeriksaan (**Protocol**)

Sebagai **catatan**, saat citra pasien dibuka parameter-parameter isian data di atas, langsung diekstrak dari citra *DICOM info*. Contoh informasi pasien yang sudah terisi saat pembukaan citra sampel dapat dilihat pada **Gambar 43**. Dalam contoh ini, **Age** dan **Protocol** kosong, karena informasi tersebut tidak ada di dalam *DICOM info* citra sample. Pada **Sex** terisi **Unspecified** karena jenis kelamin citra fantom tidak tersedia di *DICOM info*.



Gambar 43. Form isian yang sudah disi dari *DICOM info* dari citra sampel. Tampak bahwa isian **Age**, **Sex** dan **Protocol** tidak terisi karena informasi tersebut tidak tersedia di *DICOM info* citra sampel.

V. MENENTUKAN CTDI_{vol}

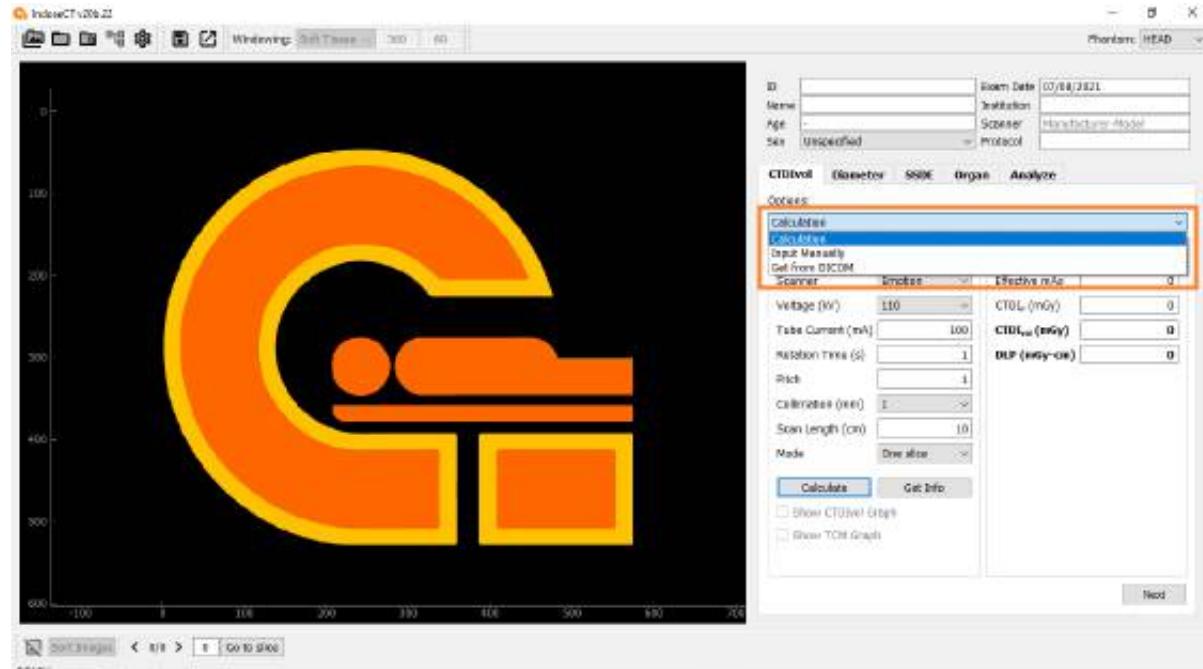
Besaran utama untuk dosis CT scan adalah CTDI_{vol}. CTDI_{vol} merupakan besaran untuk menentukan besarnya dosis keluaran pesawat CT. Nilai CTDI_{vol} ini sangat dipengaruhi oleh faktor eksposi seperti: tegangan (kV), arus tabung (mA), waktu rotasi (s), pitch, lebar kolimasi, dan nilanya spesifik untuk setiap pesawat. Dosis pasien dihitung berdasarkan besarnya CTDI_{vol} dengan karakteristik spesifik dari pasien.

Besaran kedua yang menggambarkan total energi yang ditransfer ke pasien adalah *dose length product* (DLP). DLP ini dihitung berdasarkan perkalian antara CTDI_{vol} dan panjang scan (L). Perhitungan dosis efektif pasien biasanya dihitung dari DLP ini dan faktor konversi (f).

Pada pesawat CT moderen, nilai CTDI_{vol} dan DLP ini biasanya ditampilkan pada layar CT *console*. Untuk pesawat CT produk terbaru, kedua nilai ini juga disimpan di *DICOM info*. Selain itu, nilai CTDI_{vol} dan DLP juga termasuk besaran yang harus dicek secara berkala dalam program *quality control* (QC).

Untuk menghitung CTDI_{vol}, pertama kali pilih tombol **CTDI_{vol}** pada barisan tombol. Jika tombol **CTDI_{vol}** diklik, maka warna akan berubah dari abu-abu menjadi putih. Secara *default*, saat **IndoseCT** ini diaktifkan, yang tampil di layar pertama adalah perhitungan CTDI_{vol} ini.

Dalam **IndoseCT 20.b** ini, terdapat tiga pilihan untuk menentukannya: perhitungan (**Calculation**), manual (**Input Manually**), dan diambil dari *DICOM info* (**Get From DICOM**) (**Gambar 44**). Dalam kondisi *default*, yang aktif adalah pilihan **Calculation**.



Gambar 44. Terdapat 3 cara memperoleh nilai CTDI_{vol} di **IndoseCT**, yaitu **Calculation**, **Input Manually**, dan **Get from DICOM**.

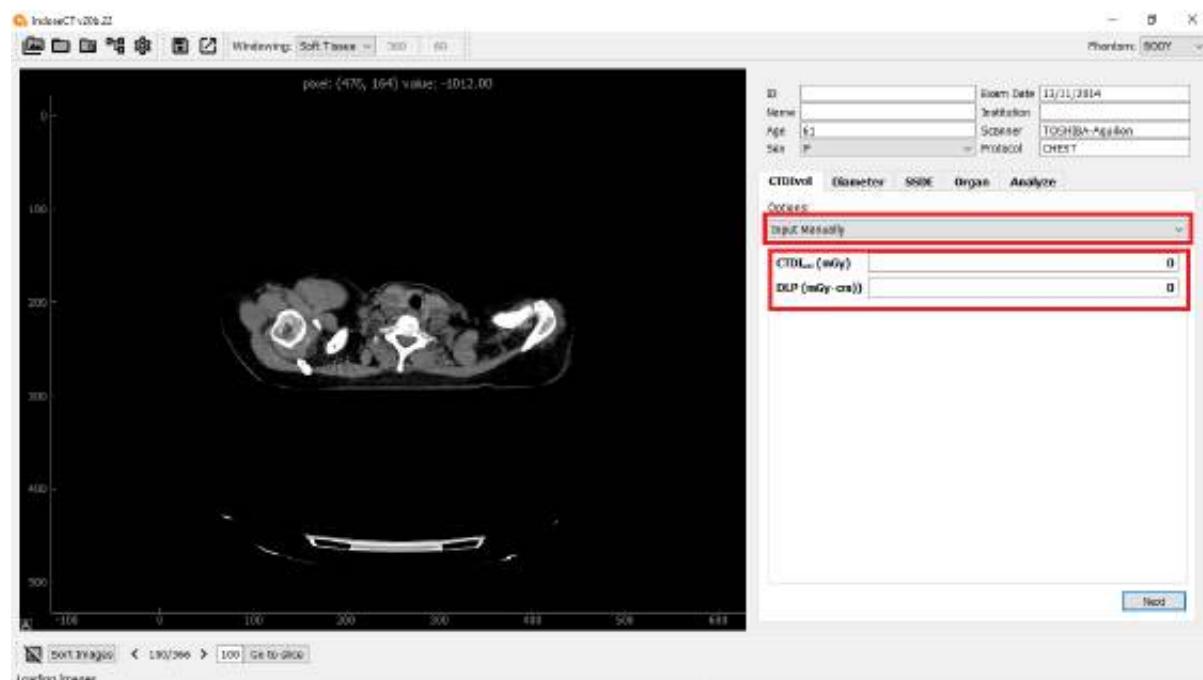
5.1 Manual

Saat *user* sudah memiliki nilai CTDI_{vol} dan DLP, baik dari layar *console* CT atau dari pengukuran (misalnya saat melakukan program QC atau uji kesesuaian, UK) atau dari

software yang lain, maka *user* tinggal memasukkan nilai tersebut ke dalam **IndoseCT** ini. Langkah-langkah yang dilakukan (lihat **Gambar 45**):

- Pilih **option Enter Manually**.
- Isi kotak **CTDI_{vol} (mGy)** dengan nilai CTDI_{vol}.
- Isi kotak **DLP (mGy·cm)** dengan nilai DLP.

Jika nilai CTDI_{vol} dan DLP sudah diisi (menggunakan salah satu metode yang telah dijelaskan, yaitu: **Calculation**, **Input Manually**, dan **Get from DICOM**), maka dapat melanjutkan ke tahap kedua, yaitu menghitung diameter efektif (D_{eff}) atau *water-equivalent diameter* (D_w).



Gambar 45. Tampilan untuk memasukkan nilai CTDI_{vol} dan DLP secara manual.

Catatan: Nilai CTDI_{vol} yang diperoleh pada dasarnya atau dua basis, yaitu dengan basis fantom *body* (dengan diameter 32 cm) atau *head* (dengan diameter 16 cm). Saat memasukkan nilai CTDI_{vol} dan DLP, kita juga harus menyatakan fantom yang kita gunakan, yaitu dengan memilih pilihan **Phantom** yang ada di pojok kanan atas. Untuk nilai CTDI_{vol} yang diperoleh secara otomatis pada citra, jenis fantom juga sudah diisi secara otomatis. Namun demikian *user* perlu mengecek ulang. Kekeliruan pemilihan jenis fantom ini dapat mengakibatkan kesalahan nilai estimasi dosis yang sangat besar.

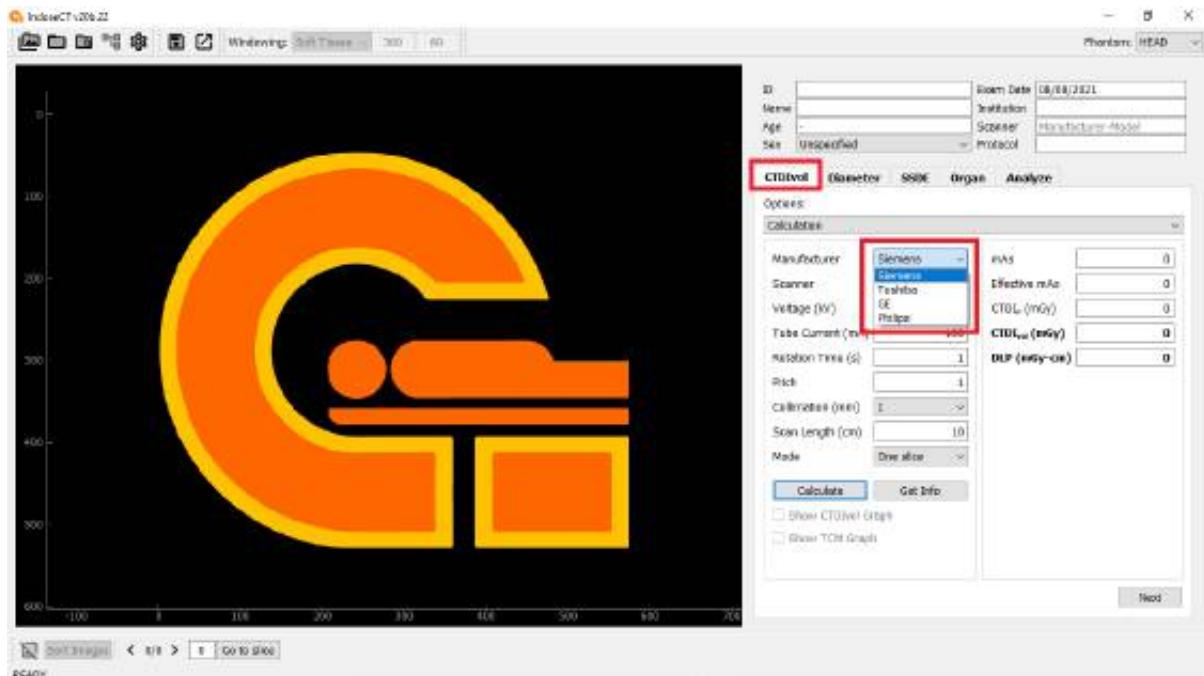
5.2 Perhitungan

a. Satu slice

Perhitungan CTDI_{vol} dan DLP secara *default* pada **IndoseCT** adalah pilihan satu *slice*. Dalam hal ini terlihat bahwa di pilihan (*option*) bagian bawah secara *default* terpilih **One slice** (**Gambar 46**). Selain pilihan **One slice**, pilihan lainnya adalah **3D**.

Jika *user* belum memiliki nilai CTDI_{vol} dan DLP, maka *user* dapat menghitung kedua besaran ini dengan memasukkan jenis CT yang digunakan dan faktor-faktor eksposinya. Di dalam **IndoseCT** ini, baru tersedia untuk empat merek *manufacturer*: **Siemens**, **Toshiba**, **General**

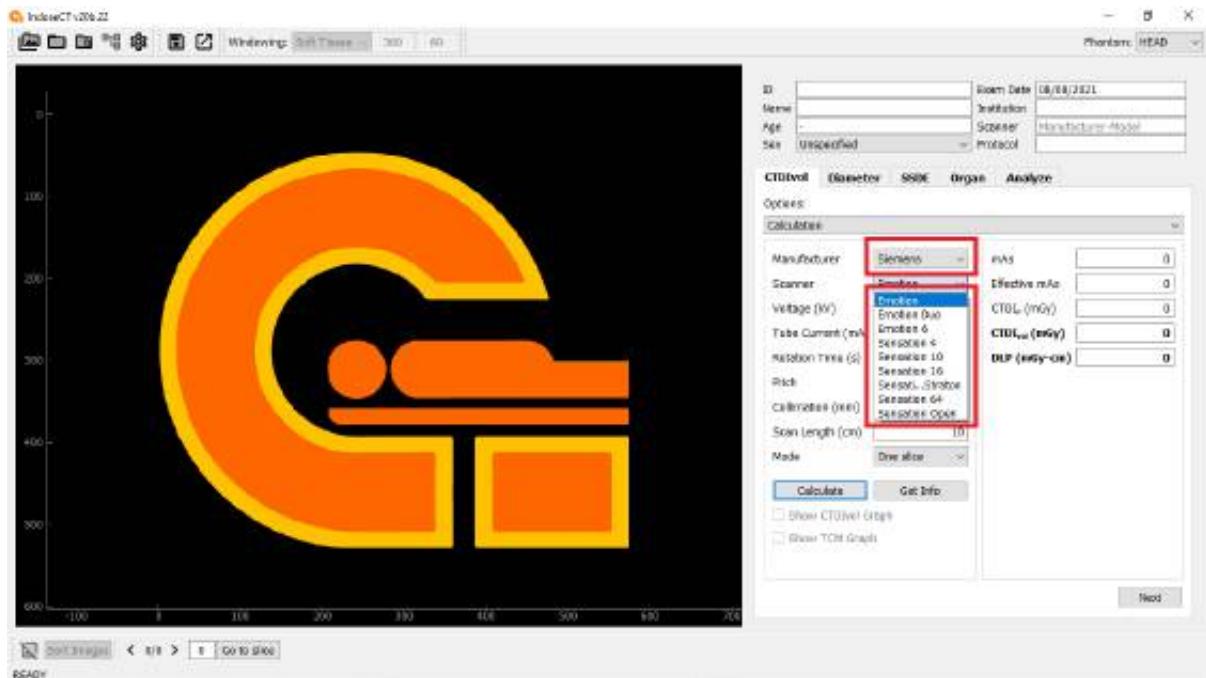
Electric (GE) dan **Philips** (Lihat **Gambar 46**). Untuk merek *manufacturer* yang lain, akan ditambahkan pada versi selanjutnya.



Gambar 46. Dalam **IndoseCT** terdapat 4 pilihan *manufacturer*.

Langkah-langkah yang dilakukan:

- Pilih **tab CTDIvol** (Sebenarnya, saat **IndoseCT** dibuka, **tab** pertama adalah **tab CTDIvol** ini).
- Pilih **option Calculation** (Sebenarnya, saat **IndoseCT** dibuka, opsi pertama adalah pilihan untuk melakukan **CTDIvol Calculation** ini).
- Pilih nama **Manufacture**.
Terdapat empat pilihan *manufacturer*, yaitu **Siemens**, **Toshiba**, **General Electric (GE)** dan **Philips**. *Default* untuk *manufacturer* adalah **Siemens**.
- Selanjutnya pilih jenis **Scanner**.
 - Untuk Siemens terdapat 11 *scanner*, yaitu: **Emotion**, **Emotion Duo**, **Emotion 6**, **Sensation 4**, **Sensation 10**, **Sensation 16**, **Sensation 16 Straton**, **Sensation 64**, **Sensation Open**, **Somatom Definition AS**, dan **Somatom Perspective**. Beberapa pilihan jenis scanner Siemens ditunjukkan oleh **Gambar 47**.
 - Untuk Toshiba tersedia 8 *scanner*, yaitu **Asteion**, **Asteion Dual**, **Asteion Multi**, **Aquilion Multi/4**, **Aquilion 16**, **Aquilion 64**, **Alexion**, dan **Alexion Access**.
 - Untuk GE tersedia 7 *scanner*, yaitu **HiSpeed**, **HiSpeed ZX/i**, **LightSpeed**, **LightSpeed Plus**, **LightSpeed Ultra**, **LightSpeed 16** dan **LightSpeed VCT**.
 - Untuk Philips baru tersedia 9 *scanner*, yaitu **AV**, **LX**, **M/EG**, **Mx8000**, **SR700**, **CT Secura**, **Brilliance 16**, **Brilliance 64**, dan **Ingenuity**.
Default scanner adalah **Emotion Duo**.
- Pilih **Voltage (kV)** yang digunakan. Pilihan tegangan menyesuaikan dengan jenis *scanner* yang digunakan.
- Isi **Tube Current (mA)**. *Default* arus tabung bernilai 100 mA.
- Isi **Rotation Time (s)**. *Default* waktu rotasi bernilai 1 s.

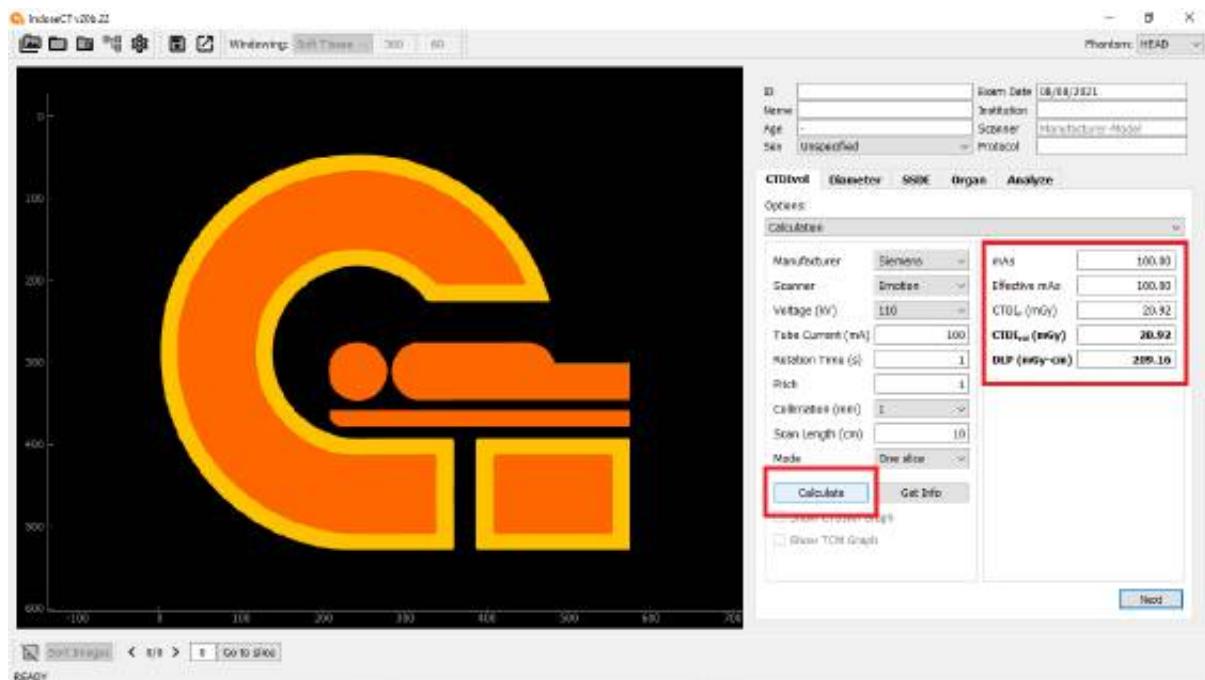


Gambar 47. Dalam IndoseCT terdapat beberapa pilihan scanner.

- Isi **Pitch**. Default untuk nilai *pitch* adalah 1.
- Pilih lebar **Collimation (mm)**. Pilihan lebar kolimasi sangat ditentukan oleh nama *manufacturer* dan jenis *scanner*.
- Isi **Scan length (cm)**. Default panjang *scan* bernilai 10 cm.
- Jika sudah diisi semua, lalu tekan tombol **Calculate**.

Setelah itu, akan dilakukan perhitungan nilai $CTDI_{vol}$ dan DLP . Selain itu, akan didapat juga nilai **mAs**, **Effective mAs** (mAs dibagi dengan *pitch*), dan nilai **$CTDI_w$** . Nilai $CTDI_{vol}$ merupakan $CTDI_w$ dibagi *pitch*, dan **DLP**. Contoh hasil perhitungan $CTDI_{vol}$ dan DLP untuk **Siemens Emotion** ditunjukkan oleh **Gambar 48**.

Untuk keperluan praktis, nilai-nilai masukan untuk menghitung $CTDI_{vol}$, sepeerti arus tabung, tegangan tabung dan lain sebagainya, dapat pula diambil dari *DICOM info*. Namun hal ini hanya berlaku, jika *manufacture* CT dan jenis *scanner* sudah ada di dalam database *scanner* yang ada. Untuk mengambil *DICOM info*, dilakukan dengan menekan tombol **Get Info**. Contoh, nilai input yang diambil dari *DICOM info* untuk **Siemens Sensation 64**, ditunjukkan oleh **Gambar 49**.



Gambar 48. Hasil perhitungan CTDI_{vol} dan DLP untuk Siemens Emotion.



Gambar 49. Nilai *input* parameter diambil dari *DICOM Info* dengan tombol **Get Info** untuk memghitung CTDI_{vol}.

Pada aplikasi CT yang sudah dilengkapi teknik *tube current modulation* (TCM), nilai **Tube Current (mA)** belum diketahui di awal scanning. Sebab nilai **Tube Current (mA)** sangat variatif sepanjang sumbu-z dan ditentukan saat scanning berdasarkan citra *scout* (*scanogram* atau *localizer*) pasien. Jika sudah tersedia citra pasien, nilai **Tube Current (mA)** dapat diekstrak diambil dari *DICOM info* citra pasien tersebut. IndoseCT ini juga telah dilengkapi fitur untuk mengekstrak nilai mA yang variatif ini, yaitu dengan menekan tombol **Get Info**.

b. Pilihan 3D

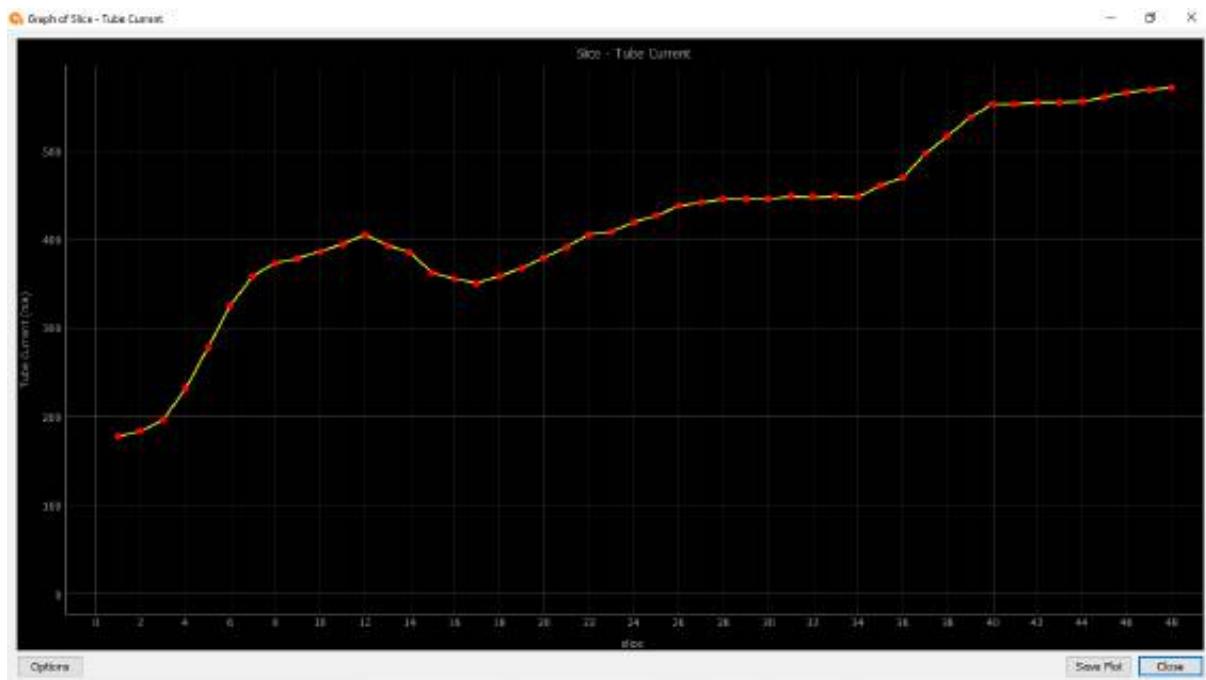
Untuk menampilkan nilai arus tabung (mA) dan menghitung nilai CTDI_{vol} sepanjang sumbu-z, maka pilihan **mode 3D** harus dipilih (**Gambar 50**).

Saat **mode 3D** dipilih terdapat 3 pilihan, yaitu **Slice Step**, **Slice Number**, dan **Regional** (**Gambar 50**). Jika **Slice Step** dipilih dan kotak isian diisi 1, berarti nilai CTDI_{vol} dihitung dari semua *slice*. Jika kotak isian diisi 2, berarti nilai CTDI_{vol} dihitung dari *slice* 1, lalu *slice* 3, lalu *slice* 5, dan seterusnya. Jika **Slice Number** dipilih dan kotak isian diisi 1, berarti nilai CTDI_{vol} dihitung dari 1 *slice* yang ada di tengah. Jika kotak isian diisi 3, berarti nilai CTDI_{vol} dihitung dari 1 *slice* yang ada di tengah, 1 *slice* pada posisi 1/3 dari awal, dan 1 *slice* pada posisi 1/3 dari akhir. Sedangkan jika **Regional** dipilih, maka kita dapat menentukan *slice* untuk mengawali (misalnya dari slice ke-15) dan *slice* untuk mengakhiri (misalnya sampai slice ke-25). Pemilihan **Regional** ini sangat berguna untuk mengestimasi dosis organ yang terletak pada posisi tertentu. Dilaporkan dari beberapa studi bahwa estimasi dosis organ menggunakan CTDI_{vol} yang dihitung dari rata-rata pada regional tersebut lebih akurat daripada dihitung dari rata-rata semua *slice* yang ada (Anam et al. J Biomed Phys Eng. 2021; Khatonabadi et al. Med Phys. 2013; 40(5): 051905; Bostani et al. Med Phys. 2015; 42(2): 958-968).

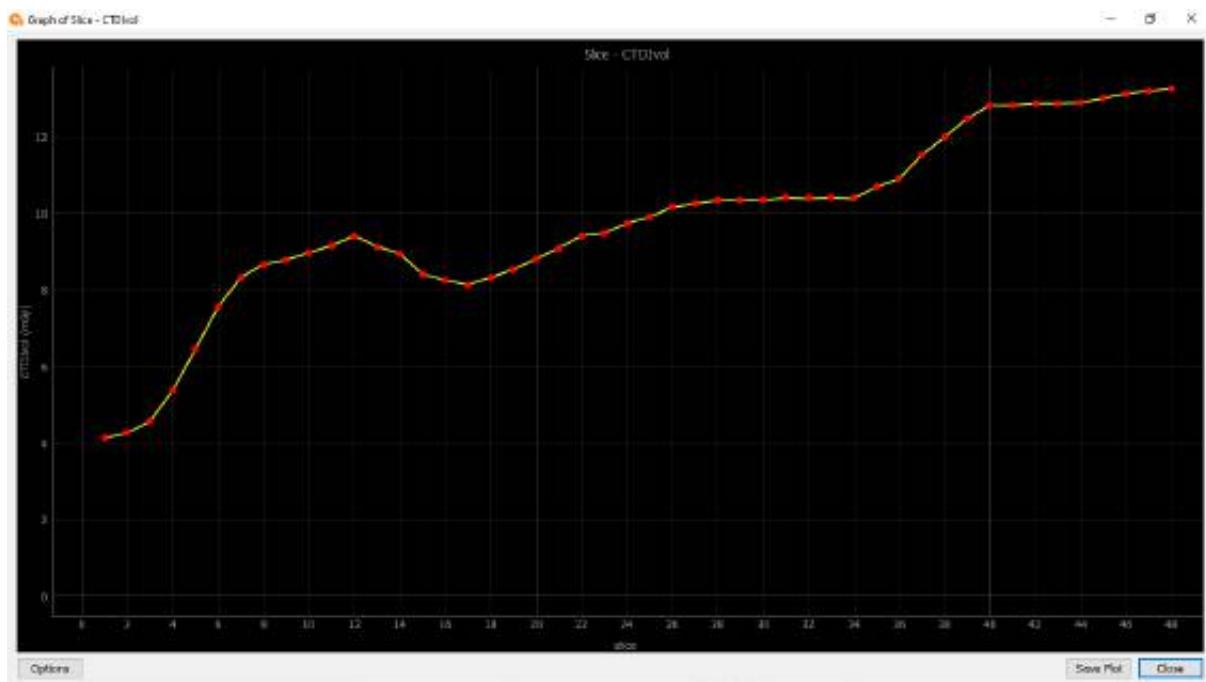
Sementara grafik profil arus tabung dan CTDI_{vol} dapat ditampilkan dengan memilih **Show CTDI_{vol} Graph** dan **Show mA Graph** (**Gambar 50**). Dua grafik tersebut dapat ditampilkan secara bersamaan atau salah satu saja. Setelah semua pilihan ditentukan, tombol **Calculate** ditekan, dan secara otomatis akan ditampilkan nilai arus tabung mA (**Gambar 51**) dan CTDI_{vol} sepanjang sumbu-z (**Gambar 52**). Nilai reratanya diisikan pada isian **Tube Current (mA)** dan **CTDI_{vol} (mGy)**.



Gambar 50. Mode 3D untuk menghitung nilai arus tabung (mA) dan CTDI_{vol} sepanjang sumbu-z untuk teknik TCM. Nilai arus tabung (mA) diambil dari *DICOM info*.

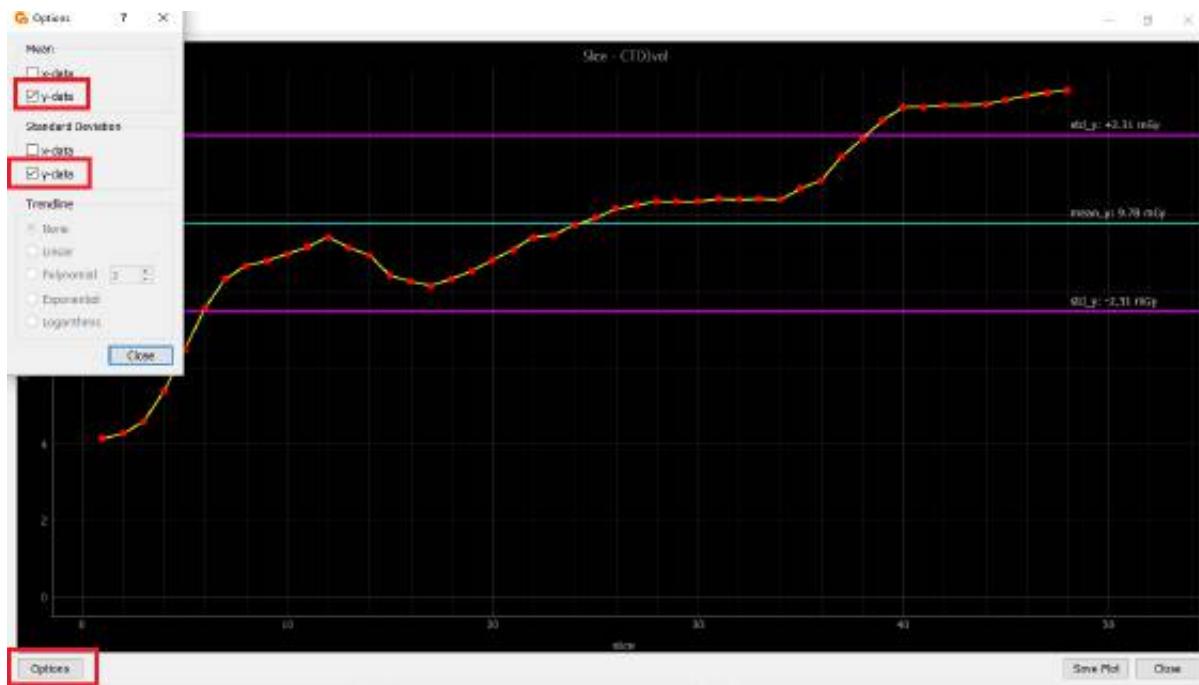


Gambar 51. Grafik profil arus tabung (mA) sepanjang sumbu-z untuk penggunaan teknik TCM. Arus tabung (mA) ini diekstrak dari *DICOM info* citra pasien.



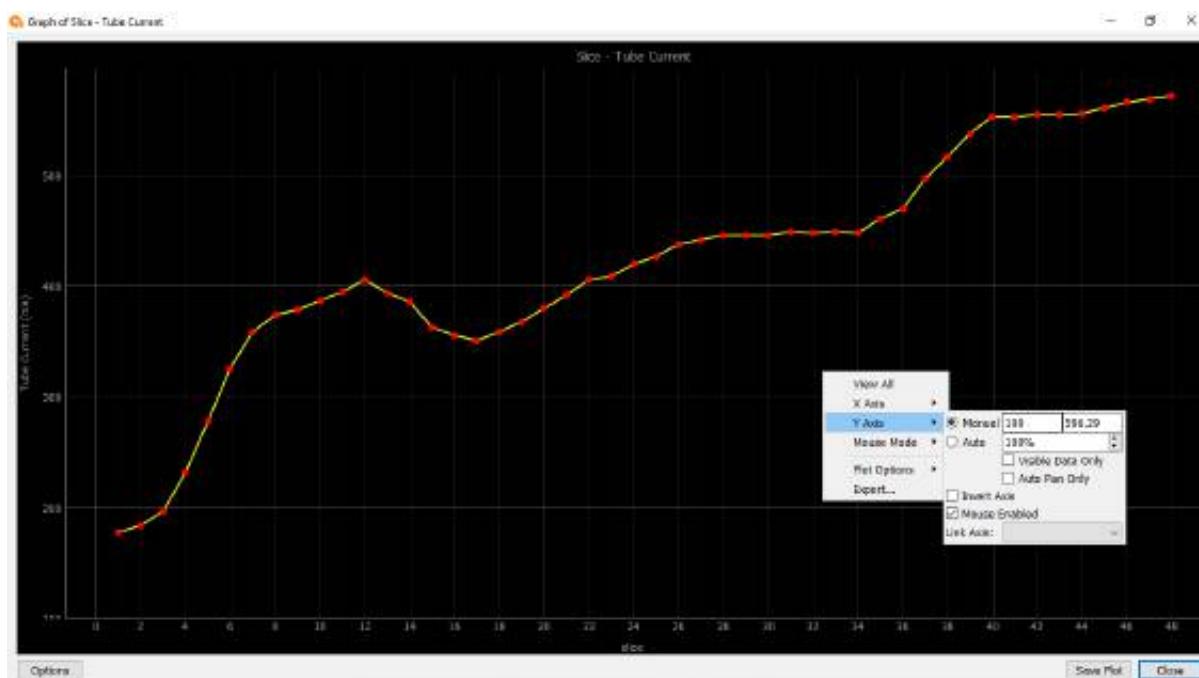
Gambar 52. Grafik profil CTDI_{vol} (mGy) sepanjang sumbu-z untuk penggunaan teknik TCM.

Selanjutnya, nilai arus rata-rata dan deviasi standarnya dapat ditampilkan di grafik dengan menekan tombol **Option**. Lalu dilanjutkan dengan memilih **Mean** dan **Standard Deviation** dari nilai **y-data**. Grafik profil CTDI_{vol} (mGy) yang sudah dilengkapi nilai rata-rata dan deviasi standar ditunjukkan oleh **Gambar 53**.



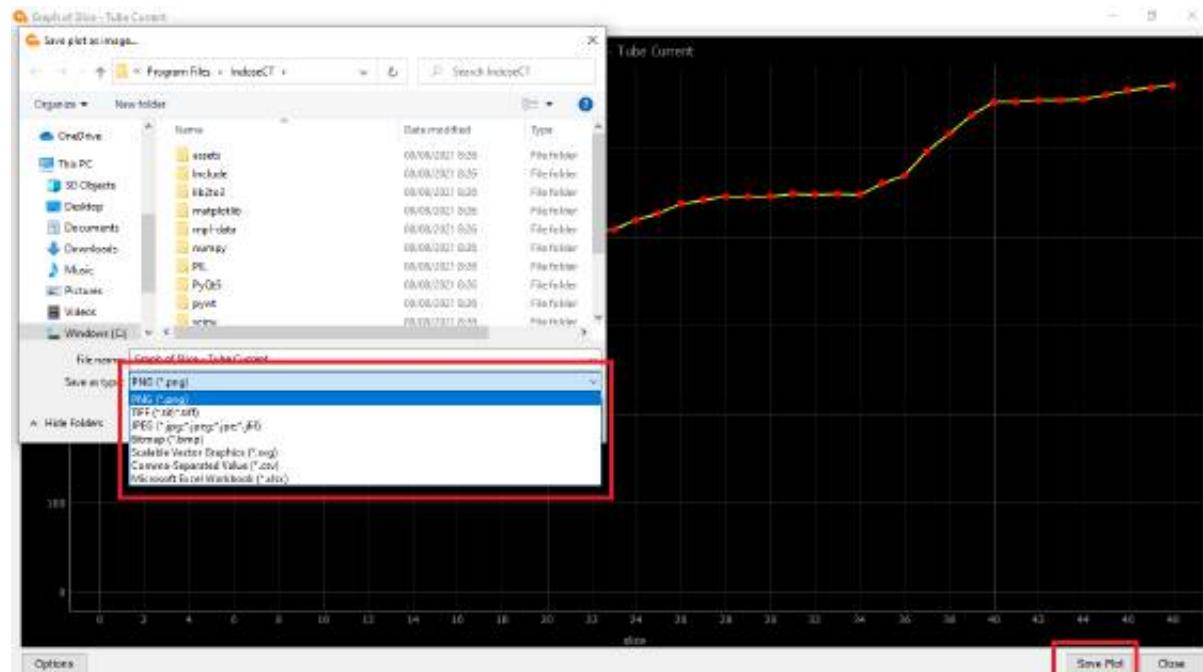
Gambar 53. Grafik profil CTDI_{vol} (mGy) sepanjang sumbu-z untuk penggunaan teknik TCM yang sudah dilengkapi nilai rata-rata dan deviasi standar.

Sumbu-x dan sumbu-y grafik profil dapat diatur nilai minimum dan maksimumnya. Caranya adalah dengan melakukan klik kanan pada grafik, selanjutnya sorot **X-Axis** atau **Y-Axis**, lalu nilai minimum dan maksimum dapat ditentukan secara manual agar grafik tampak lebih optimal. Grafik arus tabung (mA) yang nilai minimum sumbu-y sudah diset dengan nilai 100 mA ditunjukkan oleh **Gambar 54**.



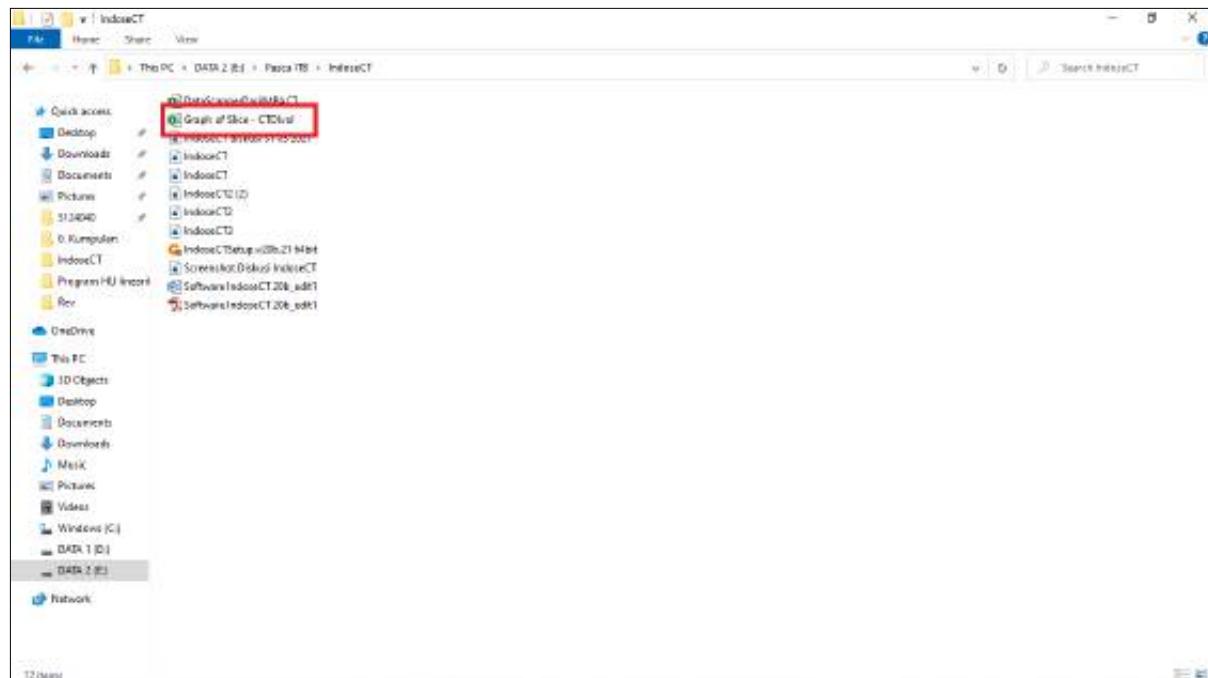
Gambar 54. Grafik arus tabung (mA) yang nilai minimum sumbu-y sudah diubah menjadi 100 mA.

Grafik yang telah dihasilkan dapat disimpan (**Save Plot**) dalam beberapa format. Selanjutnya tuliskan **File name** yang dikehendaki, lalu format *file* dengan memilih **Save as type** berupa **PNG, TIFF, JPEG, Bitmap, Scalable, Comma-Separated Value**, dan **Microsoft Excel Workbook (Gambar 55)**.



Gambar 55. Pilihan penyimpanan profil arus tabung dan CTD_{vol} sepanjang sumbu-z, yaitu dengan memilih **Save as type**.

Contoh *file* Microsoft Excel dari profil CTD_{vol} sepanjang sumbu-z ditunjukkan pada **Gambar 56**. Selanjutnya data pada Microsoft Excel dapat kita olah sesuai keperluan.



Gambar 56. Contoh *file* Microsoft Excel dari profil CTD_{vol} sepanjang sumbu-z.

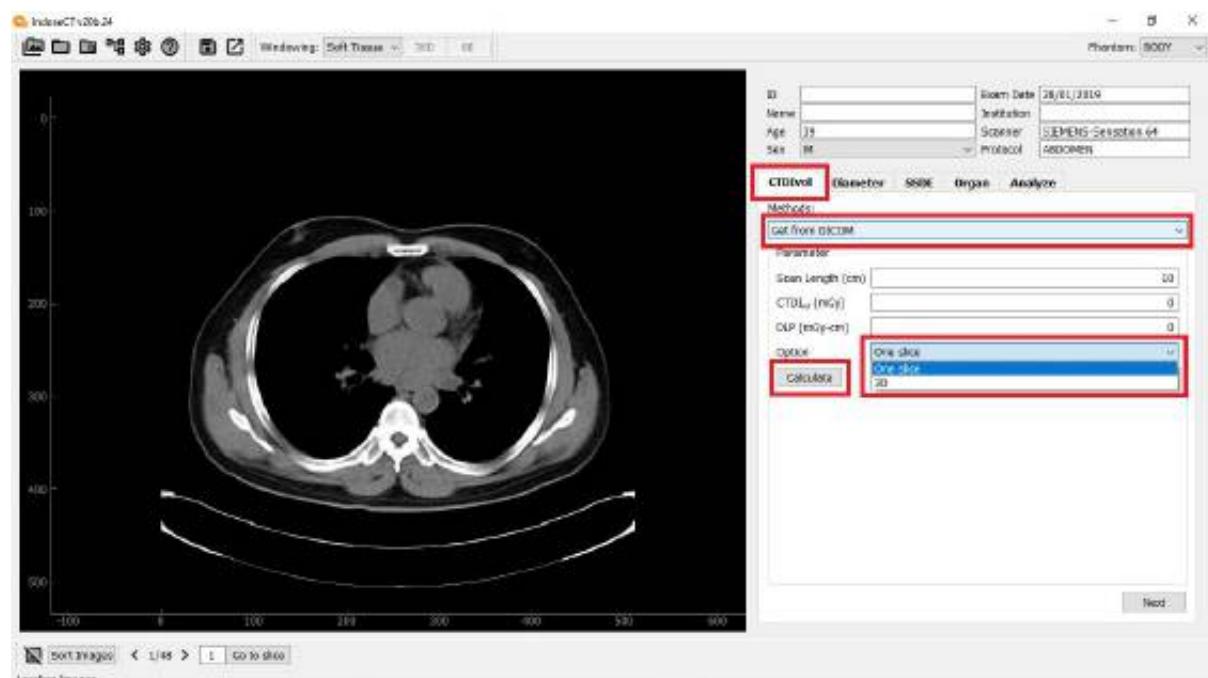
5.3 Dari DICOM info

Untuk pesawat CT terbaru, biasanya CTDI_{vol} sudah disimpan di dalam *DICOM info*. Untuk itu, nilai CTDI_{vol} ini dapat diambil dari *DICOM info* tersebut. Sementara nilai DLP dihitung sebagai perkalian antara nilai CTDI_{vol} dan panjang *scan* (L). Panjang *scan* sendiri dihitung sebagai jarak antara *slice location* untuk *slice* terakhir dikurangi dengan *slice location* untuk *slice* pertama, dan ditambahkan dengan lebar berkas radiasi (*beam width*). Langkah yang dilakukan adalah dengan memilih **Get from DICOM** dari *option*. Selanjutnya terdapat pilihan **mode**, apakah dipilih hanya satu *slice* (**One slice**) atau **3D**.

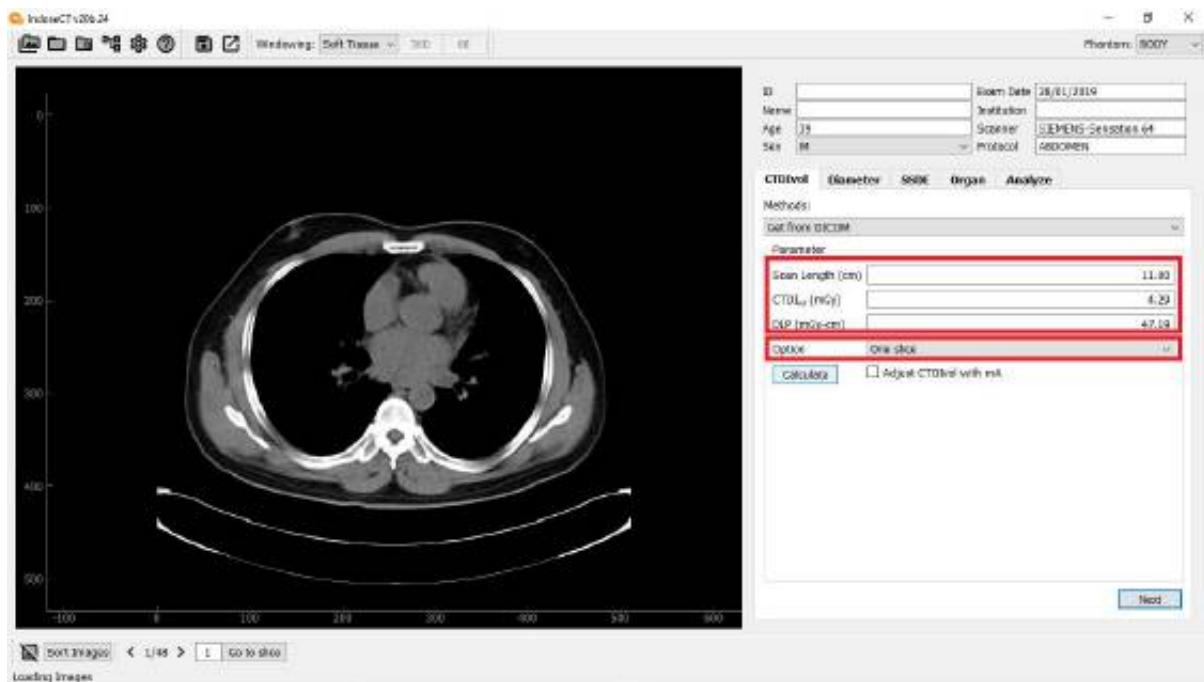
a. Satu slice

Jika **mode** yang dipilih adalah **One slice**, dengan menekan tombol **Calculate** (**Gambar 57**), maka akan didapat nilai CTDI_{vol} pada *slice* tersebut. Selain itu, juga akan didapat nilai rata-rata CTDI_{vol} (**Avg. CTDI_{vol}**) (**Gambar 58**).

Jika nilai CTDI_{vol} sudah tersedia di *DICOM info*, pilihan **Get from DICOM** merupakan pilihan yang sangat mudah. Tetapi, pada kenyataannya tidak semua *DICOM info* menyimpan nilai CTDI_{vol}. Oleh karena itu, saat pemilihan **Get from DICOM** harus sudah dipastikan bahwa *DICOM info* memang sudah menyimpan nilai CTDI_{vol} ini. Jika *DICOM info* tidak menyimpan nilai CTDI_{vol}, maka **IndoseCT** akan memberi nilai 0 pada CTDI_{vol} (**Gambar 59**). Dengan demikian, kita harus menggunakan dua pilihan lainnya untuk memasukkan nilai CTDI_{vol}.



Gambar 57. Mode yang dipilih untuk perhitungan pada *slice* yang tampak adalah **One slice**. Setelah itu dilanjutkan dengan menekan tombol **Calculate**.

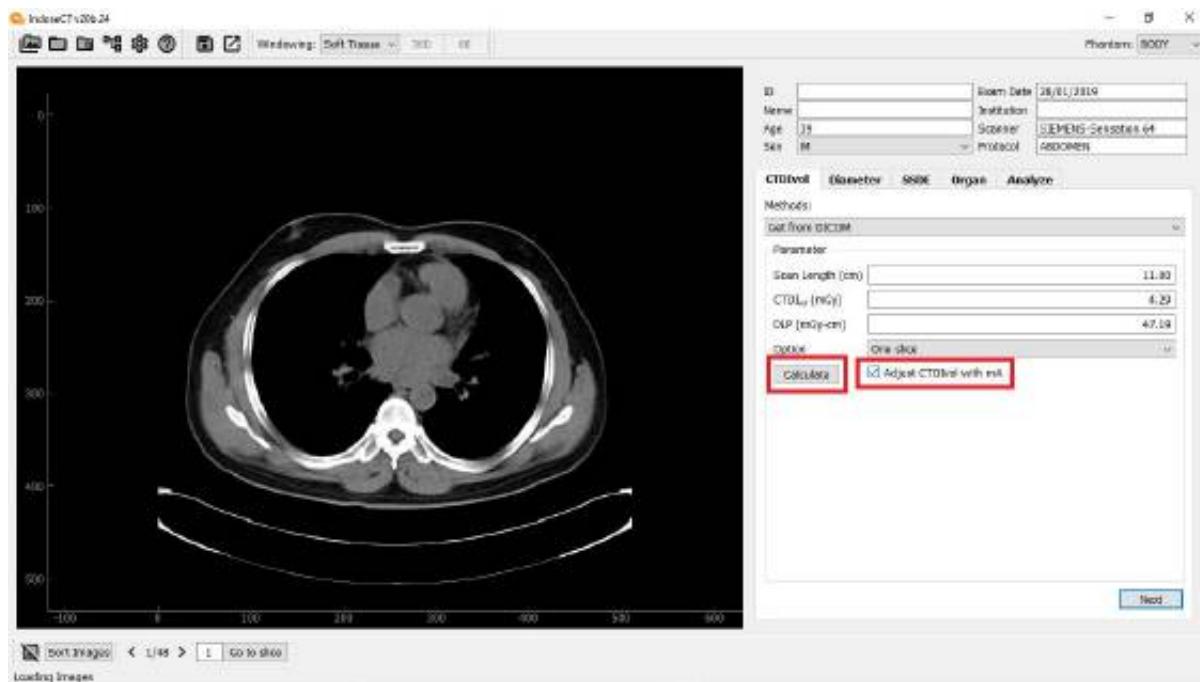


Gambar 58. Untuk mode One slice maka didapat nilai **CTDI_{vol}**, **Scan Length**, dan **DLP**.



Gambar 59. Jika **DICOM info** tidak menyimpan nilai **CTDI_{vol}**, maka **IndoseCT** akan memberi nilai 0 pada **CTDI_{vol}** dan **DLP**.

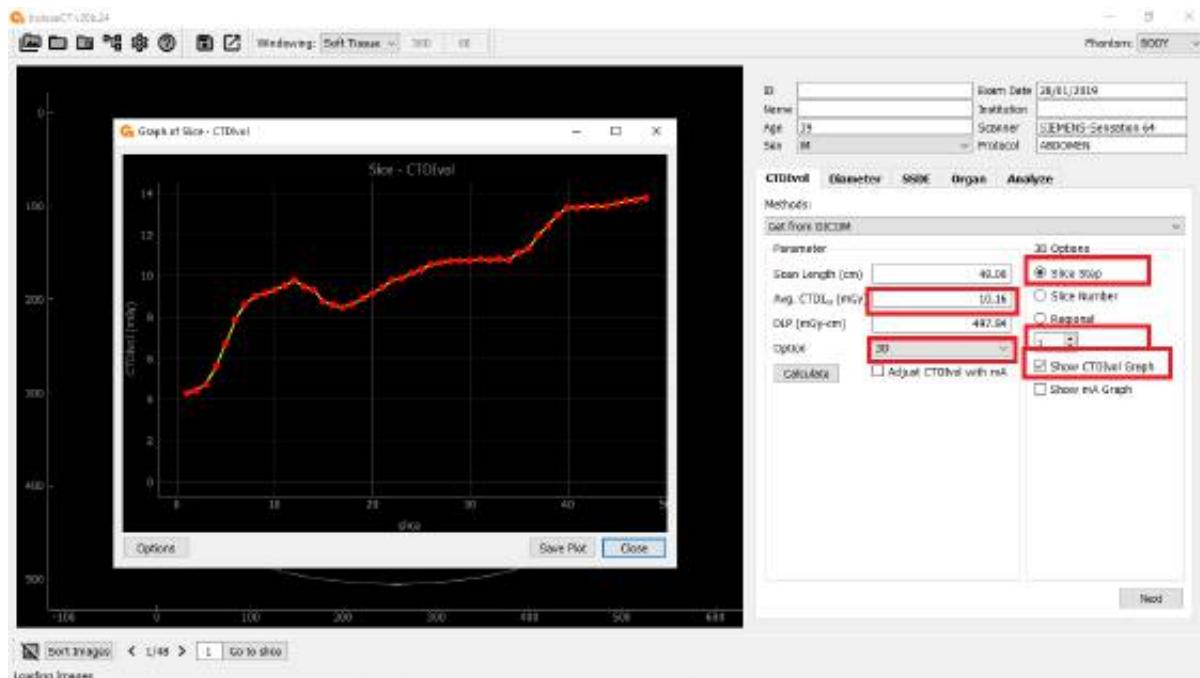
Sebagaimana diketahui bahwa dalam teknik TCM, arus tabung (mA) pada setiap *slice* bervariasi. Arus tabung (mA) yang bervariasi menyebabkan nilai **CTDI_{vol}** juga bervariasi. Tapi perlu menjadi catatan bahwa pada kenyataannya tidak semua nilai **CTDI_{vol}** dalam penggunaan teknik TCM sudah bervariasi mengikuti nilai arus tabung. Dalam kondisi ini, maka nilai **CTDI_{vol}** dapat disesuaikan dengan memilih **Adjust CTDI_{vol} with mA** (Gambar 60).



Gambar 60. Tidak semua pesawat CT yang penggunaan teknik TCM sudah menghasilkan nilai $CTDI_{vol}$ yang mengikuti nilai arus tabung. Dalam kondisi ini, maka nilai $CTDI_{vol}$ dapat disesuaikan dengan memilih **Adjust $CTDI_{vol}$ with mA**.

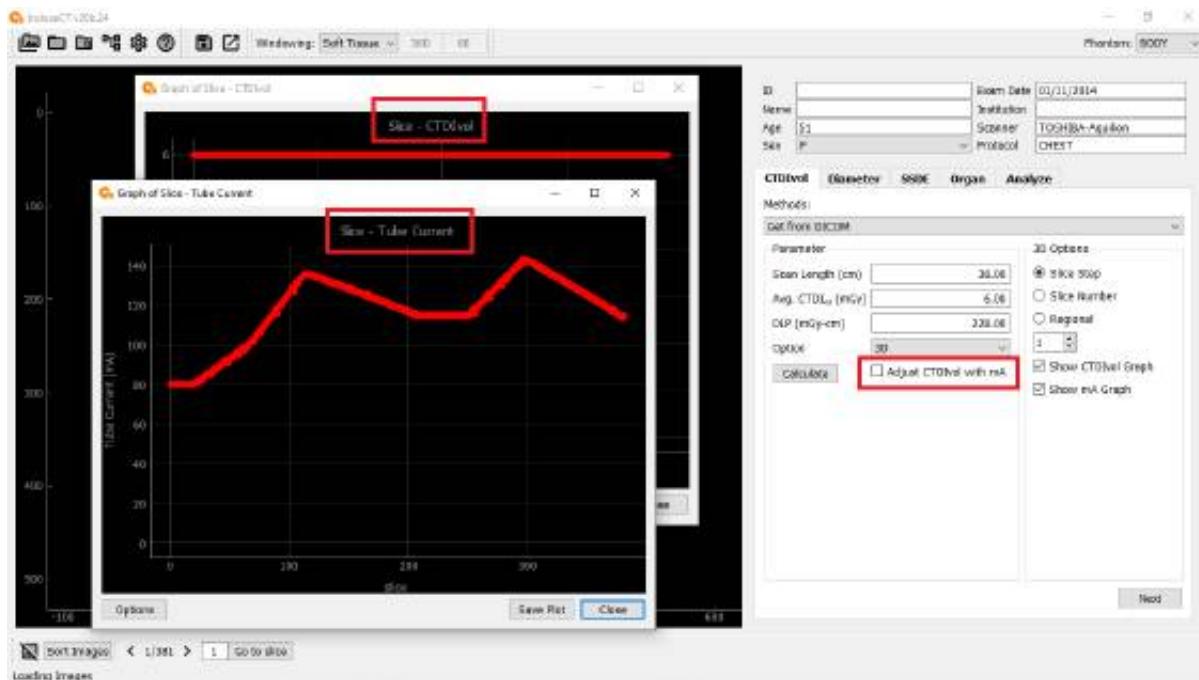
b. Pilihan 3D

Untuk mengetahui apakah $CTDI_{vol}$ yang menerapkan TCM sudah diadaptasi atau belum, dapat dilihat dengan jelas saat dipilih **mode 3D**. Saat **mode 3D** dipilih terdapat 3 pilihan, yaitu **Slice Step**, **Slice Number**, dan **Regional** (**Gambar 61**). **Gambar 61** menunjukkan bahwa nilai $CTDI_{vol}$ pada **Siemens Somatom 64** sudah mengikuti nilai arus abung (mA).

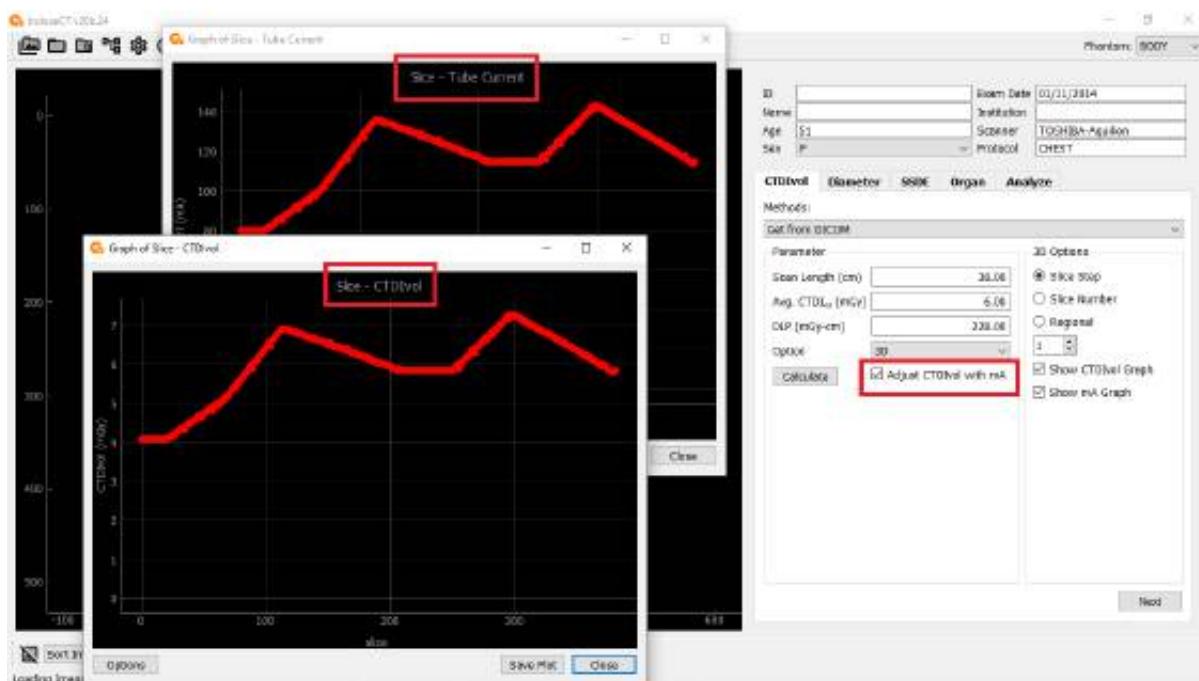


Gambar 61. Nilai $CTDI_{vol}$ pada pada **Siemens Somatom 64** sudah disesuaikan dengan nilai arus abung (mA).

Sementara **Gambar 62** menunjukkan bahwa nilai CTDI_{vol} pada **Toshiba Aquilion 128 belum** mengikuti nilai arus abung (mA), padahal kedua pesawat CT ini menggunakan teknik TCM (dalam kondisi aktif). Dalam kasus seperti pada **Gambar 62**, maka CTDI_{vol} harus disesuaikan dengan nilai arus tabung, yaitu dengan memilih **Adjust CTDI_{vol} with mA**. Saat hal itu dilakukan, maka otomatis nilai CTDI_{vol} berfluktuasi mengikuti nilai arus tabung (mA) (**Gambar 63**).



Gambar 62. Nilai CTDI_{vol} pada pada **Toshiba Aquilion 128 belum** disesuaikan dengan nilai arus tabung (mA).

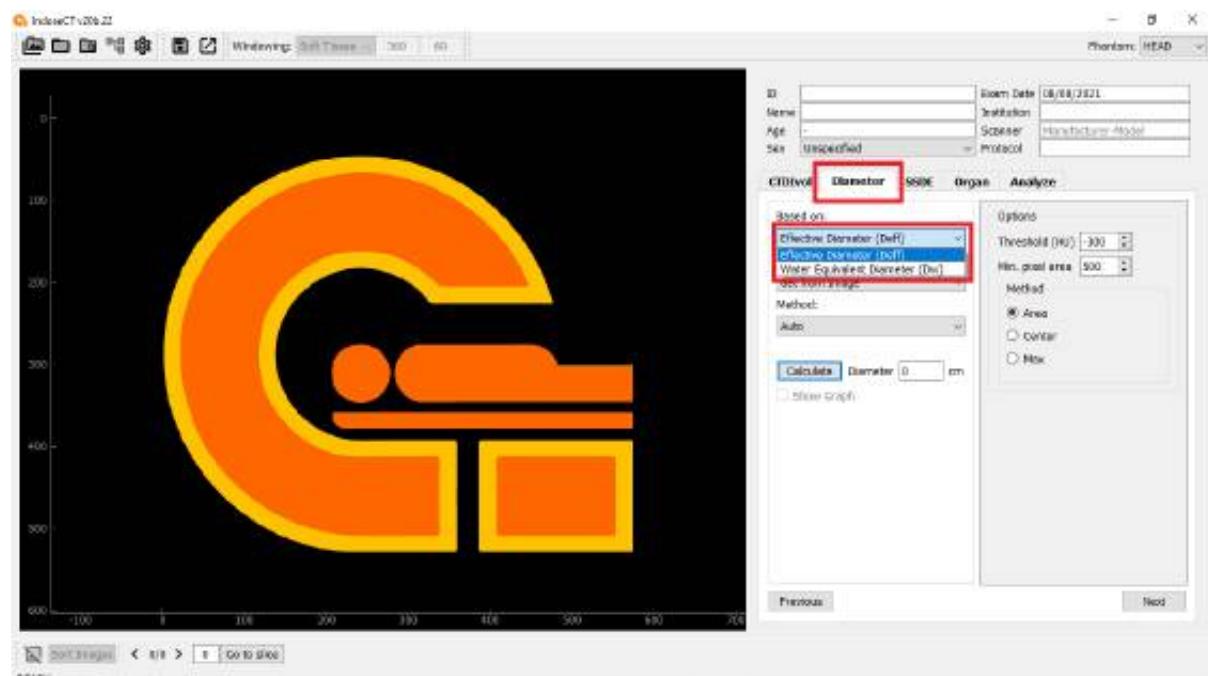


Gambar 63. Dengan memilih **Adjust CTDI_{vol} with mA**, nilai CTDI_{vol} pada penggunaan TCM yang awalnya belum mengikuti arus tabung (mA) menjadi berfluktuasi mengikuti nilai arus tabung (mA).

VI. MENGHITUNG DIAMETER EFEKTIF (D_{eff})

Pada prinsipnya terdapat dua jenis diameter yang digunakan untuk menghitung dosis radiasi yang diterima pasien, yaitu diameter efektif (D_{eff}) dan diameter ekuivalen air (D_w). D_{eff} lebih awal digunakan untuk estimasi dosis pasien, sedangkan D_w lebih belakangan dan tentu saja lebih akurat. Jika D_{eff} hanya memperhitungkan geotri pasien, maka memperhitungkan geometri dan atenuasi organ (komposisi organ) secara sekaligus.

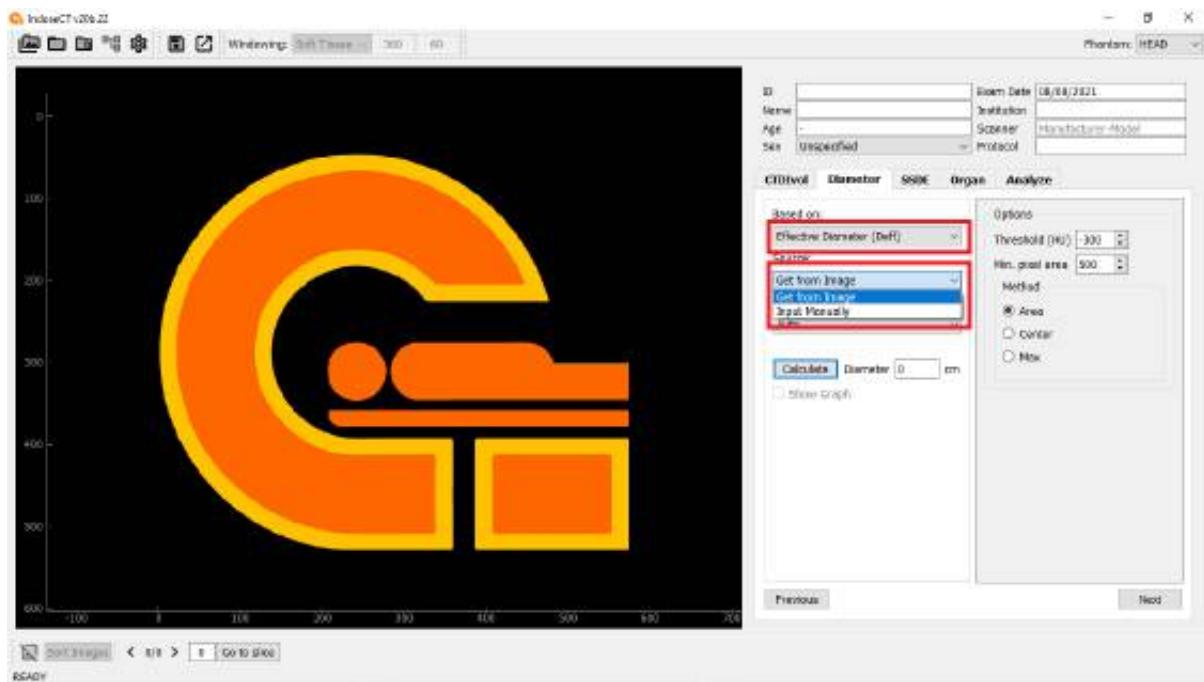
IndoseCT dapat digunakan untuk menghitung D_{eff} dan D_w . Untuk keperluan tersebut, maka tab **Diameter** harus dipilih, selanjutnya kita dapat memilih apakah menggunakan D_{eff} atau D_w , seperti ditunjukkan oleh **Gambar 64**. Pada bab ini, kita akan focus membahas cara menentukan D_{eff} , selanjutnya pada bab selanjutnya kita akan membahas D_w .



Gambar 64. Untuk menghitung diameter, maka tab **Diameter** harus dipilih. Selanjutnya terdapat dua jenis diameter yang dapat digunakan, yaitu diameter efektif (D_{eff}) dan diameter ekuivalen air (D_w).

Untuk menghitung D_{eff} , ada dua pilihan utama, yaitu nilai tersebut dimasukkan secara manual (**Input Manually**) atau dihitung dari citra (**Get from Image**) sebagaimana tampak pada **Gambar 65**.

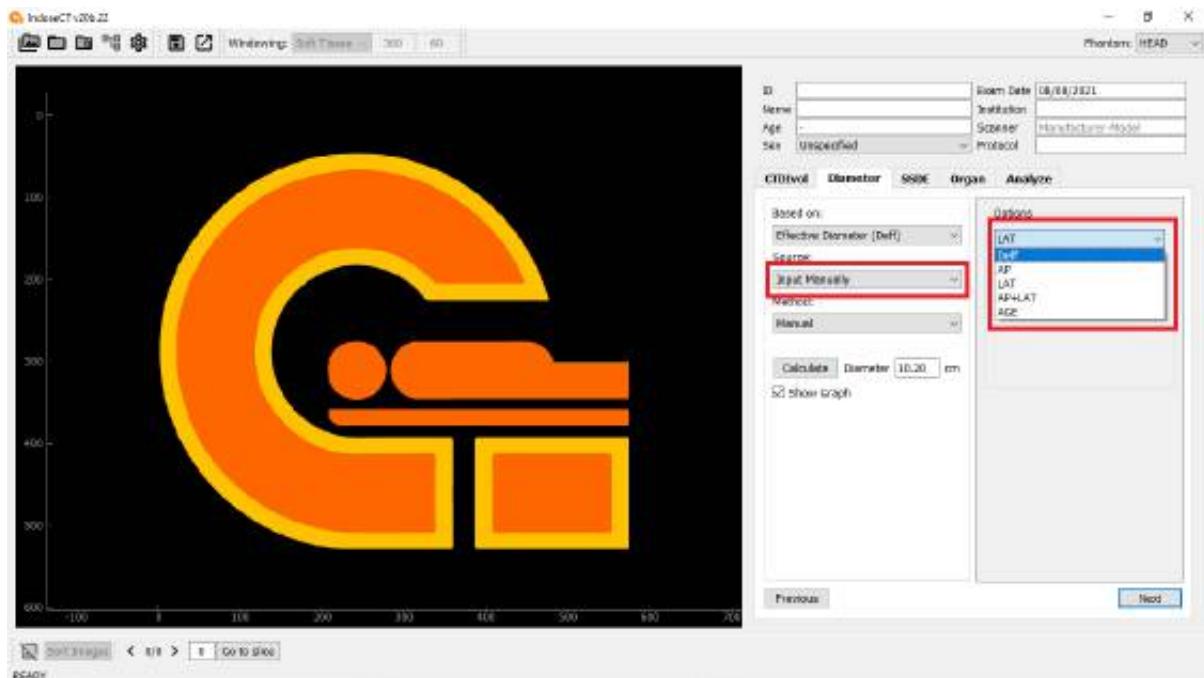
Jika nilai D_{eff} dimasukkan secara manual, *user* harus sudah memiliki beberapa data pasien, seperti diameter AP, LAT, AP+LAT, atau umur pasien. Sedangkan jika nilai D_{eff} diambil dari citra, maka harus dipastikan bahwa citra pasien dalam format DICOM sudah kita buka (cara membukanya sudah dibahas pada bab sebelumnya).



Gambar 65. Terdapat dua pilihan utama untuk menghitung D_{eff} , yaitu nilai tersebut dimasukkan secara manual (**Input Manually**) atau dihitung dari citra (**Get from Image**).

6.1 Perhitungan Manual

Jika ingin memasukkan secara manual, pilihlah *option Input Manually*. Terdapat lima (5) pilihan untuk **Input Manually** (Gambar 66).



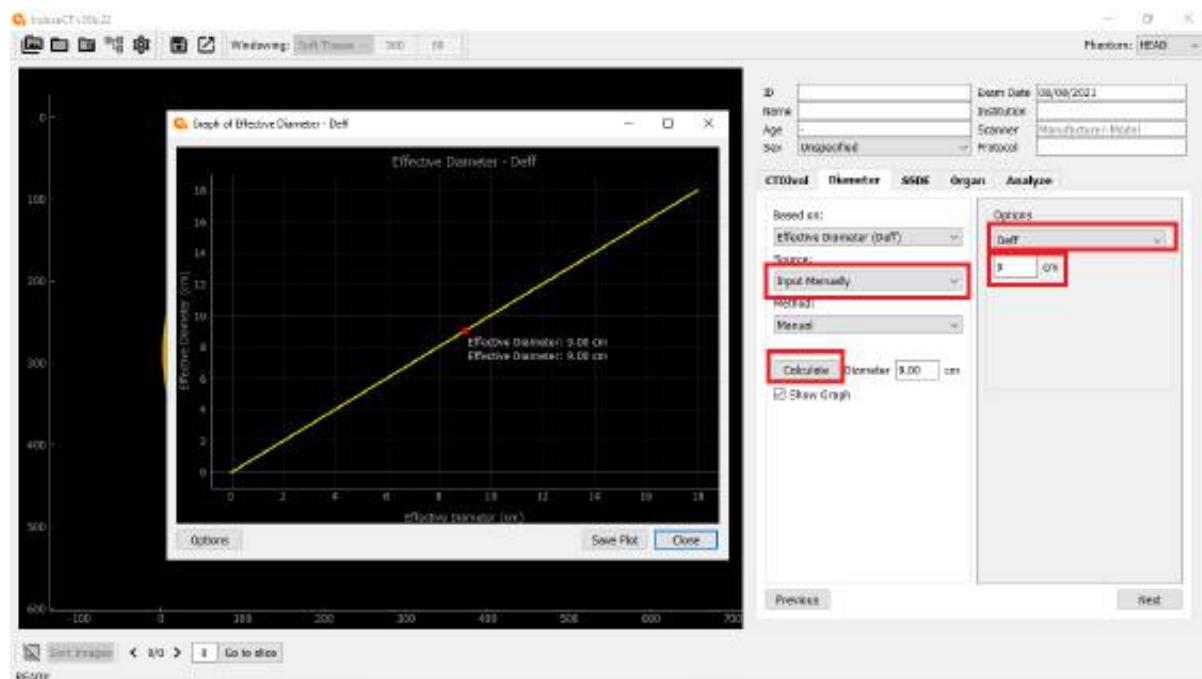
Gambar 66. Terdapat 5 pilihan untuk menghitung D_{eff} secara manual, yaitu menggunakan diameter **Def**, **AP**, **LAT**, **LAT+AP**, dan **AGE**.

a. Menghitung *effective diameter* (D_{eff}).

Jika user sudah memiliki nilai D_{eff} , maka nilai D_{eff} tersebut tinggal dimasukkan. Di sini sebenarnya tidak dilakukan perhitungan. Hanya dilakukan pengambilan nilai D_{eff} tersebut. Langkahnya adalah sebagai berikut (lihat Gambar 67)

- Pilih *option Input Manually*.
- Pilih *option Deff*.
- Isi diameter D_{eff} pasien.
- Tekan tombol **Calculate!**

Akan ditampilkan pada kotak D_{eff} (cm) dan juga ditampilkan secara visual dengan grafik.



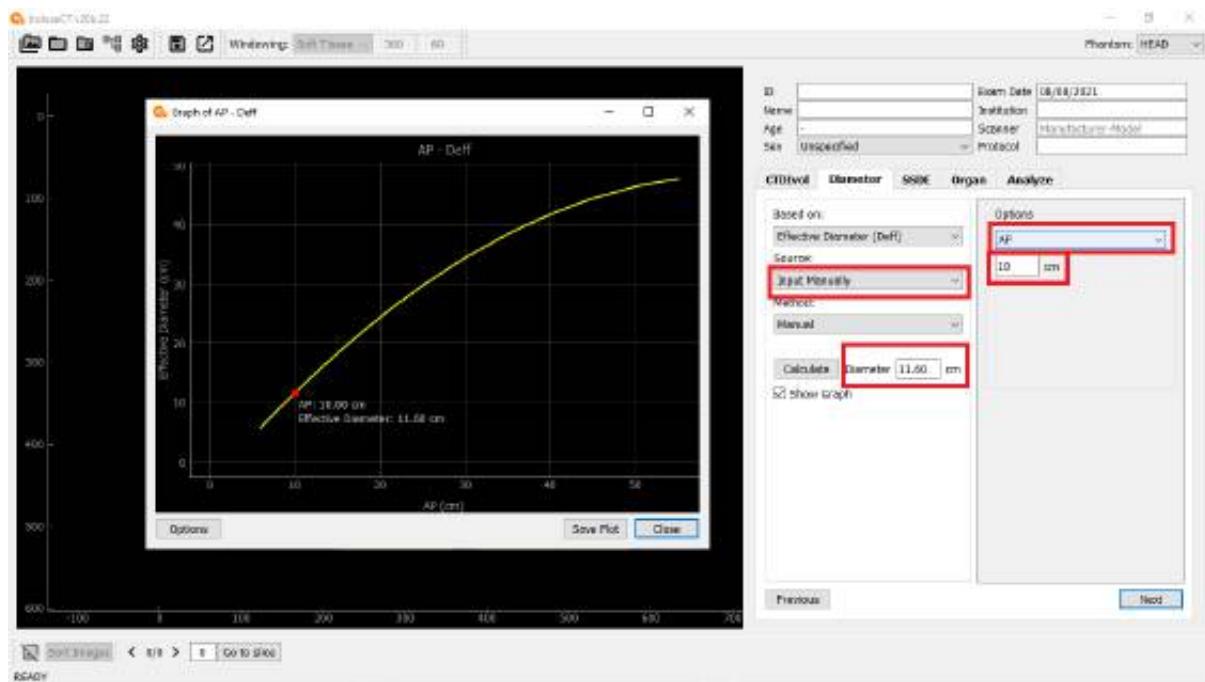
Gambar 67. Tampilan untuk memasukkan nilai D_{eff} dan hasilnya. Juga ditampilkan grafik yang menunjukkan bahwa titik merah menunjukkan nilai D_{eff} .

b. Menghitung *effective diameter* (D_{eff}) dari diameter AP

Langkah-langkah perhitungan *effective diameter* (D_{eff}) dari diameter AP adalah sebagai berikut (lihat Gambar 68):

- Pilih *option Input Manually*.
- Pilih *option AP*.
- Isi diameter AP pasien. Dalam contoh ini, diisi dengan 10 cm.
- Tekan tombol **Calculate**.

Akan dihitung nilai D_{eff} , dan hasilnya ditampilkan pada kotak **Deff (cm)**, yaitu sebesar 11.60 cm. Dalam hal ini juga ditampilkan secara visual dengan grafik. Sumbu-x menunjukkan AP dengan besar 10 cm, dan sumbu-y menunjukkan D_{eff} dengan besar 11.60 cm.

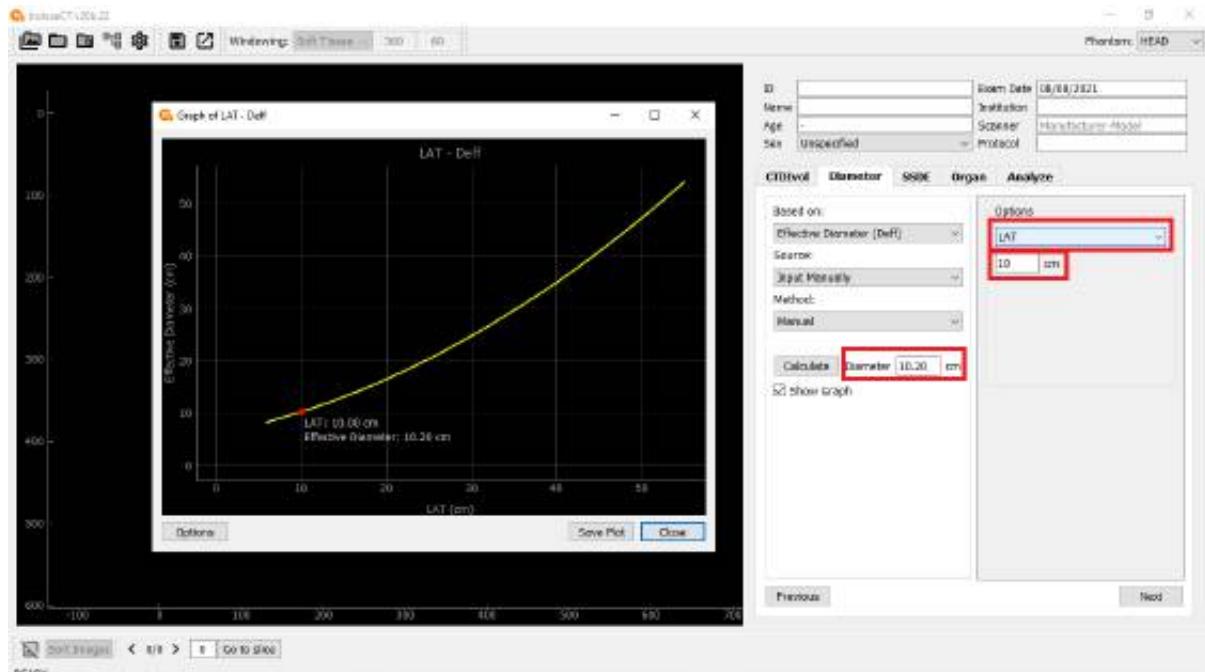


Gambar 68. Tampilan untuk perhitungan D_{eff} dari diameter AP. Juga ditampilkan grafik yang menunjukkan bahwa titik merah menunjukkan nilai D_{eff} .

c. Menghitung effective diameter (D_{eff}) dari diameter LAT

Langkah-langkah perhitungan diameter efektif (D_{eff}) dari diameter LAT adalah sebagai berikut (lihat **Gambar 69**):

- Pilih *option Input Manually*.
- Pilih *option LAT*.



Gambar 69. Tampilan untuk perhitungan D_{eff} dari diameter LAT. Juga ditampilkan grafik yang menunjukkan bahwa titik merah menunjukkan nilai D_{eff} .

- Isi diameter LAT pasien. Dalam contoh ini, diisi dengan 10 cm.
- Tekan tombol **Calculate**.

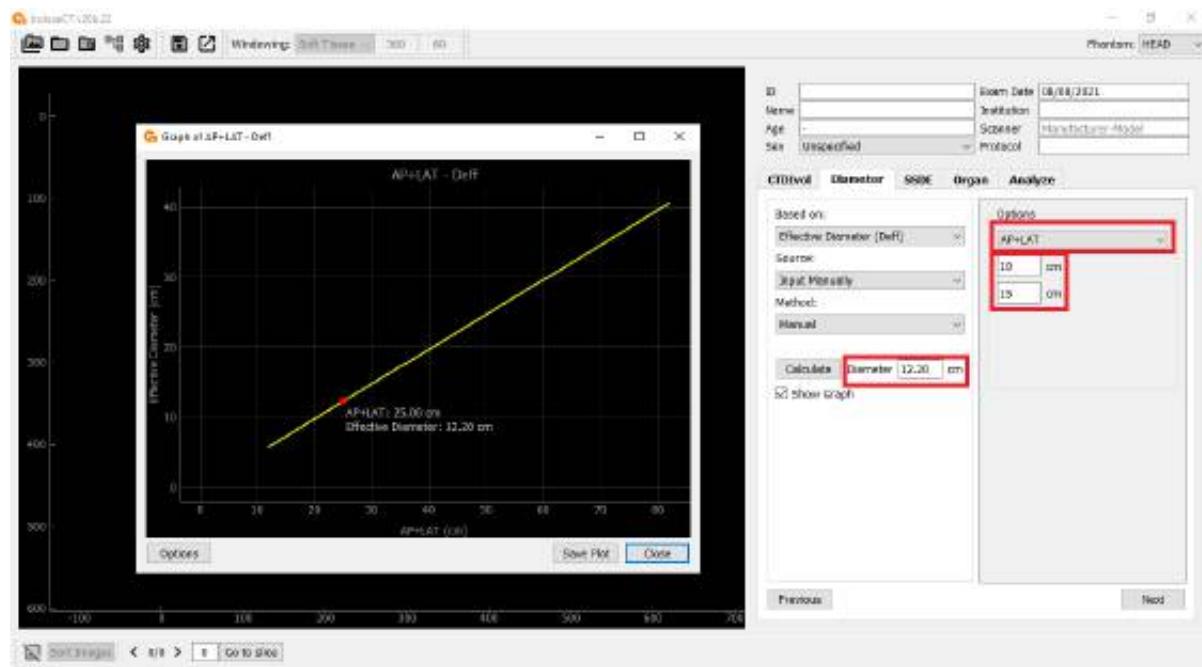
Setelah itu dihitung nilai D_{eff} , dan hasilnya ditampilkan pada kotak **Deff (cm)**, yaitu sebesar 10.20 cm. Dalam hal ini juga ditampilkan secara visual dengan grafik. Sumbu-x menunjukkan LAT dengan besar 10 cm, dan sumbu-y menunjukkan D_{eff} dengan besar 10.20 cm.

d. Menghitung effective diameter (D_{eff}) dari diameter AP+LAT

Langkah-langkah perhitungan *effective diameter* (D_{eff}) dari diameter AP+LAT adalah sebagai berikut (lihat **Gambar 70**):

- Pilih option **Input Manually**.
- Pilih option **AP+LAT**.
- Isi diameter AP pasien. Dalam contoh ini, diisi 10 cm.
- Isi diameter LAT pasien. Dalam contoh ini, diisi 15 cm.
- Tekan tombol **Calculate**.

Setelah itu dihitung nilai D_{eff} , dan hasilnya ditampilkan pada kotak **Deff (cm)**, yaitu sebesar 12.20 cm. Dalam hal ini juga ditampilkan secara visual dengan grafik. Sumbu-x menunjukkan AP+LAT dengan besar 25 cm, dan sumbu-y menunjukkan D_{eff} dengan besar 12.20 cm.



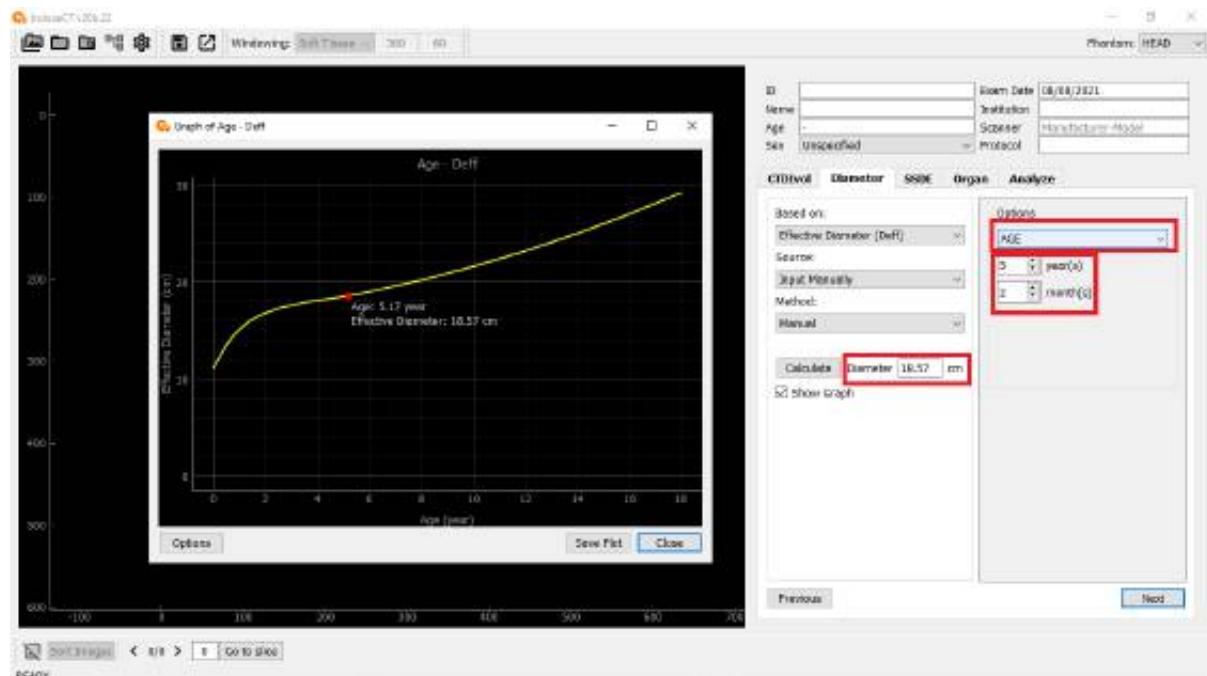
Gambar 70. Tampilan untuk perhitungan D_{eff} dari diameter AP+LAT. Juga ditampilkan grafik yang menunjukkan bahwa titik merah menunjukkan nilai D_{eff} .

e. Menghitung effective diameter (D_{eff}) dari umur pasien

Jika tidak diketahui diameter pasien, baik AP maupun LAT, maka nilai D_{eff} dapat dihitung dari umur pasien. Namun, untuk diketahui, nilai D_{eff} berdasarkan umur memiliki *variability* yang besar. Perhitungan D_{eff} dengan umur pasien sebaiknya dihindari jika memungkinkan mendapatkan nilai D_{eff} dari cara yang lain, karena keakuratannya cukup rendah.

Langkah-langkah perhitungan D_{eff} dari umur pasien (lihat **Gambar 71**):

- Pilih option **Input Manually**.
- Pilih option **AGE (max 18)**. Dalam contoh ini diisi 5 tahun 2 bulan.
- Isi umur pasien pada kotak **Year**. Catatan: Usia maksimum 18 tahun, dan minimum 0 tahun.
- Tekan tombol **Calculate**.



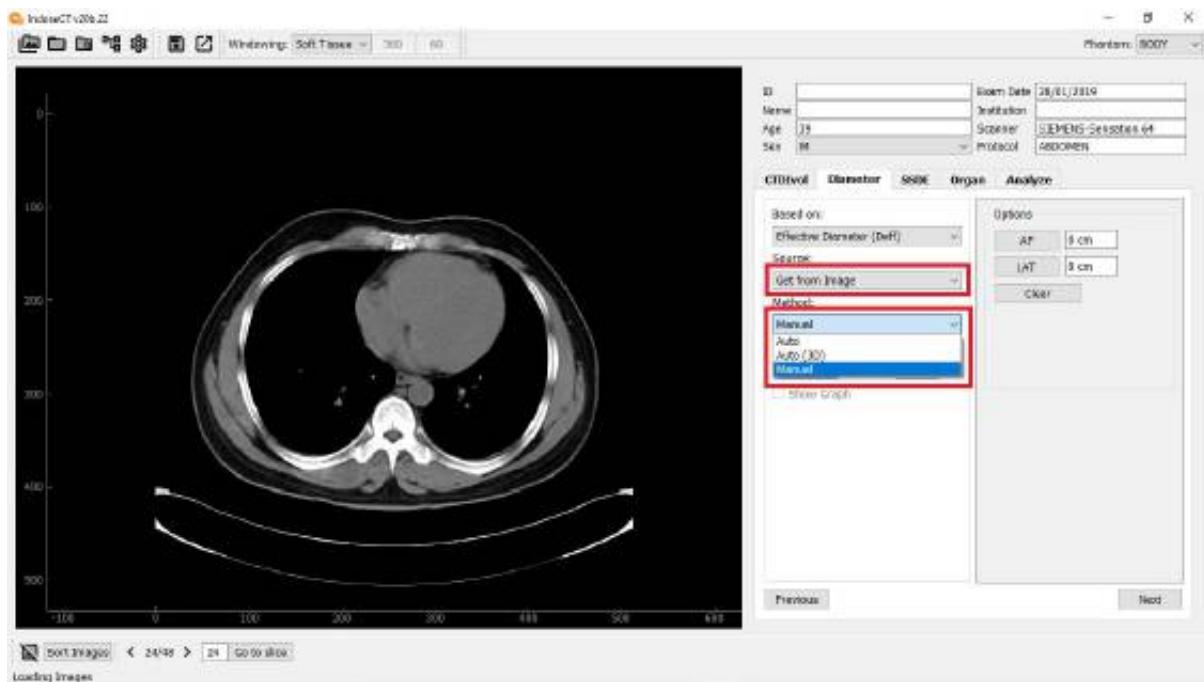
Gambar 71. Tampilan untuk perhitungan D_{eff} dari umur pasien. Juga ditampilkan grafik yang menunjukkan bahwa titik merah menunjukkan nilai D_{eff} .

Setelah itu dihitung nilai D_{eff} , dan hasilnya ditampilkan pada kotak **D_{eff} (cm)**, yaitu sebesar 18.57 cm. Dalam hal ini juga ditampilkan secara visual dengan grafik. Sumbu-x menunjukkan umur pasien 5.17 tahun (5 tahun 2 bulan), dan sumbu-y menunjukkan D_{eff} dengan besar 18.57 cm.

Catatan: Saat menghitung nilai D_{eff} menggunakan umur, maka *phantom* yang harus digunakan adalah **Body Phantom**. Saat pilihan *phantom* masih menggunakan **Head Phantom**, maka nilai D_{eff} yang diperoleh akan salah.

6.2 Perhitungan dari citra

Perhitungan dari citra (*image*) maksudnya adalah perhitungan nilai D_{eff} langsung dilakukan dari citra pasien. Dalam hal ini, *user* harus memilih **Get from Image** dari *option* yang ada. Selanjutnya, *user* harus memastikan sudah membuka citra CT pasien. Perhitungan D_{eff} dari image ini, ada tiga pilihan metode, yaitu: **Manual**, **Auto**, dan **Auto (3D)** (**Gambar 72**). Kita akan mengawali dari metode manual.

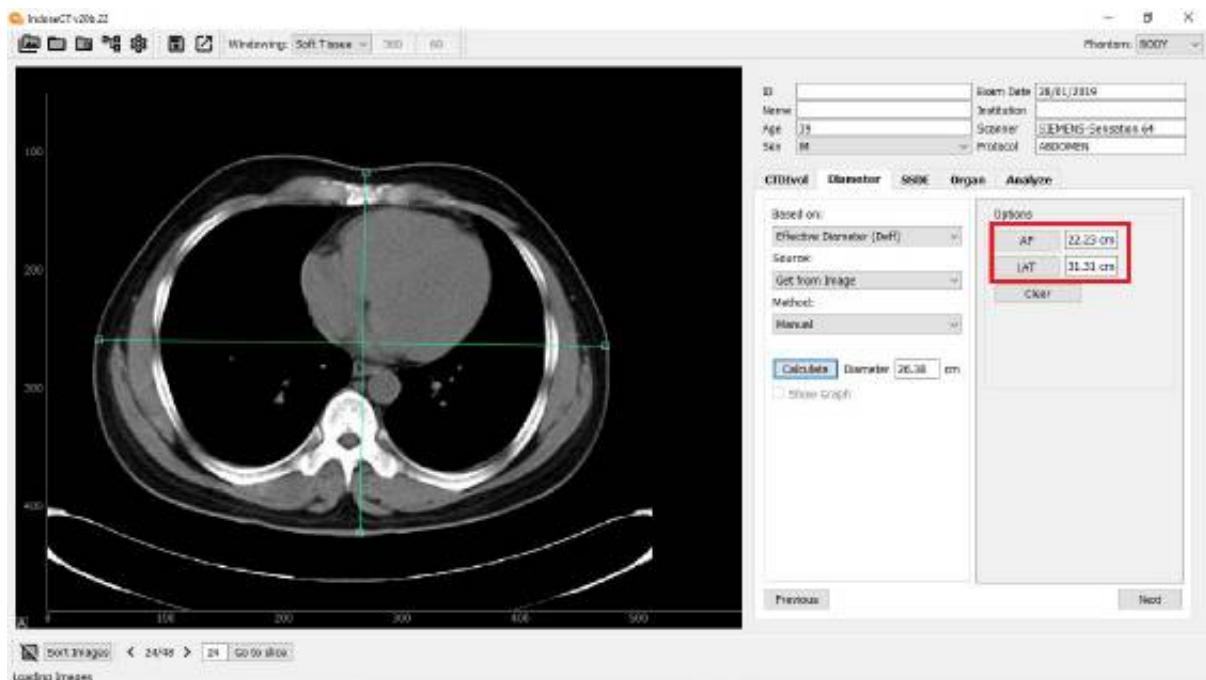


Gambar 72. Perhitungan D_{eff} dari citra terdapat tiga pilihan metode, yaitu: **Manual**, **Auto**, dan **Auto (3D)**. Untuk menggunakan pilihan **Get From Image**, user harus sudah membuka citra pasien dalam format DICOM.

a. Perhitungan manual

Untuk melakukan perhitungan D_{eff} secara manual dari citra, lakukan langkah-langkah sebagai berikut (lihat **Gambar 73**):

- Pertama kali pilih **Manual** dari *option* yang ada.
 - Selanjutnya akan muncul dua tombol dan dua kotak isian.
 - Tekan tombol **LAT**, maka akan tampil garis (*line*) pada citra pasien pada arah lateral. Kita harus menggeser garis dan memastikan ujung kiri pada batas kiri citra pasien dan ujuang kanan pada batas kanan citra pasien. Jika garis tersebut sudah berada pada posisi yang benar, maka kita akan mendapatkan nilai diameter LAT pada kotak diameter LAT. Dalam contoh ini, kita mendapatkan diameter LAT adalah 31.31 cm.
 - Tekan tombol **AP**, maka akan tampil garis (*line*) pada citra pasien pada arah AP. Kita harus menggeser garis dan memastikan ujung atas pada batas atas citra pasien dan ujuang bawah pada batas bawah citra pasien. Jika garis tersebut sudah berada pada posisi yang benar, maka kita akan mendapatkan nilai diameter AP pada kotak diameter AP. Dalam contoh ini, kita mendapatkan diameter AP adalah 22.23 cm.
 - Tekan tombol **Calculate**.
- Kita akan mendapatkan nilai D_{eff} pada kotak **Diameter (cm)**. Dalam contoh ini kita mendapatkan nilai D_{eff} sebesar 26.38 cm.
- Kedua garis dapat dibuang dengan menekan tombol **Clear**. Jika diinginkan proses dapat diulang lagi.
 - Kelemahan metode ini adalah sangat subjektif karena bergantung pada *user* untuk menentukan batas pasien. Dalam hal ini, dapat digunakan pilihan *window* yang tepat. Dalam kasus tertentu mungkin *window fat* lebih bagus, dan pada kasus tertentu mungkin *window Bone* lebih bagus.



Gambar 73. Tampilan untuk menghitung D_{eff} secara manual dari citra pasien.

b. Perhitungan otomatis (Auto)

Untuk perhitungan otomatis, user tinggal menekan tombol, dan IndoseCT akan menghitung nilai D_{eff} secara otomatis. Untuk metode otomatis ini, kita harus memilih **Auto**. Selanjutnya terdapat 3 pilihan untuk otomatis, yaitu: **Area**, **Center**, dan **Max** (Gambar 74). Maksud dari **Area** adalah bahwa nilai D_{eff} dihitung dari area citra pasien yang telah disegmentasi secara otomatis. Maksud **Center** adalah bahwa nilai D_{eff} dihitung berdasarkan nilai AP dan LAT yang melewati titik tengah pasien. Maksud **Max** adalah bahwa nilai D_{eff} dihitung berdasarkan nilai AP maksimum dan LAT maksimum (Anam et al. Atom Indonesia. 2017; 43(1): 55-60).

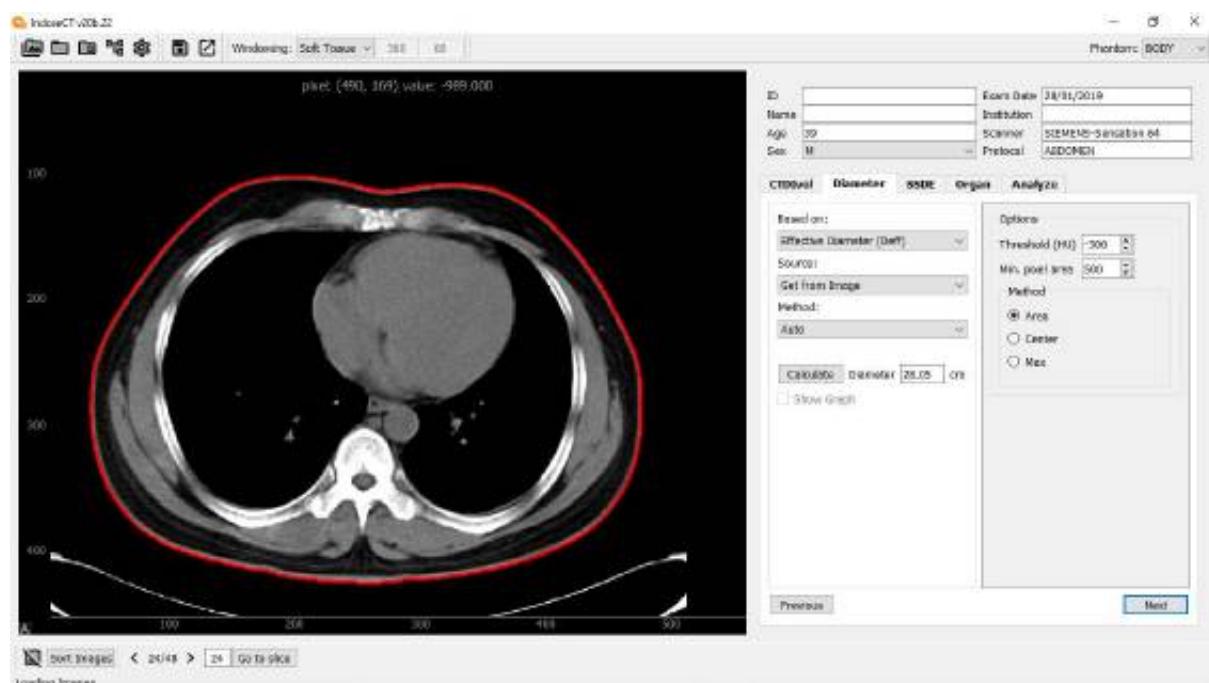


Gambar 74. Pada perhitungan D_{eff} dengan pilihan **Auto** terdapat tiga pilihan metode, yaitu **Area**, **Center**, dan **Max**.

Untuk mendapatkan nilai D_{eff} dengan metode **Area**.

- Pilih **Auto**.
- Pilih **Area**.
- Tekan tombol **Calculate!**
- Tunggu beberapa saat, maka hasil segmentasi citra akan terlihat dan hasil perhitungan nilai D_{eff} akan ditampilkan pada kotak **Diameter (cm)** (**Gambar 75**). Dalam hal ini, kita mendapatkan nilai diameter efektif sebesar 28.05 cm.
- Proses ini bisa jadi membutuhkan waktu kurang dari satu detik.

Dalam kasus tertentu, bisa jadi segmentasi ini tidak akurat. Dalam hal ini, *user* dapat mengubah nilai *threshold* dalam HU. Untuk kondisi default, **IndoseCT** menggunakan nilai -300 HU. Dari beberapa kasus, *threshold* ini menghasilkan segmentasi pasien yang cukup bagus. Namun beberapa material dari bahan dengan HU sekitar -200 HU akan ikut tersegmentasi. Untuk mengatasi hal ini, nilai *threshold* dapat dinaikkan menjadi -200 HU atau lainnya. Dalam kondisi tertentu, bisa jadi nilai HU perlu diturunkan, misalnya menjadi -500 HU.

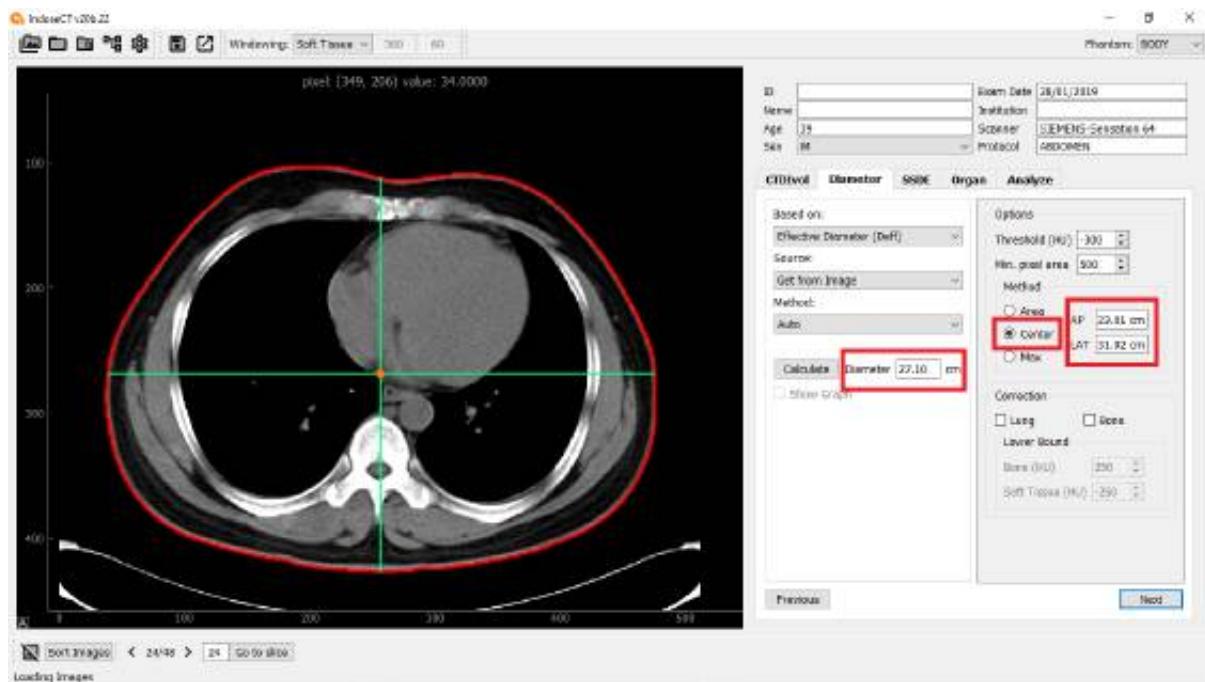


Gambar 75. Tampilan untuk menghitung D_{eff} secara otomatis dari citra pasien menggunakan pilihan **Area**. Tampak bahwa nilai diameter efektif yang diperoleh adalah 28.05 cm.

Untuk mendapatkan nilai D_{eff} dengan metode **Center** (**Gambar 76**).

- Pilih **Auto**.
- Pilih **Center**.
- Tekan tombol **Calculate**.

Tunggu beberapa saat, maka hasil segmentasi citra akan terlihat dan hasil perhitungan nilai D_{eff} akan ditampilkan pada kotak **Diameter (cm)** (**Gambar 76**). Selain nilai diameter efektif, kita juga mendapatkan nilai LAT dan AP. Dalam contoh ini, kita mendapatkan nilai 27.10 cm. Nilai ini sedikit lebih kecil dibanding menggunakan metode **Area**.



Gambar 76. Tampilan untuk menghitung D_{eff} secara otomatis dari citra pasen menggunakan pilihan **Center**. Tampak bahwa nilai diameter efektif yang diperoleh adalah 27.10 cm.

Untuk mendapatkan nilai D_{eff} dengan metode **Max** (Gambar 77).

- Pilih **Auto**.
- Pilih **Max**.
- Tekan tombol **Calculate**.



Gambar 77. Tampilan untuk menghitung D_{eff} secara otomatis dari citra pasen menggunakan pilihan **Max**. Tampak bahwa nilai diameter efektif yang diperoleh adalah 27.42 cm.

Tunggu beberapa saat, maka hasil segmentasi citra akan terlihat dan hasil perhitungan nilai D_{eff} akan ditampilkan pada kotak **Diameter (cm)** (**Gambar 77**). Selain nilai diameter efektif, kita juga mendapatkan nilai LAT dan AP. Dalam contoh ini, kita mendapatkan nilai 27.42 cm. Nilai ini lebih dekat dengan metode **Area**, dibanding dengan menggunakan **Center**.

Penggunaan diameter efektif, dilaporkan di beberapa jurnal kurang akurat untuk estimasi dosis pasien, terutama di bagian dada. Sebab di dada terdapat paru-paru yang komposisinya banyak berupa udara. Nilai HU paru-paru sekitar -600 HU. Dengan demikian, diameter dada setara air, mestinya lebih kecil dibandingkan dengan diameter efektif. Hal ini menyebabkan dosis yang diterima pasien lebih besar (Anam C, et al. J Phys Conf Ser. 2016; 694: 012030.).

Untuk mendapatkan diameter dan estimasi dosis pasien yang lebih akurat, diameter efektif ini perlu dikoreksi. Cara paling mudah adalah dengan mengoreksi piksel yang mewakili paru-paru (**Lung**), yaitu dengan faktor koreksi sebesar 0.3. Namun, yang menarik, selain ada paru-paru, di dada juga terdapat tulang yang nilai HU diatas +1000. **IndoseCT** ini juga memberikan pilihan koreksi tulang (**Bone**). Faktor koreksi tulang menggunakan nilai 1.8.

Untuk mendeteksi paru-paru, secara *default* **IndoseCT** menggunakan nilai *threshold* -250 HU, dan untuk mendeteksi tulang, **IndoseCT** menggunakan nilai *threshold* +250 HU. Nilai ini perlu diuji akurasinya dengan penelitian yang komprehensif. User dapat mengubah nilai *threshold* ini secara bebas.

Koreksi paru-paru dan tulang ini, hanya akan aktif saat kita menggunakan pilihan **Center** atau **Max**. Contoh metode **Center** yang menggunakan koreksi **Lung** saja, ditunjukkan oleh **Gambar 78**, dan yang menggunakan koreksi **Lung** dan **Bone** ditunjukkan oleh **Gambar 79**.



Gambar 78. Contoh metode **Center** yang menggunakan koreksi **Lung**. Tampak bahwa pada citra ada 4 gradasi warna. Di luar pasien memiliki nilai piksel 0, paru-paru memiliki nilai piksel 1, jaringan lunak memiliki nilai piksel 2, dan tulang memiliki nilai piksel 3. Nilai D_{eff} sebesar 21.19 cm.

Tampak bahwa nilai diameter efektif yang diperoleh sebesar 21.19 cm, artinya jauh lebih kecil dibandingkan tanpa menggunakan koreksi **Lung**, yaitu sebesar 27.10 cm. Penggunaan koreksi **Lung** dan **Bone** menghasilkan nilai diameter efektif sebesar 22.47 cm, artinya sedikit lebih besar jika dibandingkan menggunakan koreksi **Lung** saja. Penggunaan koreksi **Lung** dan **Bone** menghasilkan estimasi dosis pasien yang lebih akurat.



Gambar 79. Contoh metode **Center** yang menggunakan koreksi **Lung** dan **Bone**. Nilai D_{eff} sebesar 22.47 cm.

c. Perhitungan Auto 3D

Nilai D_{eff} berbeda-beda untuk setiap *slice*. Oleh karena itu, perhitungan D_{eff} yang lebih akurat adalah perhitungan untuk semua *slice* citra. Namun, perhitungan ini membutuhkan waktu yang relatif lebih lama. **IndoseCT** memberikan pilihan kepada *user* untuk menghitung D_{eff} dalam 3D (untuk semua *slice*).

Untuk menghitung D_{eff} dari beberapa *slice*, langkahnya adalah sebagai berikut ini:

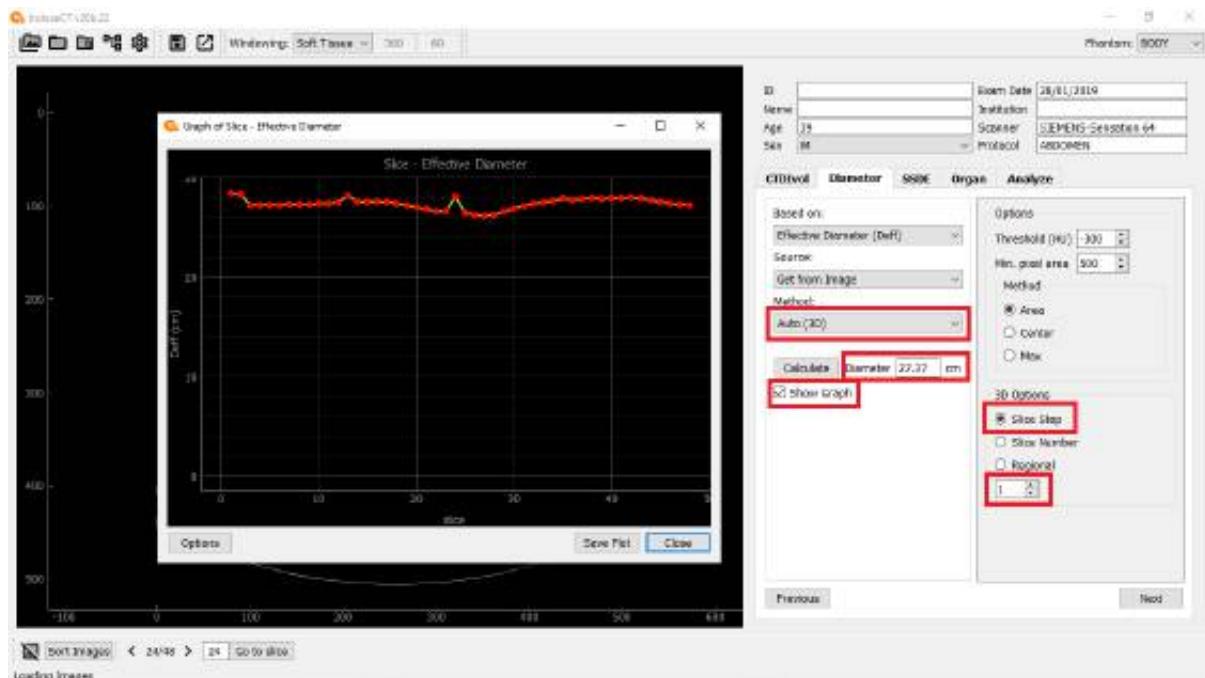
- Pilih *tab Diameter*.
- Pilih *option Effective Diameter (cm)*.
- Pilih *option Get from Image*. Untuk hal tersebut, citra harus sudah dibuka.
- Pilih *option Auto 3D* (Lihat **Gambar 80**).
- Dalam hal ini terdapat tiga pilihan: **Slice Step**, **Slice Number**, dan **Regional**. Penjelasan masing-masing akan dibahas pada pembahasan berikutnya.

Sama dengan metode **Auto** sebelumnya, bahwa pada **Auto 3D**, pilihan **Area**, **Center**, dan **Max** masih berlaku. Termasuk jika menggunakan pilihan **Center** atau **Max**, koreksi **Lung** dan/atau **Bone** juga masih berlaku.



Gambar 80. Tampilan perhitungan Auto 3D untuk D_{eff} . Dalam hal ini terdapat tiga pilihan, yaitu **Slice Step**, **Slice Number**, dan **Regional**.

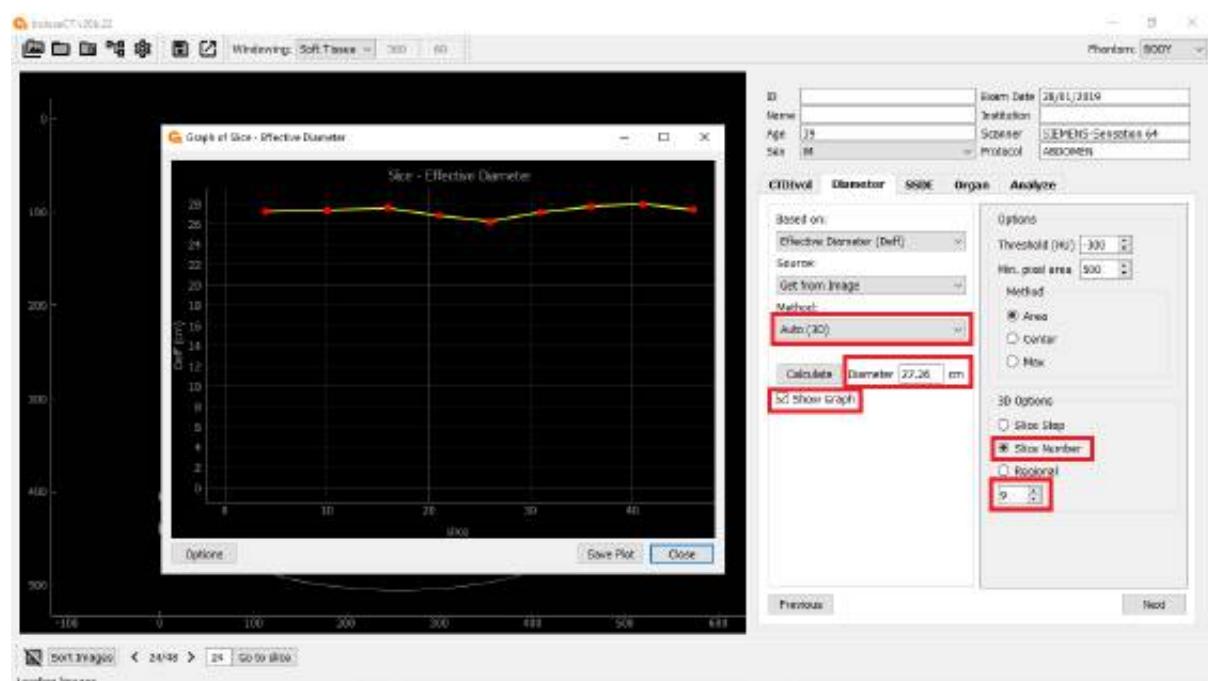
Kita akan bahas tentang pilihan **Slice Step**. Maksud dari **Slice Step** adalah untuk memberikan pilihan *step* yang kita gunakan. Jika **Slice Step** kita pilih, lalu kita isi dengan nilai 1, artinya bahwa perhitungan D_{eff} dilakukan pada *slice* pertama, *slice* berikutnya adalah *slice* ke-2, dan *slice* berikutnya lagi adalah *slice* ke-3 dan seterusnya. Karena **Slice Step** yang kita gunakan adalah satu, maka D_{eff} akan dihitung dari semua *slice* (**Gambar 81**). Setelah **Slice Step** kita isi, maka kita bisa langsung klik **Calculate**.



Gambar 81. Tampilan perhitungan D_{eff} untuk pilihan **Slice Step** sama dengan 1. Pada kotak **Diameter**, terisi nilai rata-rata D_{eff} .

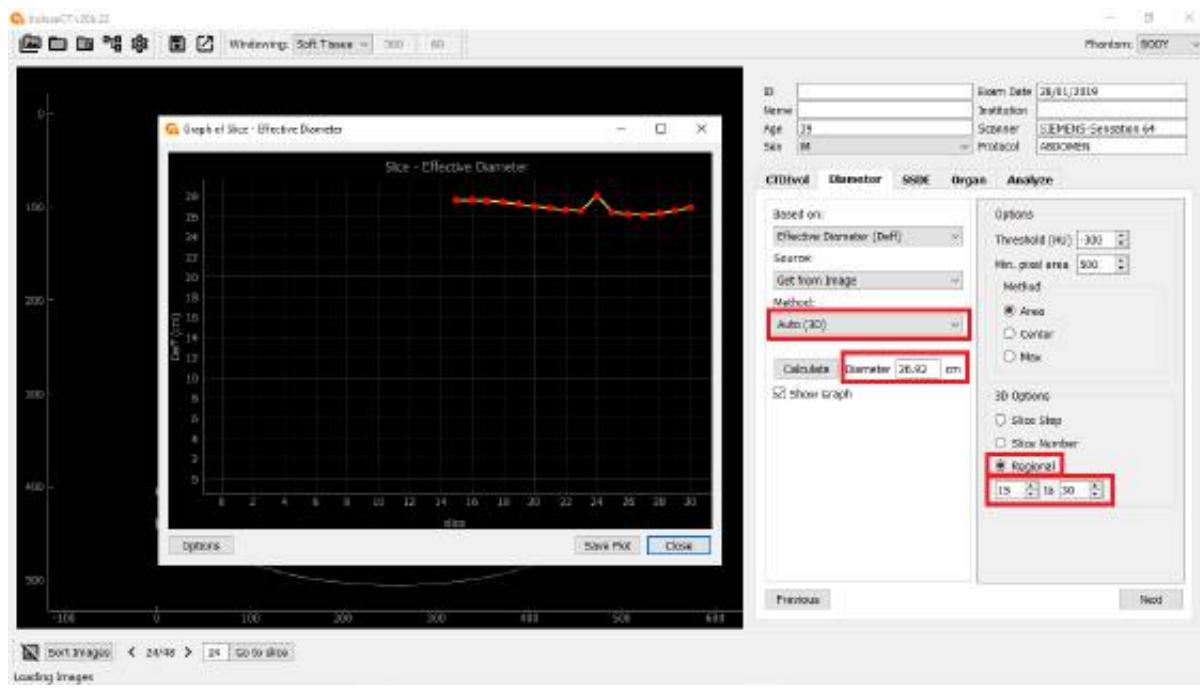
Untuk lebih mempercepat perhitungan, *user* juga dapat menggunakan **Slice Step** bukan 1, tetapi 2 atau yang lain sesuai dengan jumlah *slice* pasien yang ada. Untuk mempercepat perhitungan D_{eff} , *user* disarankan menggunakan jumlah iterasi sekitar 10. Misalnya jumlah *slice* sebanyak 500, pertama yang dihitung adalah *slice* 1, lalu *slice* ke 11, lalu *slice* ke 21, dan seterusnya. Dengan mengisi **Slice Step** sama dengan 10, maka waktu komputasi menjadi 10 kali lebih cepat dibandingkan menggunakan **Slice Step 1**.

Selain terdapat pilihan **Slice Step**, terdapat pilihan lain untuk mempercepat komputasi, yaitu menggunakan pilihan **Slice Number**. Jika kita mengisi **Slice Number** dengan 1, maka dari semua *slice* yang ada hanya akan dihitung 1 *slice* yang ada di tengah. Jika kita menggunakan **Slice Number** 3, maka akan dihitung D_{eff} dari 3 *slice*, yaitu *slice* tengah, *slice* sepertiga dari kiri dan *slice* sepertiga dari kanan. **Gambar 82** menunjukkan pilihan **Slice Number** 9, artinya perhitungan D_{eff} dilakukan pada 9 *slice* yang terdistribusi merata sepanjang sumbu-z. Nomor *slice* yang digunakan untuk menghitung D_{eff} ditunjukkan pada grafik.



Gambar 82. Tampilan perhitungan D_{eff} untuk pilihan **Slice Number**. Dalam hal ini, **Slice Number** diisi dengan angka 9. Grafik menunjukkan 9 titik nilai D_{eff} . Pada kotak **Diameter**, terisi rata-rata D_{eff} dari 9 nilai ini.

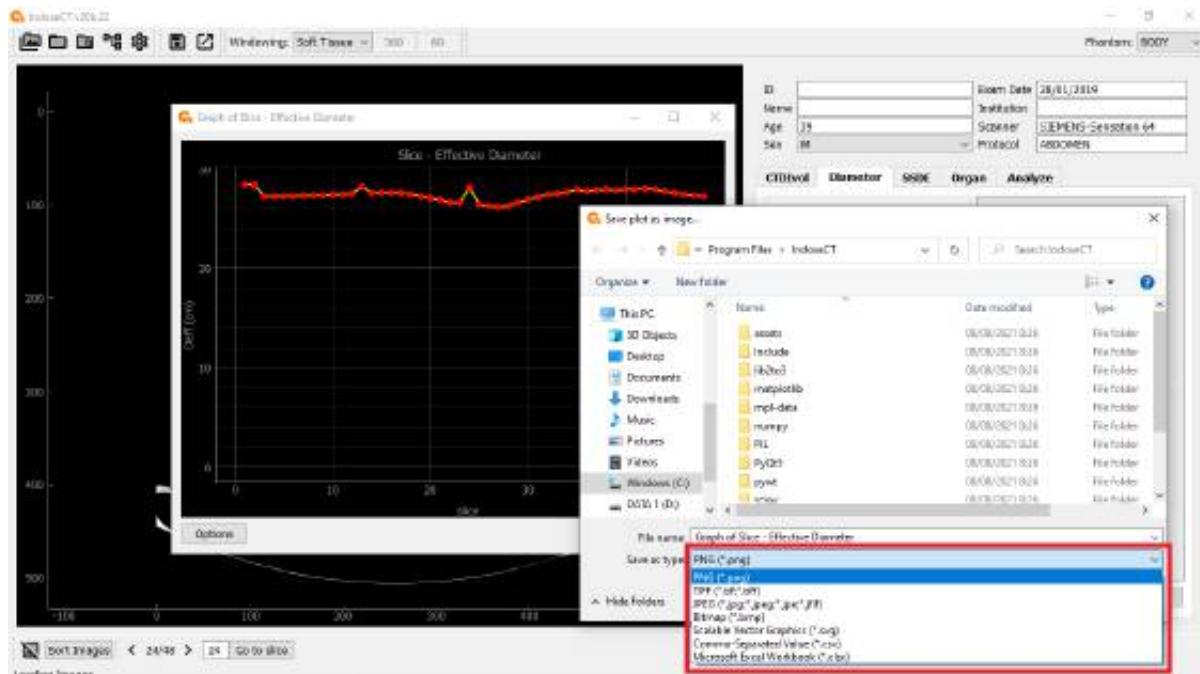
Pilihan **Auto 3D** untuk menghitung D_{eff} adalah **Regional**. Dalam hal ini kita dapat menentukan nomor *slice* tertentu untuk mengawali (misalnya *slice* nomor 15) dan menentukan nomor *slice* untuk mengakhiri (misalnya *slice* nomor 30). Pilihan **Regional** ini sangat berguna untuk menghitung nilai rata-rata D_{eff} dan rata-rata SSDE hanya pada organ tertentu saja. Dilaporkan oleh beberapa studi bahwa dosis organ tidak akurat jika diestimasi dari seluruh *slice*, tetapi lebih akurat jika diestimasi hanya pada beberapa *slice* tertentu tempat organ itu berada (Anam et al. J Biomed Phys Eng. 2021). Contoh pilihan **Regional** untuk menghitung D_{eff} ditunjukkan oleh **Gambar 83**.



Gambar 83. Tampilan perhitungan D_{eff} untuk pilihan **Regional**. Dalam hal ini kita dapat menentukan nomor *slice* tertentu untuk mengawali dan nomor *slice* untuk mengakhiri. Pada kotak **Diameter**, terisi nilai rata-rata D_{eff} dari beberapa *slice* yang digunakan.

Catatan: Hingga sekarang belum ada protokol tentang jumlah *slice* yang digunakan. AAPM menyatakan bahwa perhitungan dari *slice* di bagian tengah (sepanjang sumbu-z) dapat diterima. Menggunakan **Auto 3D** lebih akurat, tetapi membutuhkan waktu yang lebih lama.

Pada pilihan **Auto 3D**, jika kita ingin grafik ditampilkan, **Show Graph** harus pilih. Seperti sebelumnya, grafik ini bisa disimpan atau diekspor ke Microsoft Excel (**Gambar 84**).



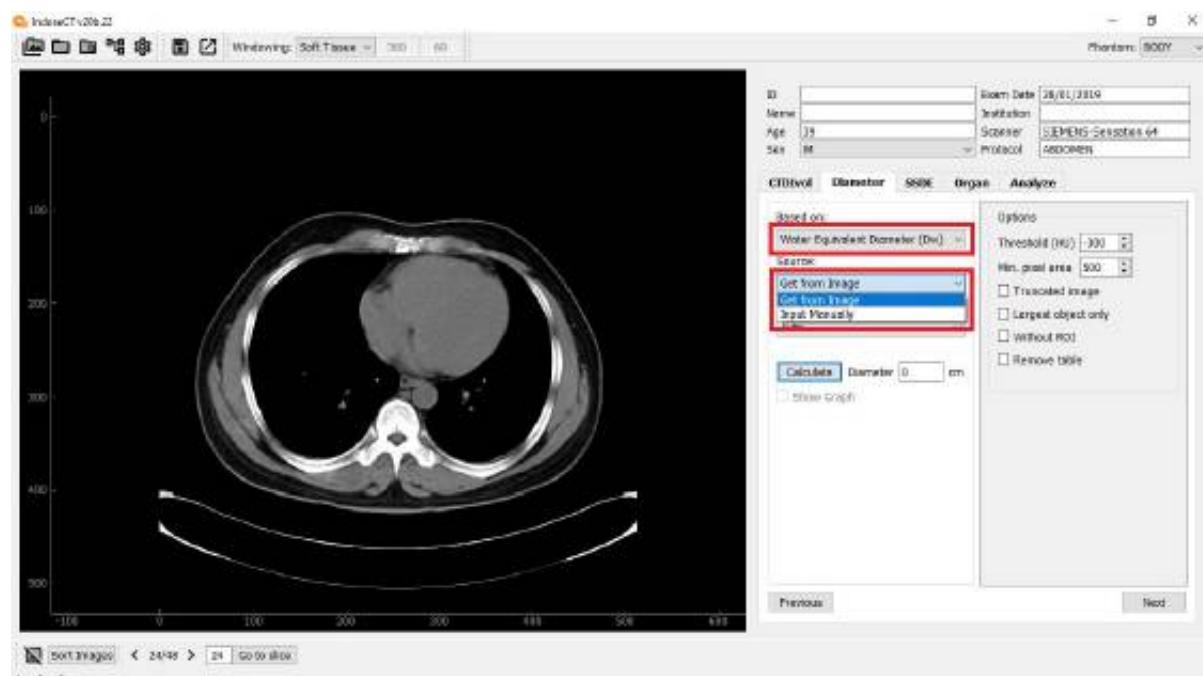
Gambar 84. Grafik hasil perhitungan D_{eff} menggunakan **Auto 3D** dapat disimpan dengan format tertentu.

VII. MENGHITUNG DIAMETER EKUIVALEN AIR (D_w)

Diameter ekuivalen air atau *water-equivalent diameter* (D_w) merupakan besaran ukuran pasien yang memperhitungkan ukuran dan komposisi pasien. Oleh karena itu, untuk estimasi dosis pasien, D_w ini lebih akurat dibanding D_{eff} . Hanya saja, nilai D_w ini tidak bisa diukur langsung dari pasien, tetapi harus dihitung dari citra pasien menggunakan suatu *software*. **IndoseCT** dapat digunakan untuk menghitung D_w . Dalam **IndoseCT** ini terdapat dua pilihan: *user* langsung memasukkan nilai D_w karena sudah memiliki nilai tersebut (**Input manually**), dan kedua nilai D_w ini dihitung dari citra pasien (**Get from Image**) (**Gambar 85**).

Untuk menghitung nilai D_w , langkah-langkah yang harus dilakukan:

- Pilih tab **Diameter**.
- Pilih option **Water Equivalent Diameter (Dw)**.
- Berikutnya, *user* dapat memilih, apakah memasukkan nilai D_w secara manual (**Input Manually**) atau menghitungnya dari citra (**Get from Image**).



Gambar 85. Perhitungan D_w terdapat tiga pilihan metode, yaitu: **Manual**, **Auto**, dan **Auto (3D)**. Untuk menggunakan pilihan **Get From Image**, *user* harus sudah membuka citra CT pasien dalam format DICOM.

7.1 Memasukkan D_w secara manual

Untuk memasukkan nilai D_w secara manual, lakukan langkah berikut (lihat **Gambar 86**):

- Pilih option **Input Manually**.
- Masukkan nilai D_w pada kotak isian **Diameter**.

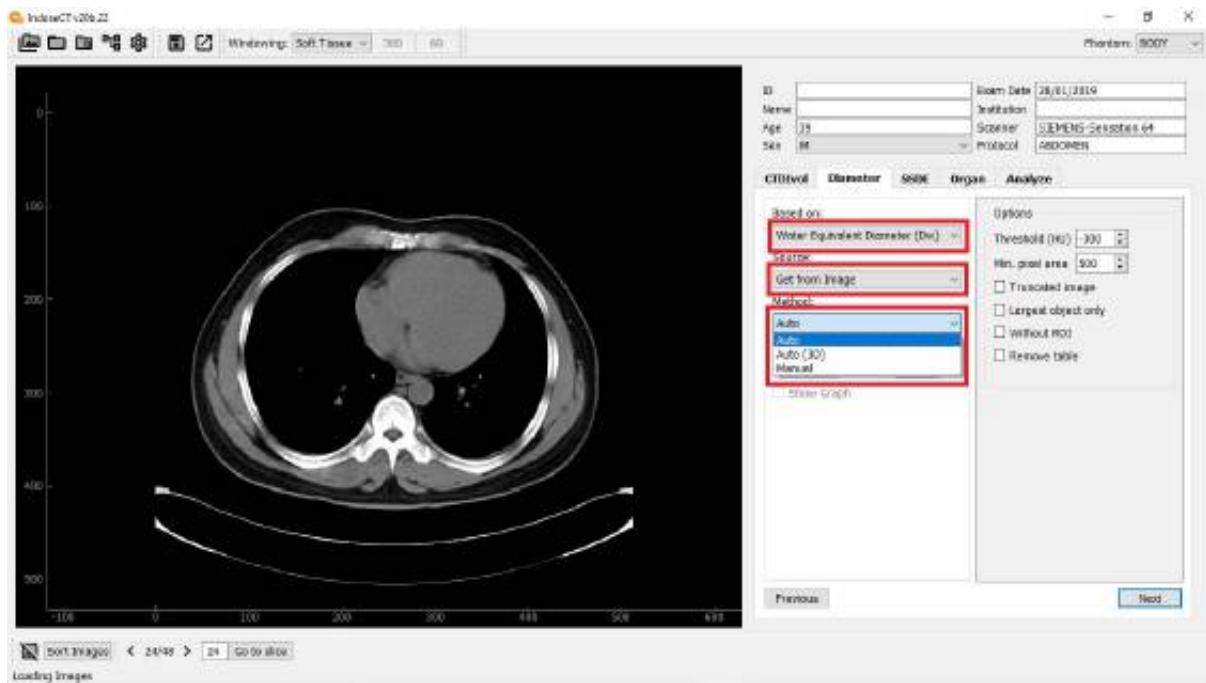
Jadi, dalam hal ini *user* hanya sekedar memasukkan nilai D_w yang sudah dimilikinya, bukan menghitungnya.



Gambar 86. Tampilan untuk memasukkan nilai D_w secara manual.

7.2 Menghitung D_w dari citra

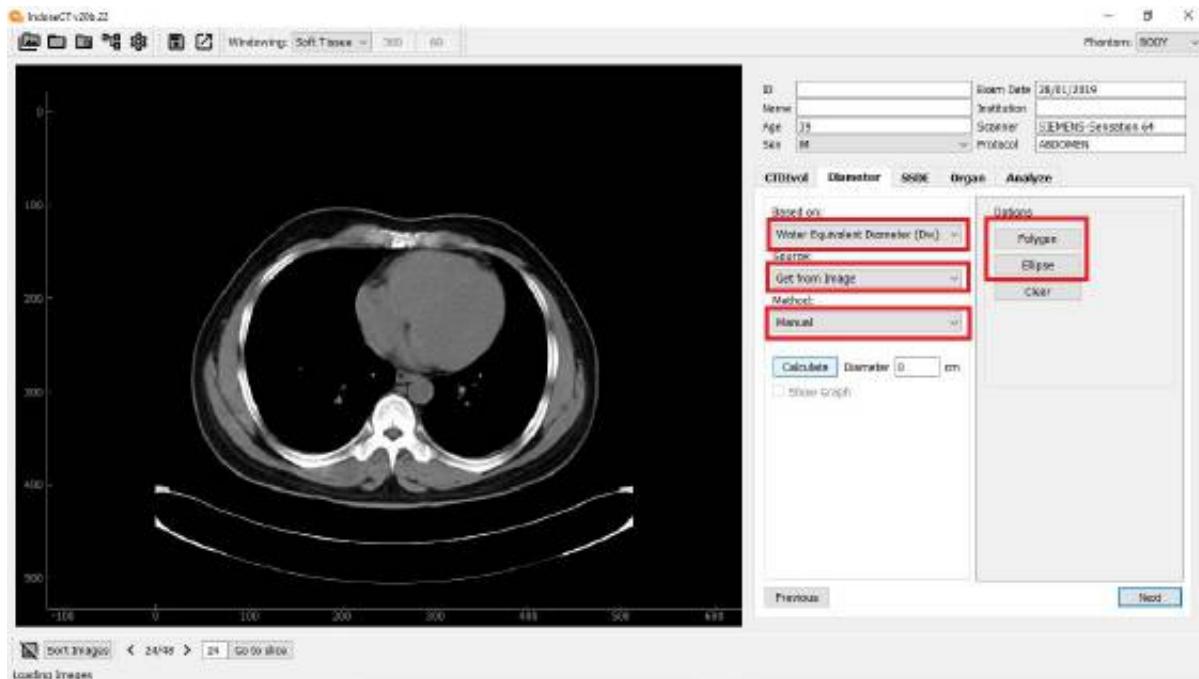
Jika user belum memiliki nilai D_w , maka nilai D_w harus dihitung dari citra pasien. Dalam hal ini ada tiga pilihan yang dapat dilakukan, yaitu **Manual**, **Auto**, dan **Auto 3D** (Lihat Gambar 87).



Gambar 87. Perhitungan D_w dari citra terdapat tiga pilihan metode, yaitu: **Manual**, **Auto**, dan **Auto (3D)**. Untuk menggunakan pilihan **Get From Image**, user harus sudah membuka citra CT dalam format DICOM.

a. Perhitungan D_w secara manual

Untuk melakukan perhitungan D_w secara manual dari citra, terdapat dua *tool*, yaitu **Ellipse** dan **Polygon** (**Gambar 88**). Perhitungan D_w pertama kali yang digunakan di AAPM 204 adalah dengan menggunakan **Ellipse**.



Gambar 88. Perhitungan D_w dari citra secara manual dapat menggunakan dua *tool*, yaitu: **Ellipse** atau **Polygon**.

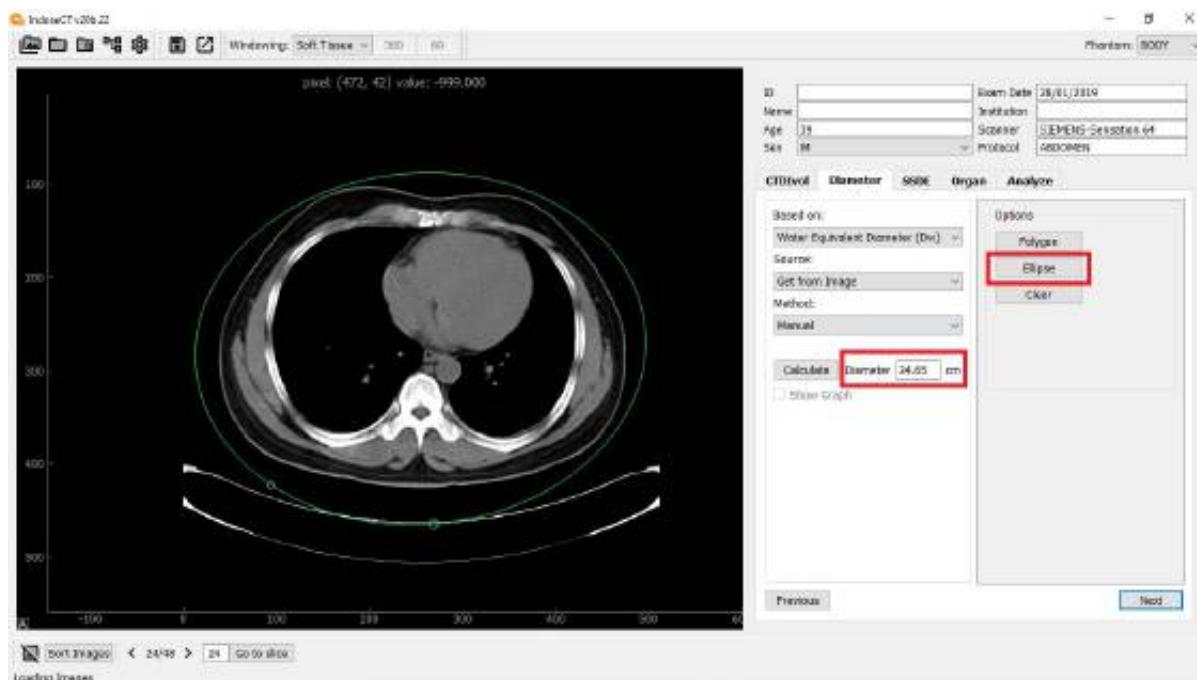
➤ Perhitungan D_w dengan *tool* Ellipse

Untuk melakukan perhitungan D_w dari citra pasien menggunakan *tool* **Ellipse**, beberapa langkah yang dilakukan adalah sebagai berikut:

- Pilih tab **Diameter**.
- Pilih option **Water Equivalent Diameter (Dw)**.
- Pilih option **Get from Image**.
- Pilih option **Manual**.
- Lalu tekan tombol **Ellips**.
- Setelah itu akan muncul gambar elips (**Gambar 89**). Namun tampak bahwa elips tidak mencakup seluruh citra pasien. Dalam hal ini, user sendiri yang harus membesarkan atau mengecilkan atau memutar atau menggeser elips tersebut sehingga elips mencakup seluruh bagian citra pasien dan hanya sedikit obyek di luar pasien yang masuk ke dalam elips tersebut.
- Seperti pada **Gambar 89**, pada elips terdapat **lingkaran kecil** dan **diamond kecil**. **Lingkaran kecil** adalah untuk memutar elips dan **diamond kecil** adalah untuk memperbesar dan mengecilkan elips, termasuk mengubah skala menjadi lingkaran atau elips. Untuk menggeser elips dilakukan dengan menempatkan kursor di dalam elips, kemudahan elips tersebut dapat digeser (*drag*). Jika kursor di luar elips, maka yang digeser bukan elips, tapi citra pasien.
- Untuk menghitungnya tekan tombol **Calculate**. Namun sebetulnya, tanpa menekan tombol **Calculate**, nilai D_w sudah dapat dilihat pada kotak **Diameter** (**Gambar 90**).



Gambar 89. Tampilan awal perhitungan nilai D_w dari citra pasien menggunakan *tool Ellipse*. Tampak terdapat **lingkaran kecil** di elips yang berguna untuk memutar elips dan **diamond kecil** yang berguna untuk memperbesar, memperkecil, dan mengubah skala elips.



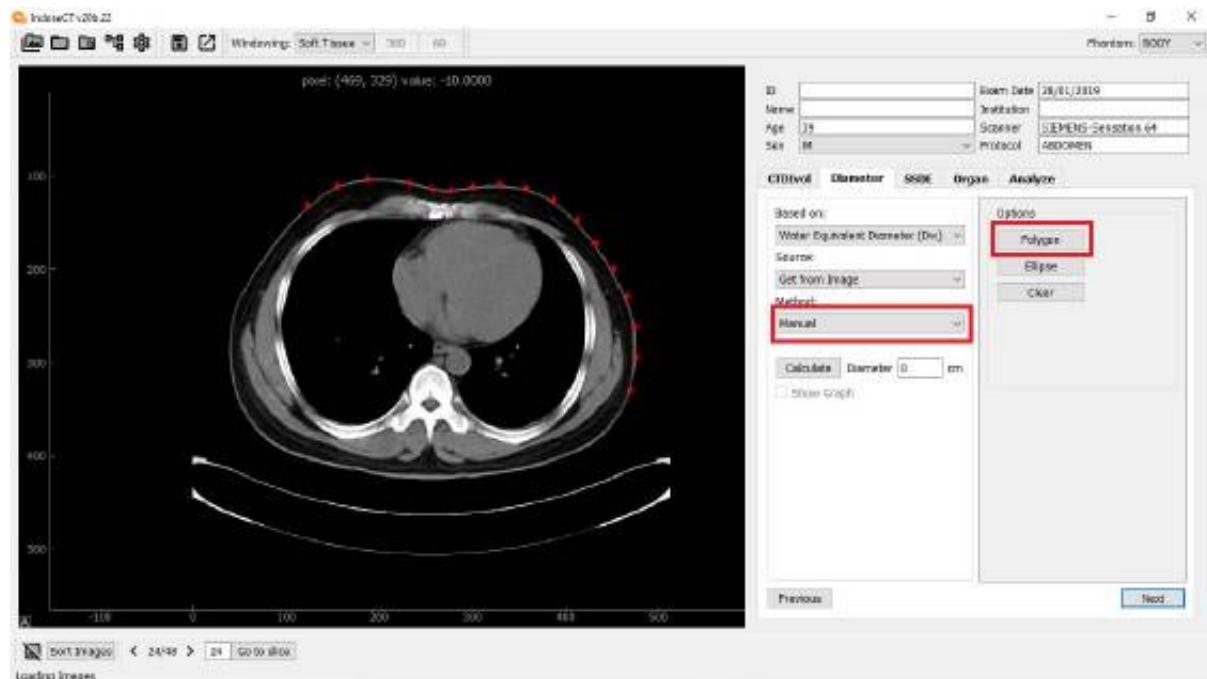
Gambar 90. Tampilan bahwa **Ellipse** sudah menutup seluruh bagian citra dan hanya sedikit obyek di luar elips yang masuk ke dalamnya. Nilai D_w dapat dilihat pada kotak **Diameter**.

➤ Menggunakan *tool Polygon*

Untuk melakukan perhitungan D_w dari citra pasien menggunakan *tool Polygon*, beberapa langkah yang dilakukan adalah sebagai berikut:

- Pilih tab **Diameter**.

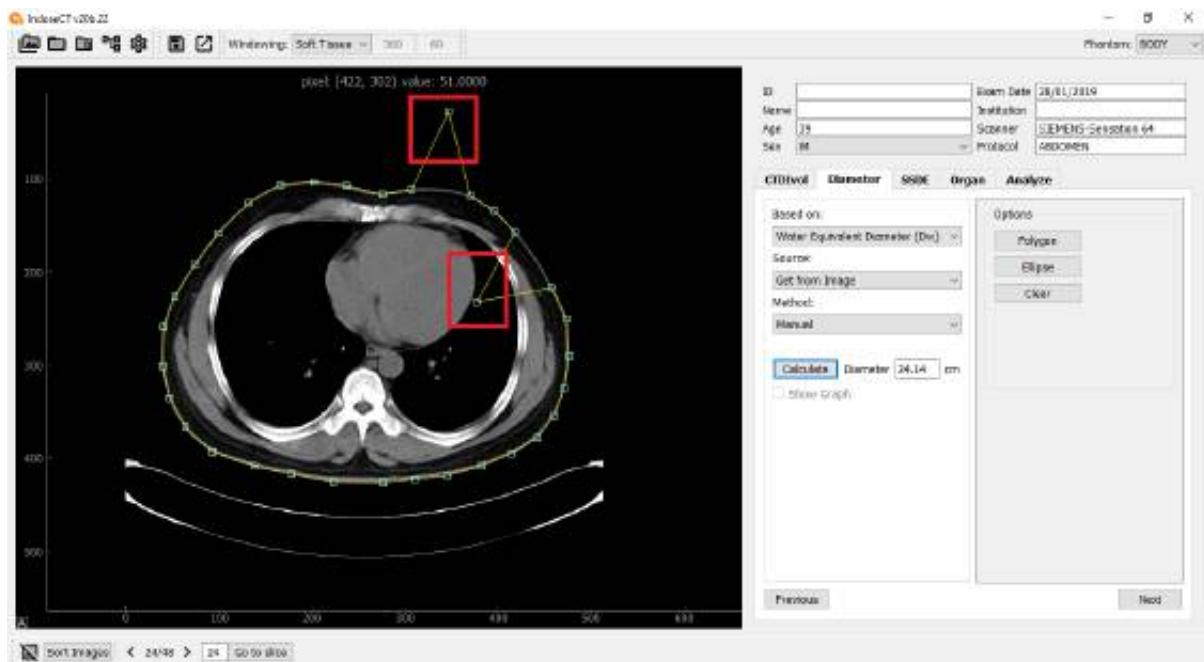
- Pilih option **Water Equivalent Diameter (D_w)**.
- Pilih option **Get from Image**.
- Pilih option **Manual**.
- Lalu tekan tombol **Polygon** (**Gambar 91**).
- Setelah itu geser kursor ke citra pasien, saat itu kursor akan berubah bentuk menjadi **silang**.
- Setelah itu, lakukan klik pada batas pinggir citra pasien, lalu pindah ke titik yang lain (seperti **Gambar 91**), dan seterusnya hingga semua batas pasien ada tanda plus berwarna merah.
- Untuk mengakhiri, lakukan klik-ganda di dekat tanda plus yang pertama. Saat itu, titik-titik yang kita buat akan terhubung seperti tampak pada **Gambar 92**.
- Untuk menghitungnya tekan tombol **Calculate**. Namun sebetulnya, tanpa menekan tombol **Calculate**, nilai D_w sudah dapat dilihat pada kotak **Diameter** (**Gambar 93**).
- Jika ada beberapa titik yang kurang tepat dipinggir citra pasien, titik tersebut dapat digeser (Lihat **Gambar 93**). Titik tersebut juga dapat ditambah, dengan cara melakukan klik diantara dua titik yang sudah ada.



Gambar 91. Tampilan proses segmentasi untuk perhitungan nilai D_w dari citra pasien menggunakan *tool* **Polygon**.



Gambar 92. Tampilan hasil akhir proses segmentasi menggunakan **Polygon** untuk perhitungan nilai D_w dari citra pasien.



Gambar 93. Contoh dua titik yang digeser keluar menjauh dari batas pasien dan digeser masuk dari batas pasien. Untuk hasil perhitungan D_w yang akurat, titik tersbut harus diusahakan berada pada batas pasien.

b. Perhitungan D_w secara otomatis (Auto)

Untuk melakukan perhitungan D_w secara otomatis dari citra pasien, beberapa langkah yang dilakukan adalah sebagai berikut (lihat **Gambar 94**):

- Pilih tab **Diameter**.
- Pilih option **Water Equivalent Diameter (Dw)**.

- Pilih option **Get from Image**.
- Pilih option **Auto**.
- Selanjutnya ada 4 isian: **Truncated images**, **Largest object only**, **Without ROI**, dan **Remove table** (**Gambar 94**). 4 isian ini bisa dikosongi (*default*), diisi salah satu, atau diisi dua.
- Untuk menghitungnya tekan tombol **Calculate**.
- Jika perhitungan selesai, ditandai dengan munculnya nilai D_w pada kotak **Diameter** dan citra pasien akan tersegmentasi dengan kontour warna merah.



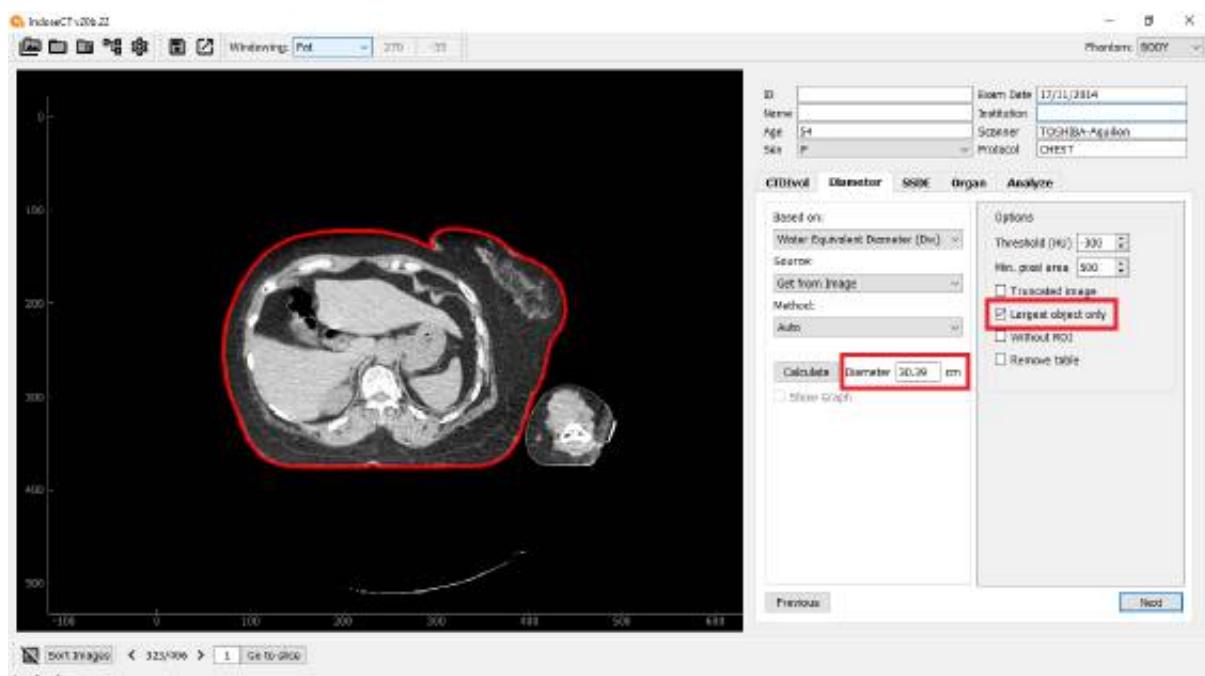
Gambar 94. Tampilan perhitungan D_w secara otomatis. Tampak ada 4 isian: **Truncated images**, **Largest object only**, **Without ROI**, dan **Remove table**.

Untuk kondisi *default*, user tidak perlu memilih 4 pilihan yang ada. Pada kondisi *default*, **IndoseCT** akan mensegmentasi obyek pasien, meski di dalam citra terdapat beberapa obyek (seperti dada, satu tangan atau kedua tangan) dan meja pasien dibuang secara otomatis (Anam et al. J Appl Clin Med Phys. 2021;1-11). Pada kondisi *default* ini menggunakan metode segmentasi citra yang baru. Proses segmentasi dan perhitungan D_w dilakukan dengan menekan tombol **Calculate**. Hasil segmentasi dan perhitungan nilai D_w pada kondisi *default* ini ditunjukkan oleh **Gambar 95**. Tampak bahwa citra pasien tersegmentasi dengan baik, dan nilai D_w ditampilkan pada kotak **Diameter**.

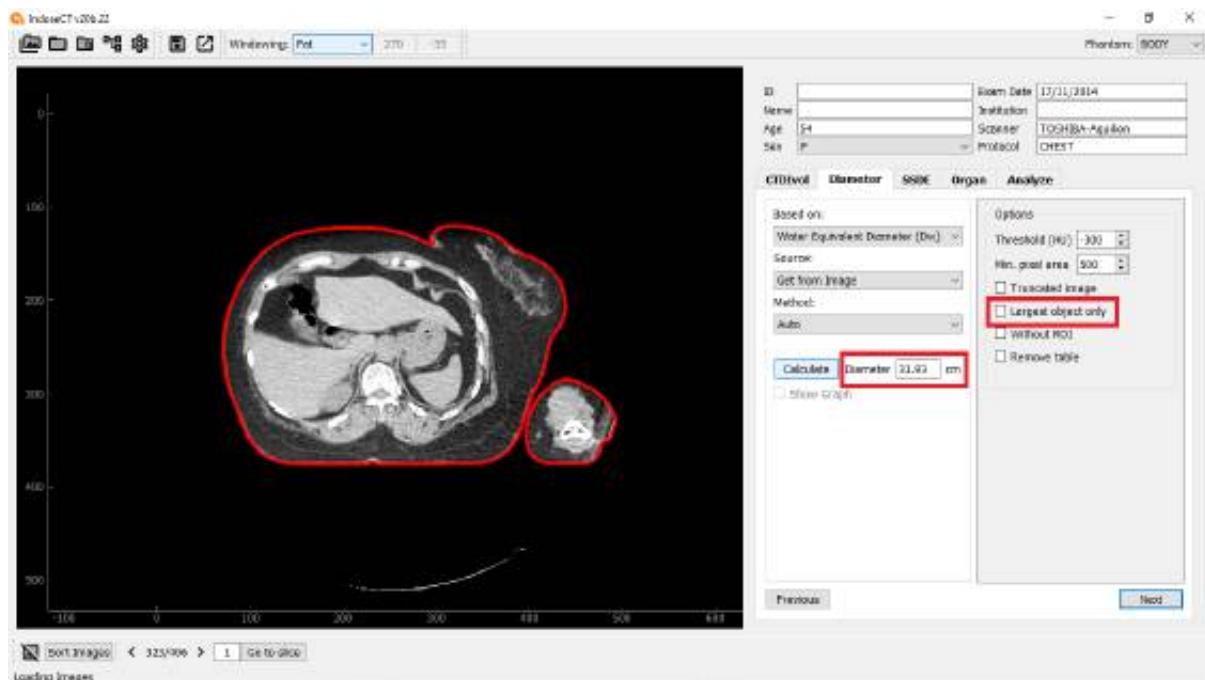


Gambar 95. Tampilan perhitungan nilai D_w secara otomatis dari citra pasien secara *default* (tanpa memilih salah satu dari emapt pilihan: **Truncated image**, **Largest object only**, **Without ROI**, dan **Remove table**).

Pemilihan kondisi *default* dan memilih **Largest object only** akan sama jika obyek pasien di dalam citra hanya terdiri dari satu bagian (sebagaimana pada **Gambar 95**). Namun keduanya akan sangat berbeda, jika di dalam citra ada lebih dari satu obyek, misalnya perut dan tangan, seperti pada **Gambar 96** dan **97**.



Gambar 96. Segmentasi menggunakan pilihan **Largest object only** menyebabkan hanya obyek yang paling besar saja yang terdeteksi (perut pasien), sementara tangan pasien (yang terpisah dari perut) tidak ikut terdeteksi.



Gambar 97. Segmentasi tidak menggunakan pilihan **Largest object only** menghasilkan tersegmentasinya bagian tubuh, meski di dalam citra terdapat lebih dari satu bagian (seperti perut dan tangan pasien).

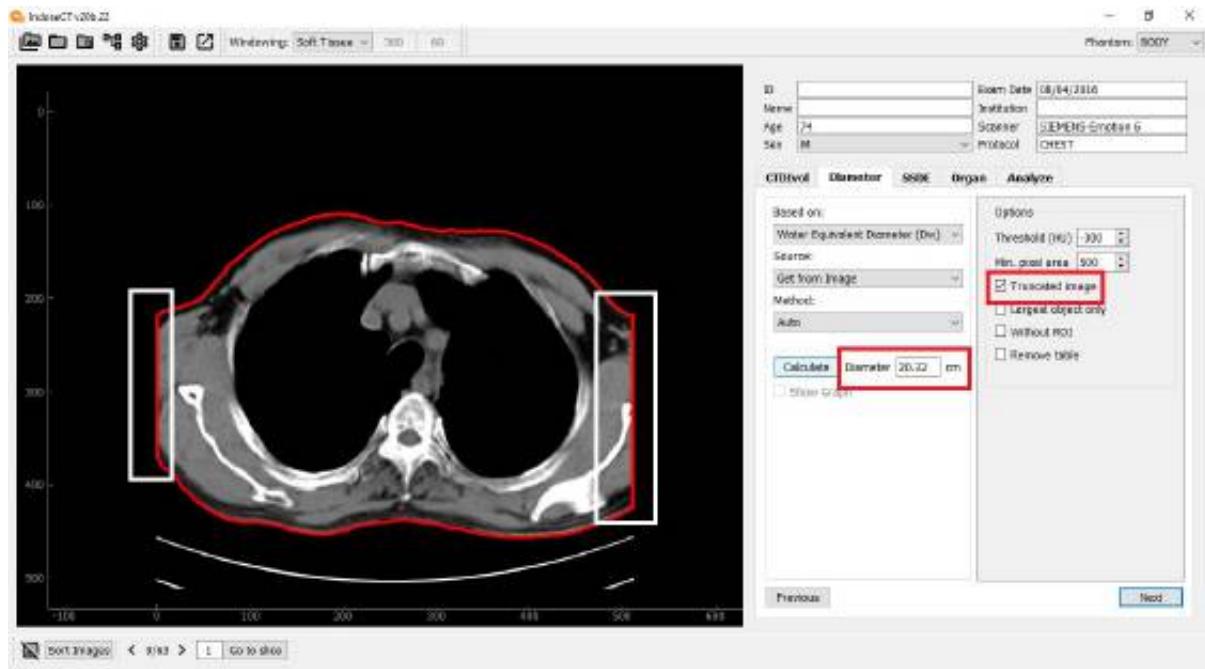
Pada **Gambar 96**, segmentasi menggunakan pilihan **Largest object only** dan dihasilkan bahwa hanya obyek yang paling besar saja yang terdeteksi (perut pasien), sementara tangan pasien (yang terpisah dari perut) tidak ikut terdeteksi (Anam et al. J Appl Clin Med Phys. 2016; 17(4): 320-333). Pada **Gambar 97**, segmentasi tidak menggunakan pilihan **Largest object only** dan dihasilkan bahwa semua bagian tersegmentasi (baik perut maupun tangan pasien). Dengan demikian dengan tidak memilih **Largest object only**, akan diperoleh nilai D_w yang lebih besar dibandingkan jika menggunakan pilihan tersebut. Pada **IndoseCT** versi lama kondisi *default* menggunakan **Largest object only**. Tetapi pada versi baru ini, kondisi *default* tidak menggunakan **Largest object only**.

Sedangkan **Truncated image** digunakan untuk mengoreksi citra yang terpotong. Untuk citra yang tidak terpotong seperti **Gambar 95**, pilihan **Truncated image** tidak akan memberikan pengaruh apa-apa. Namun, untuk citra yang terpotong bagian pinggirnya seperti **Gambar 98**, penggunaan pilihan **Truncated image** menghasilkan nilai D_w yang lebih akurat. Dalam hal ini, **IndoseCT** akan menghitung *truncation percentage* (TP), setelah itu menerapkan faktor koreksi berdasarkan nilai TP. Informasi detil dapat dilihat pada paper (Anam et al. Radiat Prot Dosim. 2017; 175(3): 313-320).

Gambar 98 memperlihatkan perhitungan D_w pada citra terpotong namun tidak menggunakan pilihan **Truncated image**. Dalam hal ini diperoleh nilai D_w sebesar 19.92 cm. Sementara **Gambar 99** memperlihatkan citra yang sama, namun dihitung dengan menggunakan pilihan **Truncated image**. Tampak bahwa nilai D_w sebesar 20.32 cm. Jadi, pada citra yang terpotong, penggunaan **Truncated image** menghasilkan nilai D_w yang lebih besar.



Gambar 98. Perhitungan D_w pada citra terpotong, namun tidak menggunakan pilihan Truncated image. Diperoleh nilai D_w sebesar 19.92 cm.



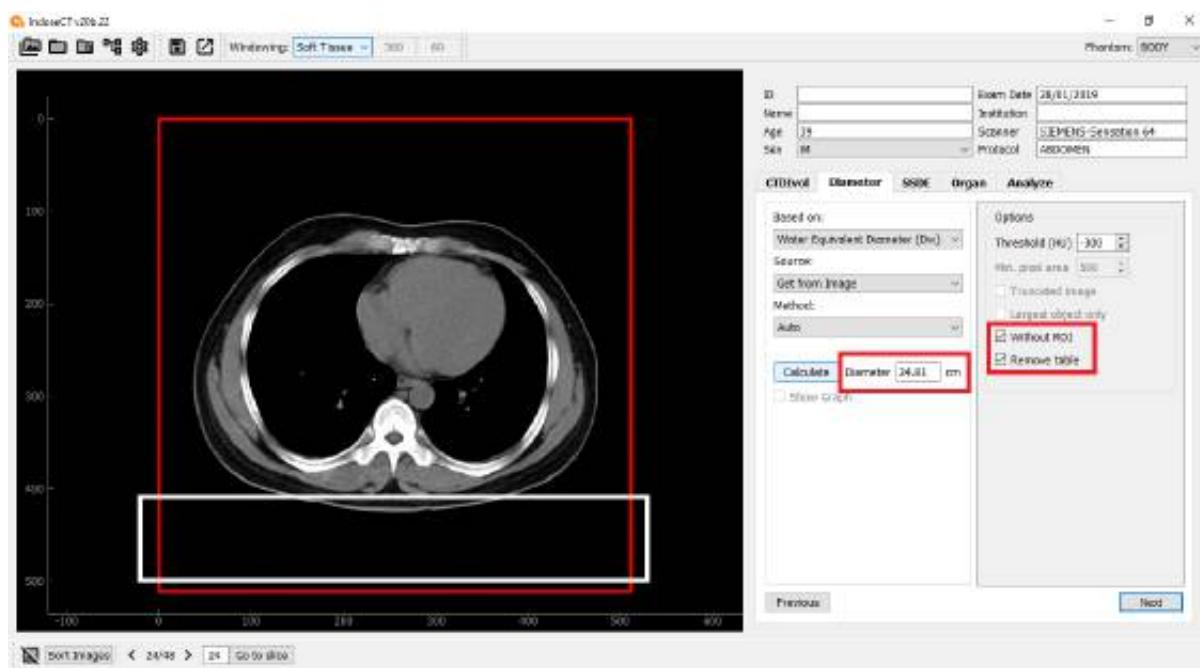
Gambar 99. Perhitungan D_w pada citra terpotong dan menggunakan pilihan Truncated image. Tampak bahwa nilai D_w sebesar 20.32 cm.

Sebagai alternatif, nilai D_w juga dapat dihitung dari seluruh bagian citra. Meski kurang akurat metode ini bisa digunakan. Dengan metode ini, luas citra dapat dipastikan jauh melebihi luas pasien. Akan tetapi, atenuasi linear udara mendekati nol dan nilai HU sekitar -1000, sehingga tidak berpengaruh terlalu besar pada nilai akhir D_w (Anam C, et al. Radiat Prot Dosim. 2019; 185(1): 42–49). Jika kita ingin menggunakan pilihan ini, maka di bagian pilihan kita memilih **Without ROI** (**Gambar 100**). Terlihat nilai D_w sebesar 25.55 cm. Nilai ini sedikit lebih besar dibanding menggunakan segmentasi otomatis (**Gambar 95**), yaitu sebesar 24.21.



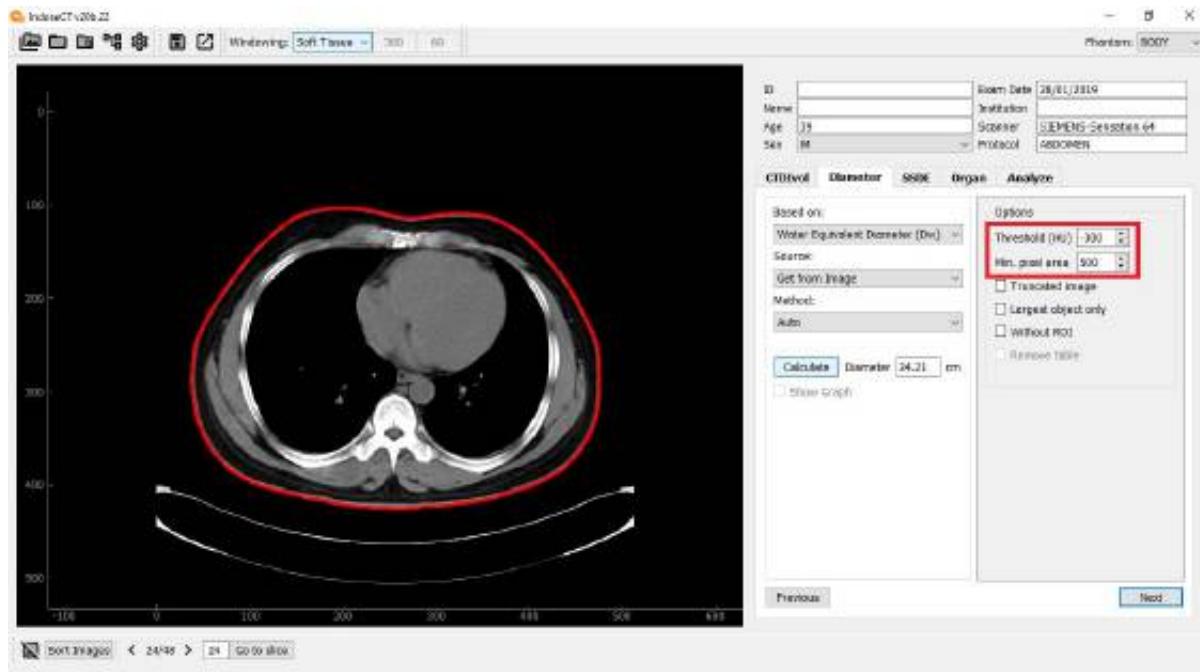
Gambar 100. Perhitungan D_w tanpa menggunakan ROI (**Without ROI**). Diperoleh nilai D_w sebesar 25.55 cm.

Perhitungan D_w tanpa ROI sebenarnya akurat jika di luar pasien, isinya hanya udara. Namun kenyataannya di luar pasien terkadang ada obyek dengan atenuasi linear yang besar, misalnya meja pasien. Oleh karena itu, pilihan **Without ROI** dapat dikombinasikan dengan **Remove table** seperti tampak pada **Gambar 101**. Terlihat bahwa meja pasien berhasil dibuang dengan sempurna dan sebagai konsekuensinya hasil D_w yang diperoleh menurun menjadi 24.81 cm. Namun demikian, nilai ini masih sedikit lebih besar dibandingkan dengan menggunakan metode segmentasi.



Gambar 101. Perhitungan D_w tanpa menggunakan ROI (**Without ROI**) dan **Remove table**. Diperoleh nilai D_w sebesar 24.81 cm.

Sebagai catatan, segmentasi citra menggunakan nilai **threshold** -300 HU (**Gambar 102**). Nilai **threshold** ini tidak selalu tepat untuk segmentasi berbagai kasus. Jika nilai **threshold** ini tidak dapat mensegmentasi pasien dengan tepat, *user* dapat mengubah nilai **threshold** ini menjadi lebih tinggi misalnya -200 HU, atau lebih kecil menjadi -400 HU. Pada segmentasi ini, menggunakan **Min. pixel area** 500 piksel. Artinya jika terdapat obyek dengan luas kurang dari -500 piksel, maka obyek tersebut akan diabaikan dalam proses segmentasi ini. Nilai ini juga dapat diubah sesuai kebutuhan.



Gambar 102. Untuk segmentasi citra secara otomatis menggunakan nilai **threshold** -300 HU dan **Min. pixel area** 500 piksel. Nilai ini tidak selalu tepat untuk segmentasi berbagai kasus. Jika nilai ini tidak dapat mensegmentasi pasien dengan tepat, maka dapat diubah.

Catatan lainnya yang perlu diperhatikan adalah bahwa di dalam **IndoseCT** ini, meskipun telah dikembangkan algoritma khusus untuk segmentasi pasien dan telah berhasil dengan baik pada ratusan pasien dengan beberapa merek CT scanner. Tetapi, **IndoseCT** ini juga masih memiliki kelemahan, yaitu pada beberapa kasus terkadang tidak bisa mensegmentasi dengan tepat. Jika *user* menilai bahwa segmentasi yang dilakukan terlalu besar atau terlalu kecil, maka *user* dapat menghitung D_w seperti sebelumnya dengan menggunakan pilihan *tool* **Polygon** atau **Ellipse**.

c. Perhitungan D_w dengan Auto 3D

Nilai D_w berbeda-beda untuk setiap *slice*. Oleh karena itu, perhitungan D_w yang lebih akurat adalah perhitungan untuk semua *slice* citra. Namun, perhitungan ini membutuhkan waktu yang relatif lebih lama. **IndoseCT** memberikan pilihan kepada *user* untuk menghitung D_w dalam 3D (untuk semua *slice*) (Anam et al. J Biomed Phys Eng. 2021).

Untuk menghitung D_w dari beberapa *slice*, langkahnya adalah sebagai berikut ini:

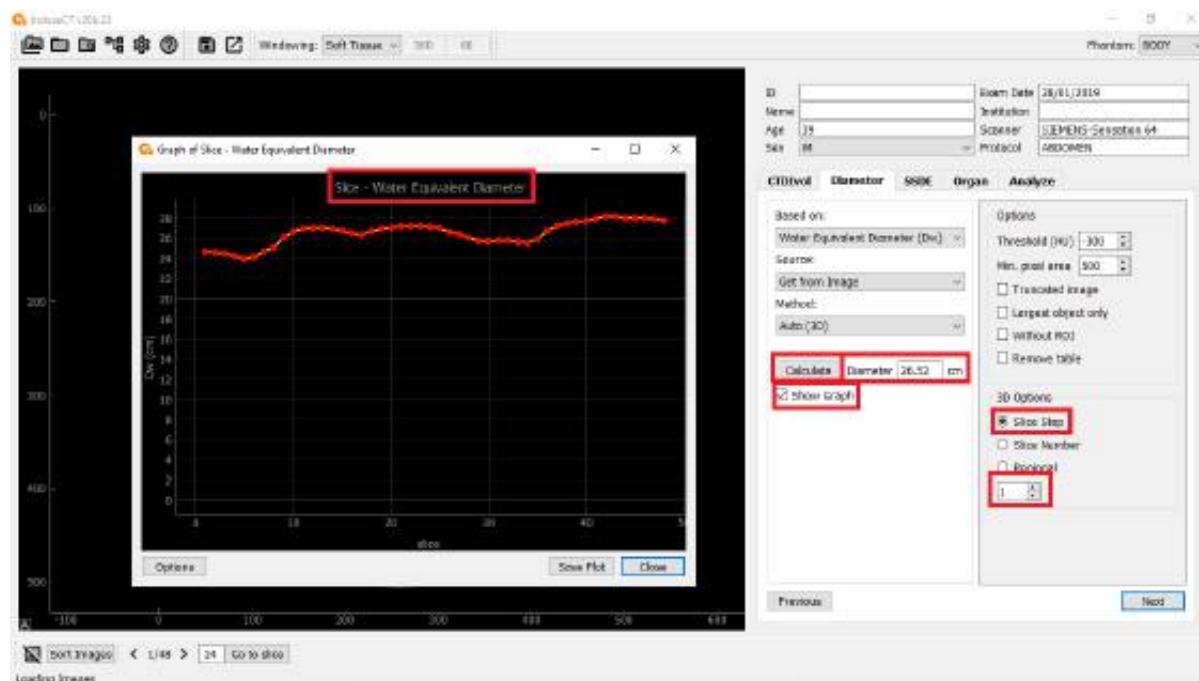
- Pilih *tab* **Diameter**.
- Pilih *option* **Water Equivalent Diameter (cm)**.

- Pilih option **Get from Image**. Untuk hal tersebut, citra harus sudah dibuka.
- Pilih option **Auto 3D** (Lihat **Gambar 103**).
- Sama dengan **Auto 3D** pada D_{eff}, Untuk D_w juga terdapat tiga pilihan: **Slice Step**, **Slice Number**, dan **Regional**. Penjelasan masing-masing dibahas pada **Auto 3D** pada D_{eff}.

Contoh hasil grafik perhitungan **Auto 3D** dengan **Slice Step 1** ditunjukkan pada **Gambar 104**. Nilai D_w rata-rata diisikan pada kotak **Diameter**.



Gambar 103. Tampilan perhitungan **Auto 3D** untuk D_w. Dalam hal ini terdapat tiga pilihan, yaitu **Slice Step**, **Slice Number**, dan **Regional**.



Gambar 104. Contoh hasil grafik perhitungan **Auto 3D** dengan **Slice Step 1**.

Sebagai catatan, perhitungan D_w dengan pilihan **Auto 3D**, dan dengan pilihan **Slice Step 1**, merupakan metode perhitungan diameter pasien yang paling akurat untuk menghitung dosis pasien, dibandingkan dengan semua metode yang telah dijelaskan sebelumnya. Metode ini yang direkomendasi untuk digunakan dalam perhitungan diameter pasien. Namun demikian, untuk menghitung hal ini membutuhkan waktu sedikit lebih lama bergantung pada banyaknya *slice*. Sebagai informasi untuk jumlah *slice* sekitar 500, waktu yang dibutuhkan secara umum tidak lebih dari 1 menit.

VIII. MENGHITUNG SIZE-SPECIFIC DOSE ESTIMATE (SSDE)

Setelah nilai CTDI_{vol}, D_{eff} atau D_w diisi dengan lengkap, maka nilai SSDE dapat dihitung. Nilai SSDE ini menunjukkan estimasi dosis pada individu pasien.

Langkah-langkah untuk menghitung nilai SSDE (lihat **Gambar 105**):

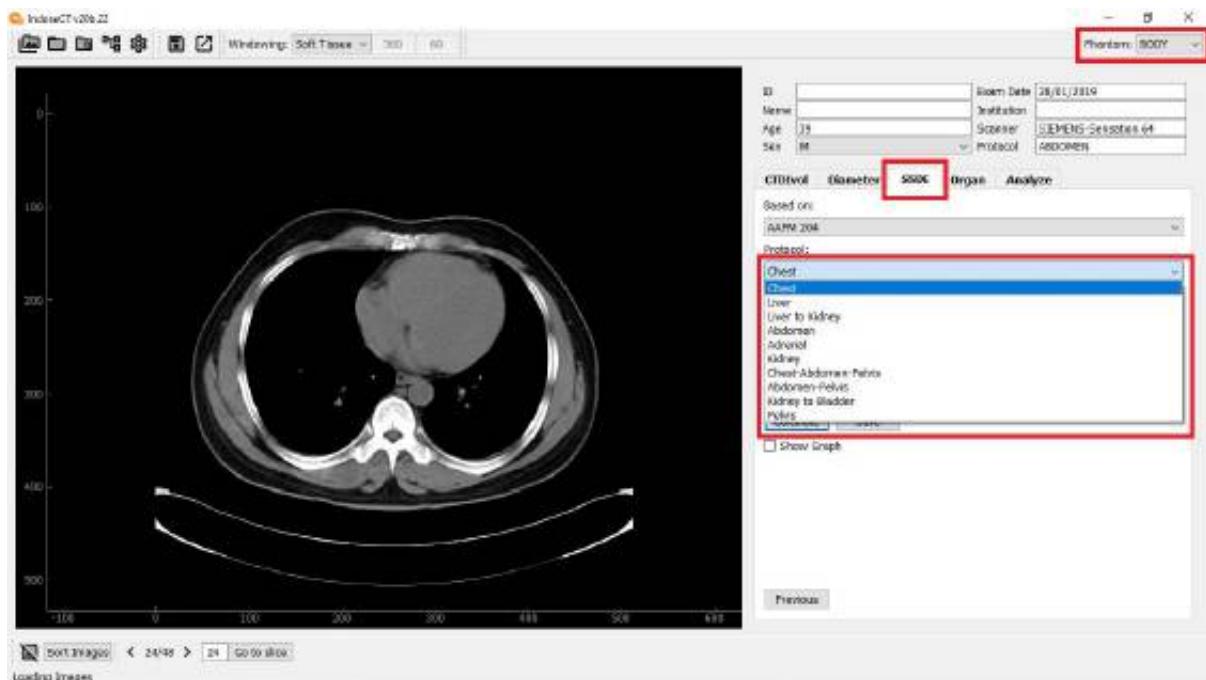
- Untuk menghitung CTDI_{vol}, pertama kali pilih tab **SSDE** pada barisan tombol. Jika tab **SSDE** diklik, maka warna akan berubah menjadi putih.
- Pastikan jenis **Phantom** yang digunakan **Body** atau **Head**.

Catatan: Saat menghitung nilai SSDE ini adalah penentuan **Phantom** yang digunakan, **Body** atau **Head**. Pilihan ini jangan sampai keliru. Jika keliru, maka perhitungan SSDE akan keliru. Saat membuka citra, nilai jenis fantom ini akan terisi secara otomatis. Namun demikian, *user* harus mengecek ulang hal ini.

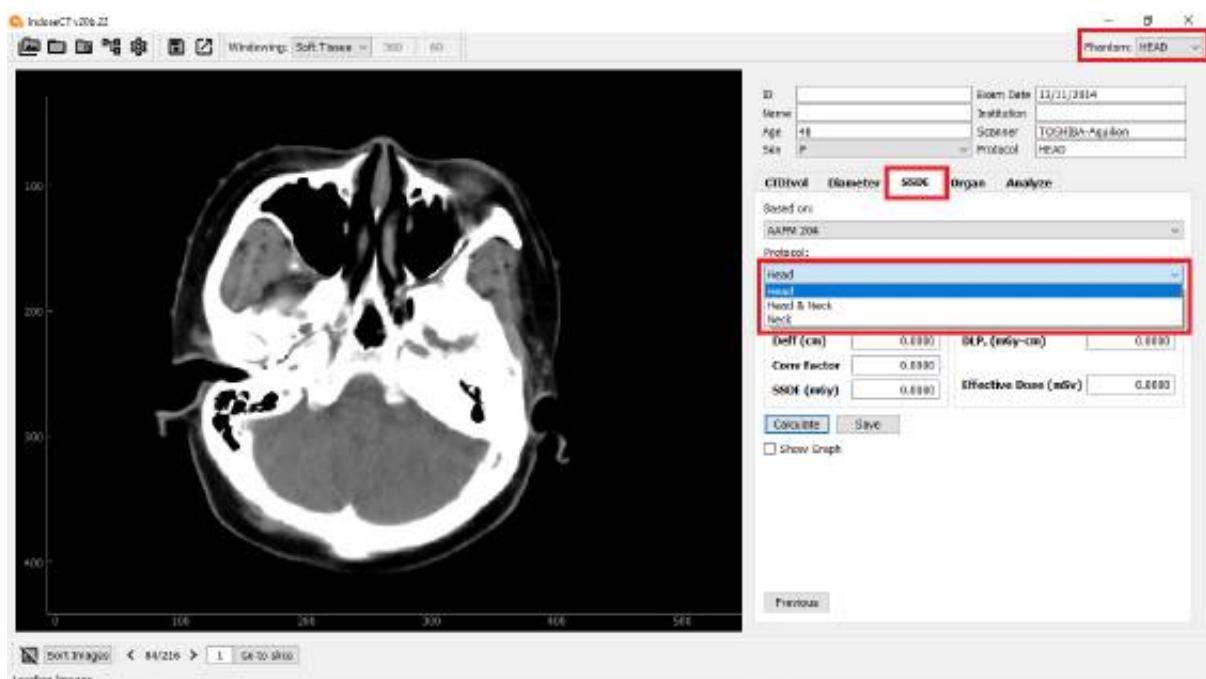
- Selanjutnya kita harus memilih faktor konversi yang digunakan. Untuk fantom **Body** hanya digunakan **AAPM 204**, sementara untuk fantom **Head** ada dua pilihan, yaitu **AAPM 204** dan **AAPM 293** (**Gambar 105**). Faktor konversi yang baru dan lebih akurat adalah yang **AAPM 293**.
- Selanjutnya kita harus memilih **Protocol** yang digunakan. Untuk fantom **Body** terdapat 10 pilihan (**Gambar 106**), sementara untuk fantom **Head** terdapat 3 pilihan (**Gambar 107**). Sebetulnya pilihan protokol tidak berpengaruh pada nilai SSDE, tetapi berpengaruh pada nilai dosis efektif. Hanya saja, dosis efektif dihitung bersamaan dengan perhitungan SSDE, pilihan protokol ini perlu dilakukan.
- Tekan tombol **Calculate**.



Gambar 105. Untuk fantom **Body** hanya digunakan faktor konversi berdasarkan **AAPM 204**, sementara untuk fantom **Head** ada dua pilihan, yaitu **AAPM 204** dan **AAPM 293**.

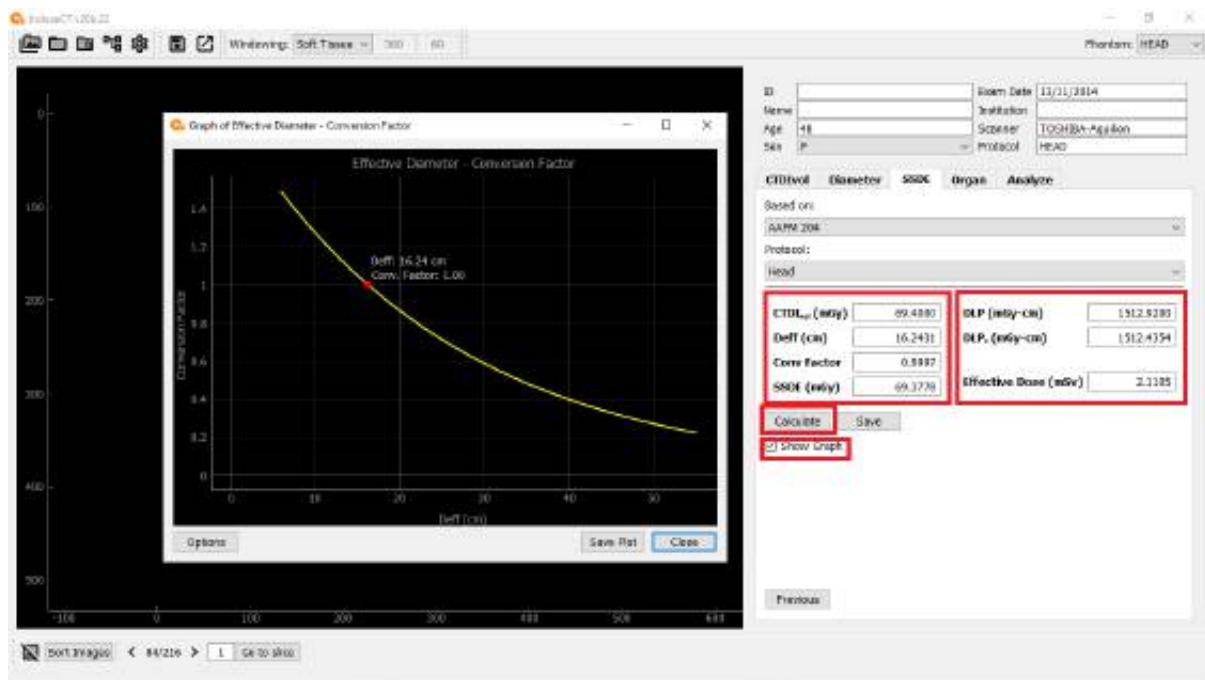


Gambar 106. Terdapat 10 pilihan untuk pemilihan **Protocol** pada fantom Body.

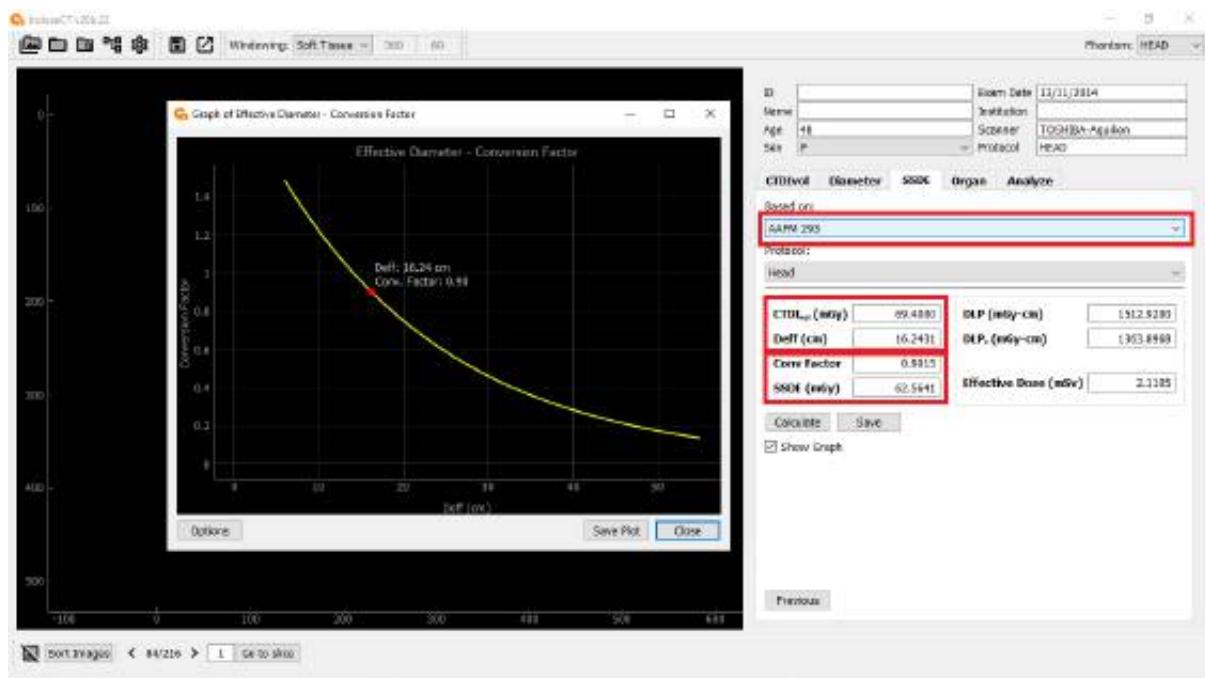


Gambar 107. Terdapat 3 pilihan untuk pemilihan **Protocol** pada fantom Head.

Tunggu sebentar, nilai **CTDIvol**, **Deff (cm)** atau **Dw (cm)**, **Conv Factor**, **SSDE**, **DLP**, **DLPC** (**DLP** terkoreksi) akan ditampilkan. Nilai **Conv Factor** juga ditampilkan secara visual dengan grafik. Untuk faktor konversi fantom kepala bedasarkan **AAPM 204** ditunjukkan **Gambar 108**, dan bedasarkan **AAPM 293** ditunjukkan **Gambar 109**. Tampak bahwa faktor konversi berdasarkan **AAPM 293** sedikit lebih kecil dibandingkan **AAPM 204**.



Gambar 108. Tampilan nilai CTDIvol, Deff (cm) atau Dw (cm), Conv Factor, SSDE, DLP, dan DLPC (DLP terkoreksi). Nilai Conv Factor juga dapat ditampilkan dengan grafik. Dalam hal ini digunakan faktor konversi AAPM 204.



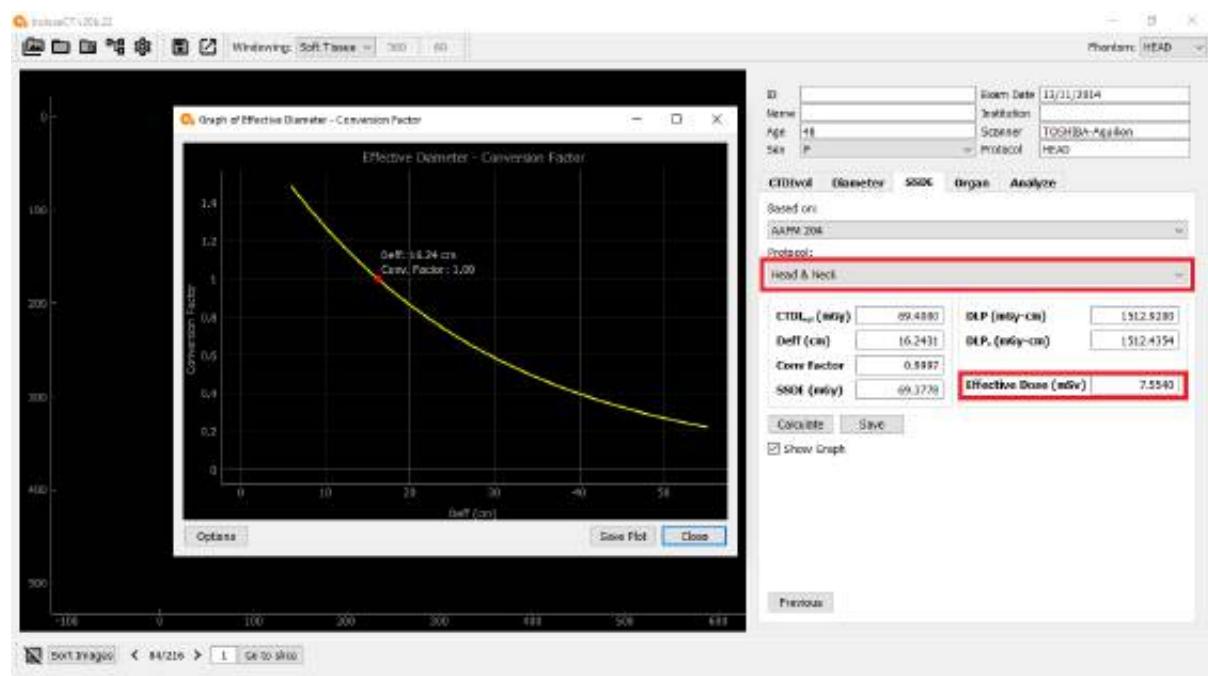
Gambar 109. Tampilan nilai CTDIvol, Deff (cm) atau Dw (cm), Conv Factor, SSDE, DLP, dan DLPC (DLP terkoreksi). Dalam hal ini digunakan faktor konversi AAPM 293.

IX. MENGHITUNG DOSIS EFEKTIF

Setelah diperoleh nilai DLP, memungkinkan untuk menghitung dosis efektif pasien (satuan mSv). Dosis efektif ini menggambarkan resiko pasien dan probabilitas terjadinya kanker pada masa yang akan datang. Pada **IndoseCT** ini, dosis efektif dihitung pada individu pasien, yaitu dengan DLPc (DLP terkoreksi), bukan hanya berbasis DLP. Untuk menghitung dosis efektif, maka *user* harus menentukan jenis protokol yang digunakan. Untuk **Head** terdapat 3 pilihan protokol, yaitu: **Head**, **Head & Neck**, dan **Neck**. Untuk **Body** terdapat 10 pilihan protokol, yaitu: **Chest**, **Liver**, **Liver to Kidney**, **Abdomen**, **Adrenal**, **Kidney**, **Chest-Abdomen-Pelvis**, **Abdomen-Pelvis**, **Kidney to Bladder** and **Pelvis**.

Perhitungan dosis efektif di sini dibarengkan dengan perhitungan SSDE. Jadi, pilihan pada saat perhitungan SSDE, juga digunakan untuk menghitung dosis efektif pasien.

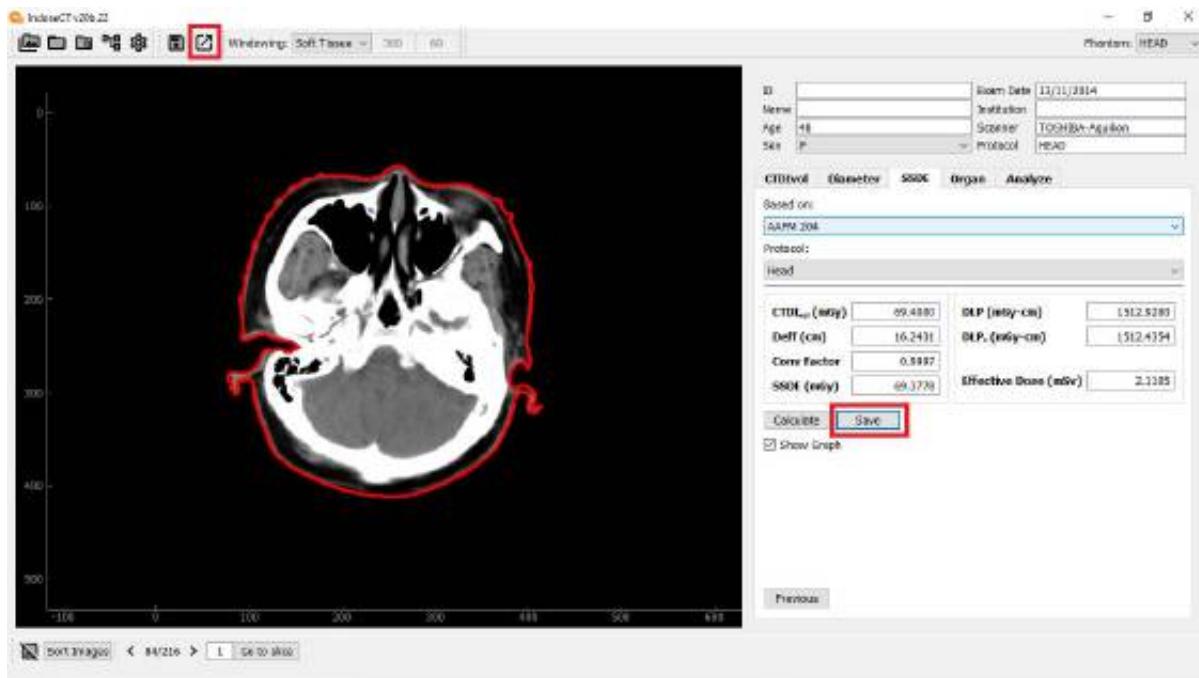
Tampilan dosis efektif ditampilkan pada **Gambar 110**. Dengan **IndoseCT** ini, nilai dosis efektif sangat dipengaruhi oleh ukuran pasien.



Gambar 110. Tampilan hasil perhitungan dosis efektif pada protokol **Head & Neck**.

X. MENYIMPAN DATA

Setelah semua nilai **CTDI_{vol}**, **D_{eff} (cm)** atau **D_w (cm)**, **Conv Factor**, **SSDE**, **DLP**, **DLPc** (DLP terkoreksi), dan dosis efektif selesai dihitung, nilai-nilai tersebut dapat disimpan dalam *database*. Menyimpan data ini dilakukan dengan menekan tombol **Save** (lihat **Gambar 111**). *Database* tersebut dapat dilihat dengan melakukan klik tombol **database** yang ada di atas citra (**Gambar 111**).



Gambar 111. Nilai **CTDI_{vol}**, **D_{eff} (cm)** atau **D_w (cm)**, **Conv Factor**, **SSDE**, **DLP**, **DLPc** (DLP terkoreksi) dan dosis efektif dapat disimpan dengan melakukan klik tombol **Save**. Data yang disimpan dalam *database* dilihat dengan melakukan klik tombol di atas citra yang diberi kotak warna merah.

Data yang tersimpan pada *database* terdiri dari **Patient_ID**, **Name**, **Age**, **Sex**, **Exam_date**, **Institution**, **Manufacturer**, **Scanner model**, **Protocol**, **CTDI_{vol}**, **Diameter**, **Diameter type**, **SSDE**, **DLP**, **DLPc**, dan **Effective dose** (**Gambar 112**). Data nama pasien dan institusi ditutup (diblok merah) untuk menjaga kerahasiaan data pasein dan rumah sakit.

Satu hal yang perlu dicatat, bahwa yang dimaksud dengan **Diameter type** adalah penjelasan apakah diameter tersebut merupakan diameter efektif (D_{eff}) atau diameter ekuivalen air (D_w). Dalam contoh **Gambar 112**, **Diameter type** adalah **D_w**. Perlu diketahui bahwa *user* tidak dapat menyimpan D_{eff} dan D_w sekaligus. *User* hanya bisa menyimpan salah satu. Jika *user* melakukan riset dan ingin menentukan hubungan antara D_{eff} dan D_w, maka pengambilan data harus dilakukan dua kali. Misalnya mengambil data D_{eff} terlebih dahulu, lalu disimpan. Setelah itu, diulangi lagi dengan mengambil data D_w, lalu disimpan lagi. Data D_{eff} dan D_w kemudian diekspor ke Microsoft Excel untuk diolah.

Jika data yang disimpan tidak terlihat pada *database*, *user* dapat menekan tombol **Refresh**. Untuk keluar dari *database*, dilakukan dengan cara menekan tombol **Close**.

		patient_id	name	age	sex	exam_date	institution	manufacturer	model	protocol	CTDIvol	diameter	diameter_type	SSDE	DLP	DLPc
1	1			63	F	20141128		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	15	22,8127	Det	34,0227 484,5	775,33		
2	2			54	M	20141128		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	16	25,7944	Det	22,1696 572,8	793,68	1	
3	3			51	F	20141114		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	23,3	28,692	Det	28,9361 804,84	1161,32	1	
4	4			53	F	20141114		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	26	29,6231	Det	33,1968 869,8	1200,94	1	
5	5			49		20141114		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	15	27,427	Det	28,1999 399,3	793,84	1	
6	6			26	F	20141122		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	12,1	26,2468	Det	17,1292 370,28	524,158	1	
7	7			49	F	20141121		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	6,1	30,1211	Det	18,8809 329,57	407,498	1	
8	8			74	M	20141125		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	7,5	22,5182	Det	12,1454 201	422,58	1	
9	9			45	M	20141218		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	13,6	25,4605	Det	18,8804 526,33	766,345	1	
10	10			40	F	20141204		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	11,6	25,6772	Det	16,8664 460,52	661,857	1	
11	11			59	M	20141208		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	20	29,6074	Det	32,4011 1190,8	1407,83	1	
12	12			70	F	20141218		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	9,2	24,7759	Det	13,7136 336,72	501,418	1	
13	13			34	F	20141218		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	13,1	23,7898	Det	18,8804 482,88	694,88	1	
14	14			45	F	20150108		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	11,6	26,2688	Det	18,3228 452,4	626,549	1	
15	15			51	F	20150102		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	26	31,056	Det	38,874 1079	1281,27	1	
16	16			89	F	20150105		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	16,5	27,1038	Det	22,3071 805,3	1090,35	1	
41																

[Delete Selected Rows](#)

Refresh Close

Sort By: patient_id | Exam Date | Manufacturer | Model | Protocol | Diameter Type | DLPc | DLP | SSDE | CTDIvol | Diameter | Age | Sex | Exam Date | Institution | Model | Manufacturer | Name | Patient ID | ID

84/216 | 1 | 04:30 08/06

Gambar 112. Database terdiri dari Patient_ID, Name, Age, Sex, Exam_date, Institution, Manufacturer, Scanner model, Protocol, CTDIvol, Diameter, Diameter type, SSDE, DLP, DLPc, dan Effective dose.

Seandainya terdapat data yang keliru atau *double* (karena *database* ini tidak menggunakan *primary key* (kunci primer), sehingga memungkinkan terjadi *double* data), maka *user* dapat menghapus data yang diinginkan dengan cara melakukan klik data yang akan dibuang, lalu menekan tombol Delete Selected Rows (**Gambar 113**)

		patient_id	name	age	sex	exam_date	institution	manufacturer	model	protocol	CTDIvol	diameter	diameter_type	SSDE	DLP	DLPc
1	1			63	F	20141128		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	15	22,8127	Det	34,0227 484,5	775,33		
2	2			54	M	20141128		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	16	25,7944	Det	22,1696 572,8	793,68	1	
3	3			51	F	20141114		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	23,3	28,692	Det	28,9361 804,84	1161,32	1	
4	4			53	F	20141114		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	26	29,6231	Det	33,1968 869,8	1200,94	1	
5	5			49		20141114		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	15	27,427	Det	28,1999 399,3	793,84	1	
6	6			26	F	20141122		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	12,1	26,2468	Det	17,1292 370,28	524,158	1	
7	7			49	F	20141121		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	6,1	30,1211	Det	18,8809 329,57	407,498	1	
8	8			74	M	20141125		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	7,5	22,5182	Det	12,1454 201	422,58	1	
9	9			45	M	20141218		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	13,6	25,4605	Det	18,8804 526,33	766,345	1	
10	10			40	F	20141204		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	11,6	25,6772	Det	16,8664 460,52	661,857	1	
11	11			59	M	20141208		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	20	29,6074	Det	32,4011 1190,8	1407,83	1	
12	12			70	F	20141218		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	9,2	24,7759	Det	13,7136 336,72	501,418	1	
13	13			34	F	20141218		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	13,1	23,7898	Det	18,8804 482,88	694,88	1	
14	14			45	F	20150108		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	11,6	26,2688	Det	18,3228 452,4	626,549	1	
15	15			51	F	20150102		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	26	31,056	Det	38,874 1079	1281,27	1	
16	16			89	F	20150105		TOSHIBA	Aquilion PELVIS	16,5	27,1038	Det	22,3071 805,3	1090,35	1	
41																

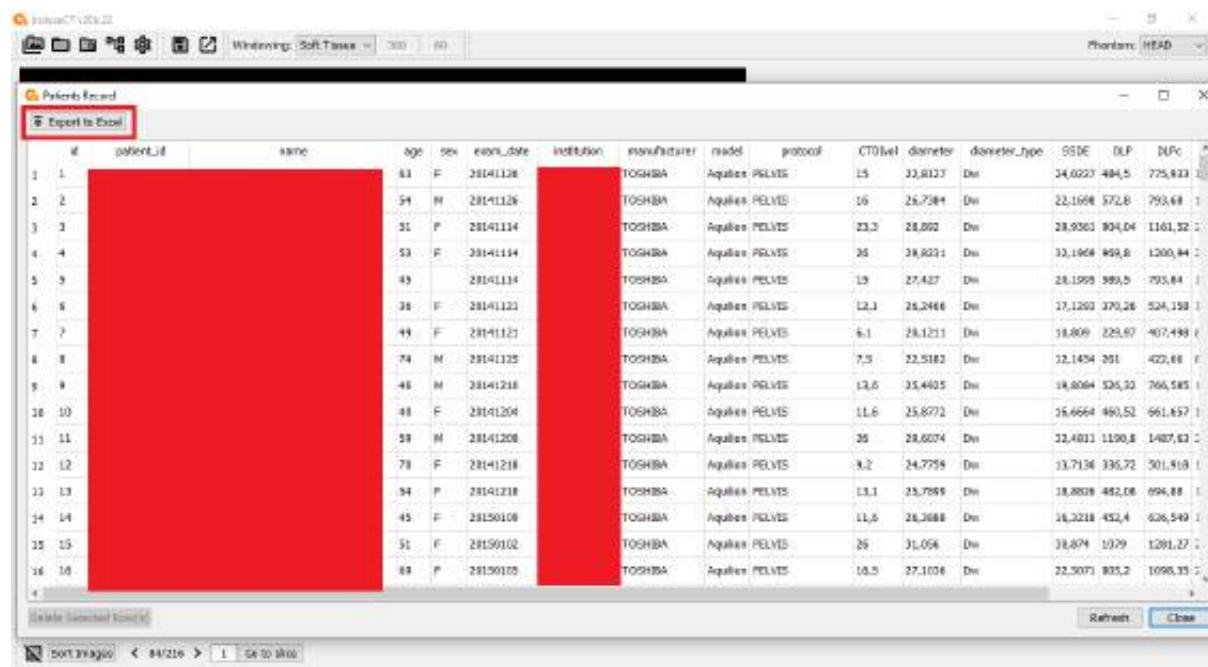
[Delete Selected Rows](#)

Refresh Close

Abdomen-Pelvis, Abdomen-Pelvis, Kidney to Bladder and Pelvis (Jika Gambar 26, 27 dan 28).

Gambar 113. Data pasien dapat dihapus dengan cara melakukan klik data yang akan dibuang, lalu menekan tombol Delete Selected Rows.

Selanjutnya data dapat diekspor ke Microsoft Excel untuk diolah dengan cara menekan tombol **Export to Excel** yang ada di pojok atas kiri (**Gambar 114**). Untuk menyimpan file Excel, user harus menentukan *folder* dan juga nama *file*. Namun demikian, *database* ini juga dapat diolah dan ditampilkan menggunakan **IndoseCT**, tanpa menggunakan Excel. Penjelasan tentang analisis data dan cara menampilkannya, dapat dilihat pada bab XII.



1	1	patient_id	name	age	sex	exam_date	institution	manufacturer	model	protocol	CTlevel	diameter	diameter_type	SSDE	OLP	DPC
2	2	28141126		81	M	28/11/26	TOSHIBA	Aquilion	PELVES	L5	22,8127	Dia	24,0227	484,5	775,823	1
3	3			54	F	28141126	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	16	26,7384	Dia	22,1686	572,8	793,68	1
4	4			31	F	28141114	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	23,3	28,092	Dia	28,9203	904,04	1161,22	1
5	5			53	F	28141114	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	26	28,8233	Dia	33,1968	489,8	1200,94	1
6	6			49		28141114	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	19	27,427	Dia	28,1988	399,5	793,84	1
7	7			38	F	28141123	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	12,1	26,2466	Dia	17,1293	370,26	524,198	1
8	8			49	F	28141121	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	6,1	28,1211	Dia	18,809	229,67	407,498	1
9	9			74	M	28141125	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	7,5	22,5182	Dia	32,1454	301	422,68	1
10	10			46	M	28141218	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	13,6	35,4405	Dia	18,8084	526,32	766,585	1
11	11			41	F	28141204	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	11,6	25,8772	Dia	16,6664	480,52	661,657	1
12	12			59	M	28141208	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	26	28,6034	Dia	22,4911	1190,8	1487,03	1
13	13			71	F	28141218	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	9,2	24,7759	Dia	13,7136	335,72	501,918	1
14	14			54	F	28141218	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	13,1	23,7959	Dia	18,8838	482,08	694,88	1
15	15			45	F	28150108	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	11,5	28,3088	Dia	18,3218	452,4	626,549	1
16	16			51	F	28150102	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	26	31,056	Dia	18,874	1029	1281,27	1
				83	F	28150105	TOSHIBA	Aquilon	PELVES	16,5	27,1036	Dia	22,5071	805,2	1098,35	1

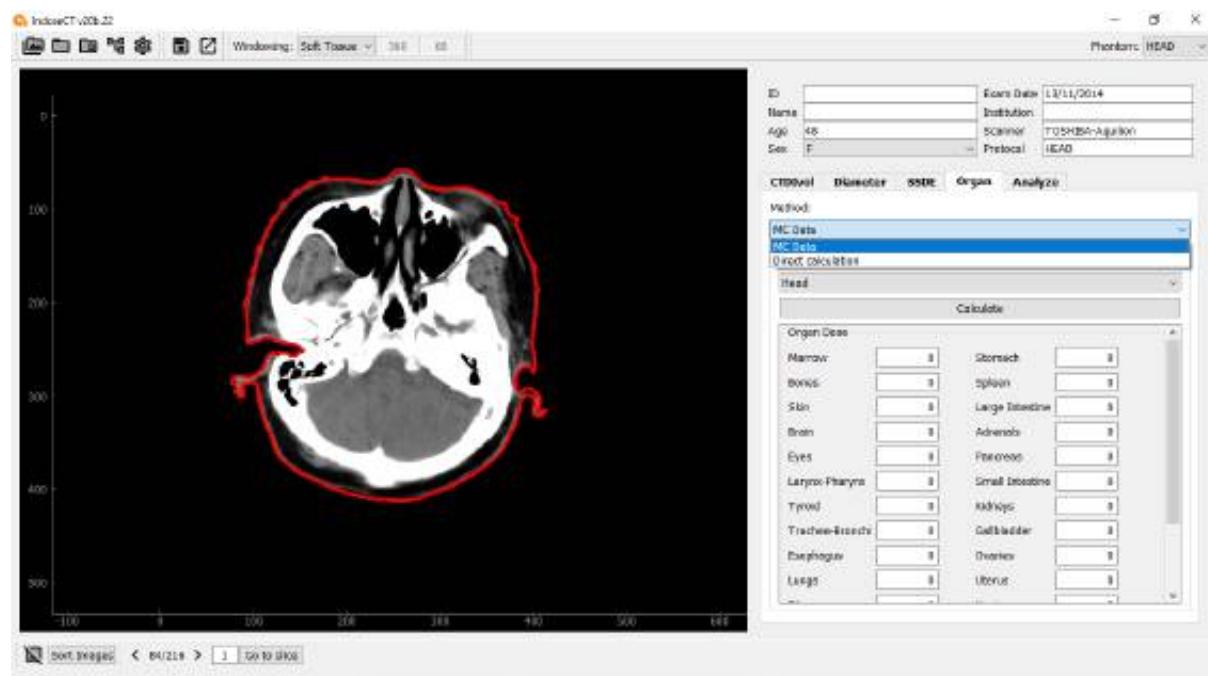
Gambar 114. Data dapat diekspor ke Microsoft Excel untuk diolah dengan cara menekan tombol **Export to Excel** yang ada di pojok atas kiri.

XI. MENGHITUNG DOSIS ORGAN

Selain nilai CTDI_{vol}, DLP, D_{eff} atau D_w, SSDE dan dosis efektif, **IndoseCT** juga dapat digunakan untuk menghitung dosis organ. Perhitungan dosis organ menggunakan **IndoseCT** juga sangat ditentukan oleh diameter pasien, baik D_{eff} atau D_w. Karena dosis organ ini sangat dipengaruhi oleh diameter pasien dan SSDE, maka sebelum menghitung dosis organ, nilai CTDI_{vol}, diameter (D_{eff} atau D_w), dan SSDE harus sudah dihitung sebelumnya.

Untuk melakukan perhitungan dosis organ, maka *tab Organ* harus dipilih terlebih dahulu. Selanjutnya terdapat dua pilihan metode untuk menghitung dosis organ, yaitu **MC (Monte Carlo) Data** dan **Direct Calculation**, seperti ditunjukkan oleh **Gambar 115**.

Namun, perlu dipahami bahwa perhitungan dosis organ ini masih banyak limitasi dan masih menyisakan banyak tantangan. Akurasi dosis organ menggunakan IndoseCT perlu diverifikasi lebih lanjut.



Gambar 115. Dua pilihan metode untuk menghitung dosis organ, yaitu **MC (Monte Carlo) Data** dan **Direct Calculation**.

10.1 Data Monte Carlo

Perhitungan dosis organ dengan Data Monte Carlo (**MC Data**) mengacu pada hasil publikasi sebelumnya (Sahbaee et al. Med Phys. 2014; 41(7): 072104). Penelitian ini dilakukan menggunakan simulasi Monte Carlo menggunakan fantom komputasi yang ukurannya variatif. Dari penelitian ini didapatkan hubungan antara SSDE dan dosis pada beberapa organ untuk beberapa protokol. Jadi, metode perhitungan ini hanya berlaku pada protokol yang tersedia. Sebetulnya, diameter yang digunakan dalam Sahbaee et al (2014), hanya menggunakan basis diameter efektif. Dalam **IndoseCT**, pendekatan ini diperluas, bukan hanya pada diameter efektif (D_{eff}), tetapi juga pada diameter ekuivalen air (D_w).

Terdapat 28 organ sensitif yang dapat diestimasi dengan **MC Data** ini, yaitu: **Marrow, Bones, Skin, Brain, Eyes, LarynxPharynx, Thyroid, Trachea-Bronchi, Esophagus, Lungs,**

Thymus, Breasts, Heart, Liver, Stomach, Spleen, Large Intestine, Adrenals, Pancreas, Small Intestine, Kidneys, Gallbladder, Ovaries, Uterus, Vagina, Bladder, Prostate and Testes.

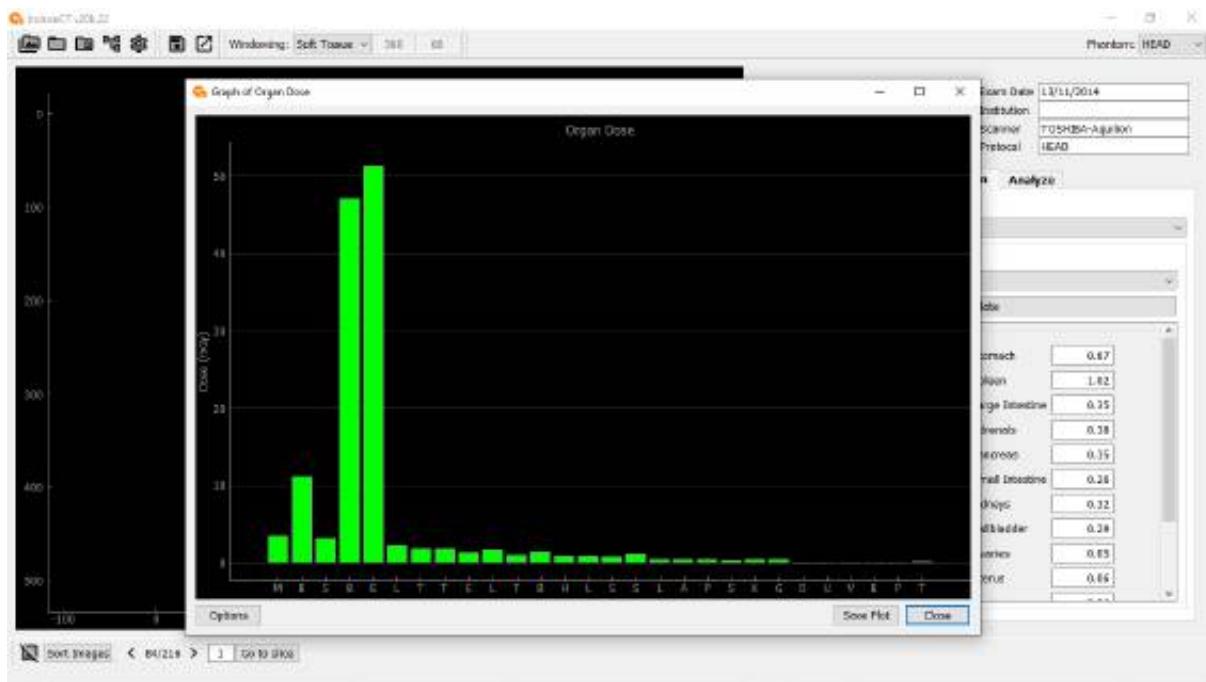
Langkah-langkah untuk mengestimasi nilai dosis organ dengan metode **MC Data** adalah sebagai berikut (**Gambar 116**):

- Sebelumnya, nilai CTDI_{vol}, diameter, dan SSDE sudah harus diperoleh.
- Pilih **tab Organ**. Jika **tab Organ** diklik, maka warna akan berubah menjadi putih.
- Selanjutnya pilih **Protocol** yang digunakan. Terdapat 13 pilihan protokol. Untuk kepala ada 3 protokol. yaitu: **Head**, **Head & Neck**, dan **Neck**. Untuk **body** ada 10 protokol, yaitu: **Chest**, **Liver**, **Liver to Kidney**, **Abdomen**, **Adrenal**, **Kidney**, **Chest-Abdomen-Pelvis**, **Abdomen-Pelvis**, **Kidney to Bladder** and **Pelvis** (lihat **Gambar 116**).
- Tekan tombol **Calculate**. Nilai dosis organ akan dihitung dan hasilnya ditampilkan pada kotak-kotak dosis organ (**Gambar 116**) dan juga ditampilkan secara visual dengan grafik (**Gambar 117**).



Gambar 116. Contoh perhitungan dosis organ pada protokol **Head** dengan metode **MC Data**.

Sebagaimana pada beberapa grafik sebelumnya, grafik dosis organ ini dapat disimpan atau diekspor ke Microsoft Excel. Dari **Gambar 116** tampak bahwa dosis radiasi untuk organ yang berada di area kepala mendapatkan dosis yang besar (Dalam contoh ini, dosis pada **Brain** sekitar 47.12 mGy) karena terkena radiasi primer. Sedangkan organ yang berada di luar kepala (Misalnya **Pancreas**, **Uterus** dan lain sebagainya), dosis radiasinya kecil karena hanya terkena radiasi hambur.



Gambar 117. Tampilan grafik untuk dosis organ. Sumbu-x adalah inisial dari nama organ. Nama organ dapat dilihat pada form utama **IndoseCT** seperti pada **Gambar 116**.

10.2 Perhitungan langsung

Dengan **IndoseCT**, dosis pada organ juga dapat diestimasi secara langsung. Prinsipnya mengacu pada penelitian sebelumnya tentang distribusi dosis antara bagian pinggir dan tengah pada fantom yang ukurannya variatif (Anam et al. J Xray Sci Med. 2020; 28: 695-708). Dosis pada suatu titik (organ) yang berada pada posisi tertentu dihitung dengan interpolasi linear antara dosis di bagian tengah (dinamakan dengan SSDE *central*, SSDEc) dan dosis di bagian pinggir (dinamakan SSDE *peripheral*, SSDEp). SSDEc dan SSDEp dihitung dari SSDEw menggunakan faktor koreksi *k* dan *h* (*k-factor* dan *h-factor*).

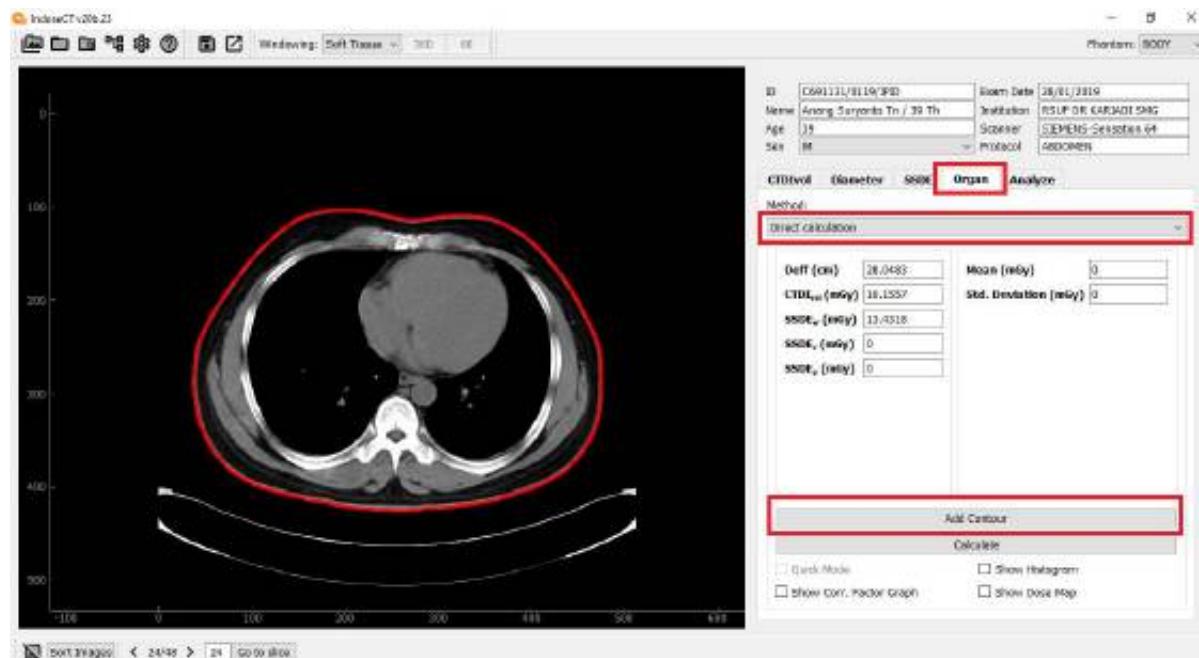
Dalam **IndoseCT**, pada dosis organ, bukan hanya dihitung pada satu titik (satu piksel), tetapi dihitung dari seluruh piksel-piksel yang ada di dalam organ. Untuk keperluan tersebut, *user* harus melakukan segmentasi organ secara manual. Dari sini, akan diperoleh *effective distance map* (DEM) jika menggunakan basis *Deff* atau *water-equivalent distance map* (DWM). Tiap titik pada DEM atau DWM kemudian dihitung nilai dosisnya menggunakan interpolasi linear. Dari sini akan diperoleh *dose map* (DM). Berdasarkan segmentasi yang telah dibuat, maka nilai rata-rata DM untuk semua nilai piksel di dalam segmentasi dihitung dan nilai ini menunjukkan nilai estimasi dosis organ.

Tahapan untuk menghitung dosis organ dengan metode **Direct Calculation** ditunjukkan oleh **Gambar 118**.

- Sebelumnya, nilai CTDI_{vol}, diameter, dan SSDE sudah harus diperoleh.
- Pilih tab **Organ**. Jika tab **Organ** diklik, maka warna akan berubah menjadi putih.
- Pilih option **Direct Calculation**.
- Klik **Add contour**. Pada saat kursor dibawa ke atas citra, maka kursor berubah dari tanda **anak panah** menjadi tanda **positif**.
- Lalu buat segmentasi organ yang akan dihitung dosisnya. Caranya adalah melakukan klik pada pinggir organ beberapa kali sehingga melingkupi organ (**Gambar 119**). Pada

titik yang terakhir, lakukan klik-ganda, maka titik-titik tadi akan saling terhubung (**Gambar 120**).

- Setelah itu, klik tombol **Calculate**. Dosis organ akan dihitung. Nilai rata-rata ditampilkan pada kotak **Mean (mGy)** dna deviasi standar ditampilkan pada kotak **Std. Deviation (mGy)**.

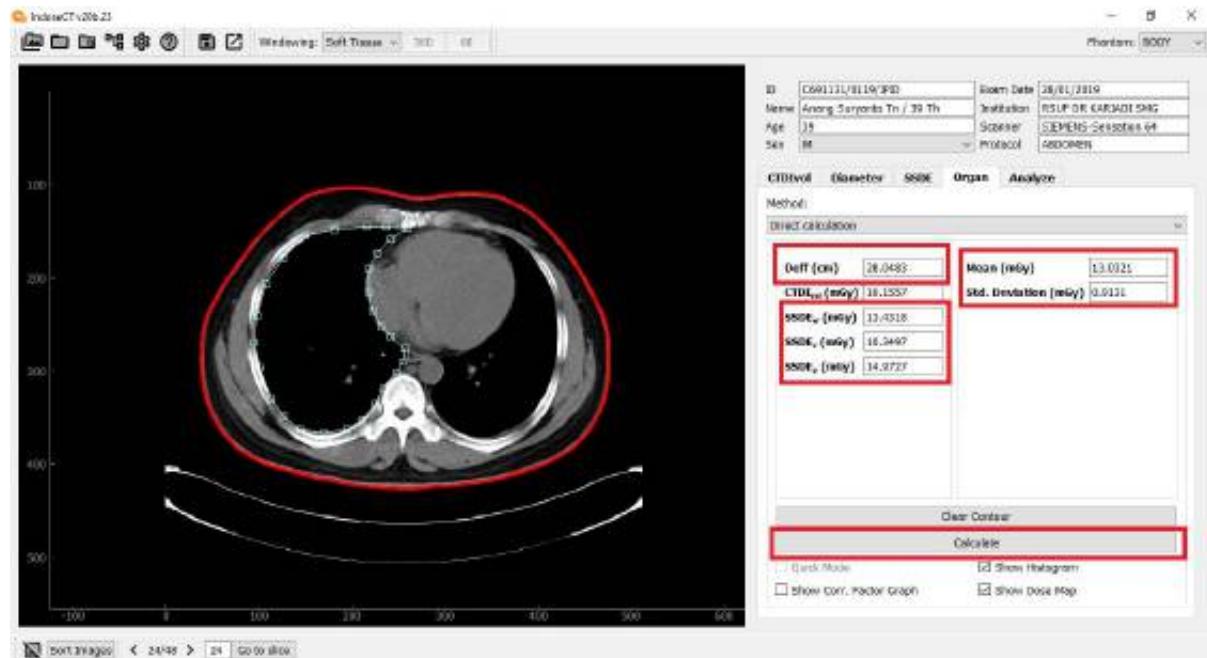


Gambar 118. Dosis organ dihitung secara langsung dengan cara memilih opsi **Direct calculation** dan dilanjutkan dengan pembuatan kontur dengan **Add Contour**.



Gambar 119. Membuat segmentasi organ yang akan dihitung dosisnya dengan cara melakukan klik beberapa kali pada pinggir organ sehingga melingkupi organ.

Pada **Gambar 120**, bukan hanya ditampilkan nilai rata-rata dosis organ, tetapi nilai **SSDEw**, **SSDEc** dan **SSDEp**. Sebagai catatan yang dimaksud dengan **SSDEw** di sini adalah SSDE seperti umumnya. Lambang *w* mengacu pada *weighted*, yakni SSDE rata-rata (terbobot) yang diperoleh dari $CTD_{vol} \times f$. Rata-rata dosis organ yang dihitung dengan basis D_{eff} dalam contoh ini adalah 13.03 mGy.



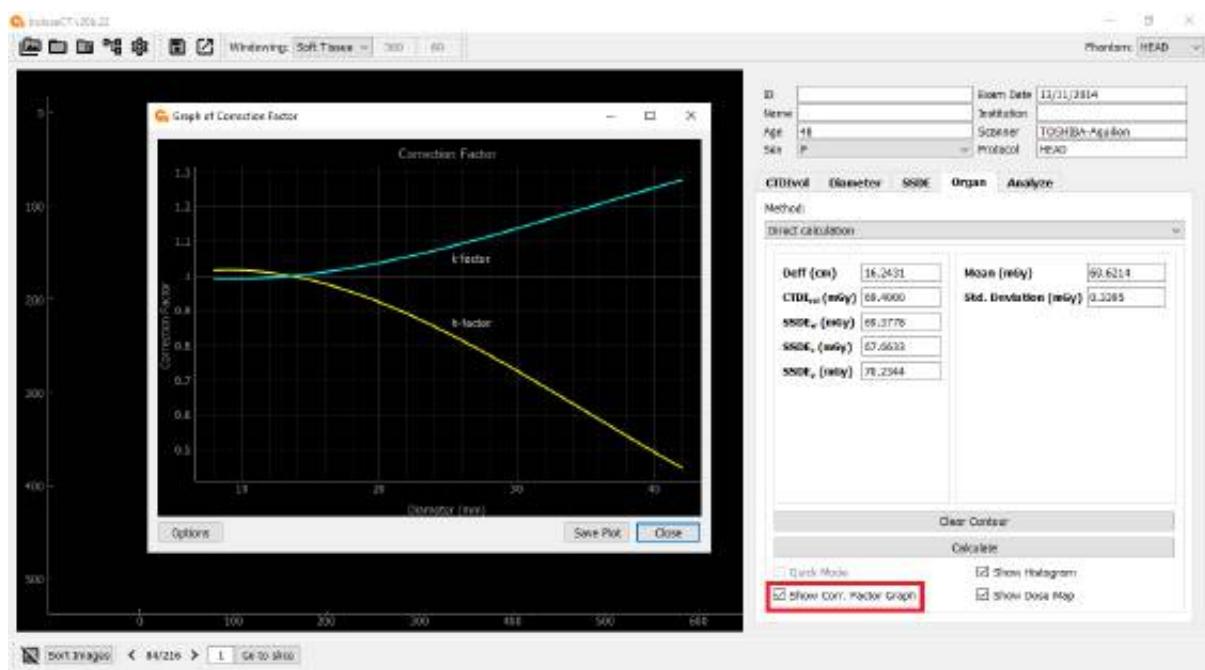
Gambar 120. Jika kontur atau segmentasi sudah selesai, maka dosis organ dihitung dengan menekan tombol **Calculate**. Nilai rata-rata dan deviasi standar dosis organ akan dihitung. Perhitungan ini dengan basis D_{eff} . Dalam contoh ini, nilai rata-rata dosis organ adalah 13.03 mGy.

Jika kita ingin menampilkan **h-factor** dan **k-factor**, **dose map**, dan **histogram dose map**, maka parameter-parameter ini harus dipilih sebelum melakukan **Calculate**, seperti pada **Gambar 121**. Contoh **h-factor** dan **k-factor** ditampilkan pada **Gambar 122**. Sedangkan contoh **dose map** dan **histogram dose map** untuk basis D_{eff} ditunjukkan pada **Gambar 123**. Tampak bahwa **dose map** berbentuk radial karena menggunakan basis D_{eff} .

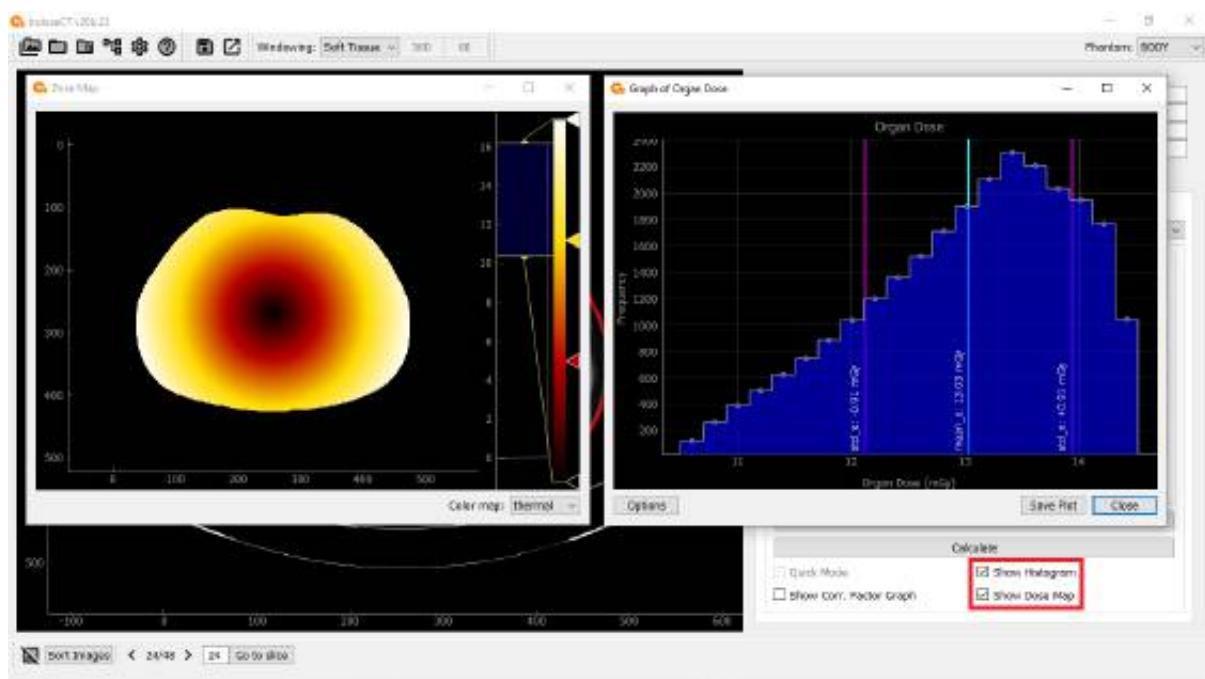
Sedangkan dosis organ yang dihitung dengan basis D_w ditunjukkan pada **Gambar 124**. Nilai rata-rata dosis organ adalah 14.12 mGy. Nilai ini sedikit lebih besar dibanding menggunakan basis D_{eff} . Sedangkan contoh **dose map** dan **histogram dose map** untuk basis D_w ditunjukkan pada **Gambar 125**. Tampak bahwa **dose map** tidak lagi berbentuk *radial* saat menggunakan basis D_w .



Gambar 121. Jika ingin menampilkan h-factor dan k-factor, dose map, dan histogram dose map, maka parameter-parameter ini harus dipilih sebelum melakukan Calculate.



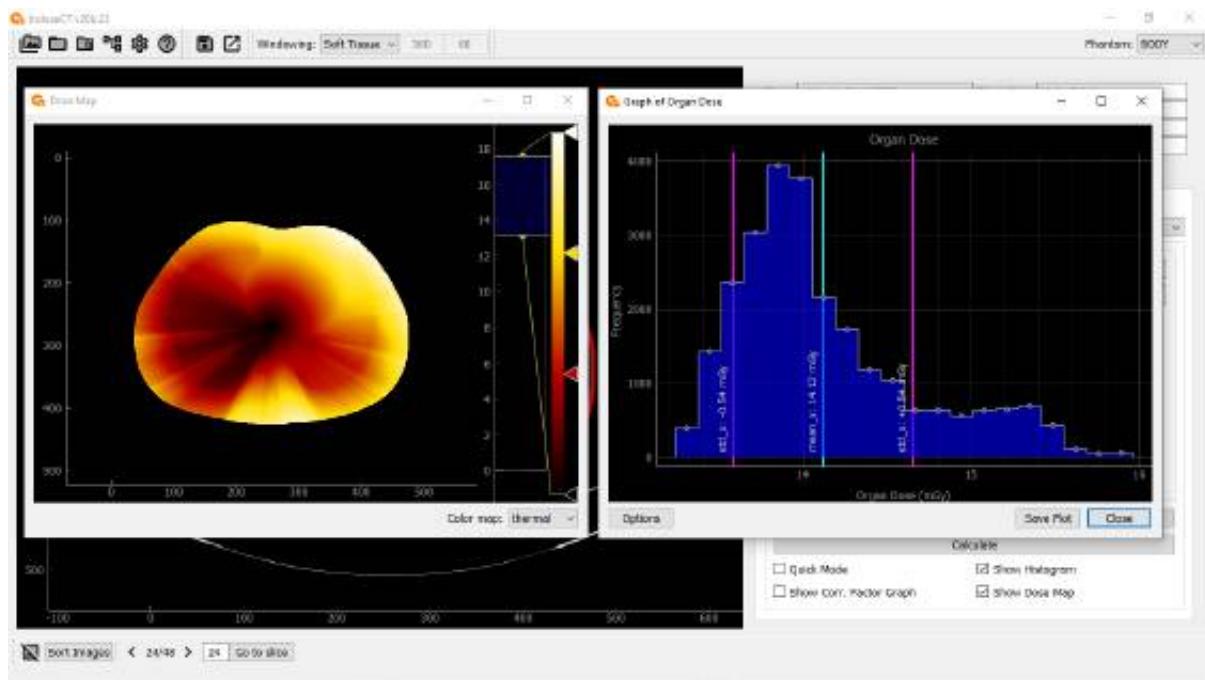
Gambar 122. Contoh tampilan h-factor dan k-factor.



Gambar 123. Contoh dose map dan histogram dosis pada organ yang dihitung dengan basis D_{eff} .



Gambar 124. Nilai rata-rata dan deviasi standar dosis organ yang dihitung dengan basis D_w . Dalam contoh ini, nilai rata-rata dosis organ adalah 14.12 mGy.



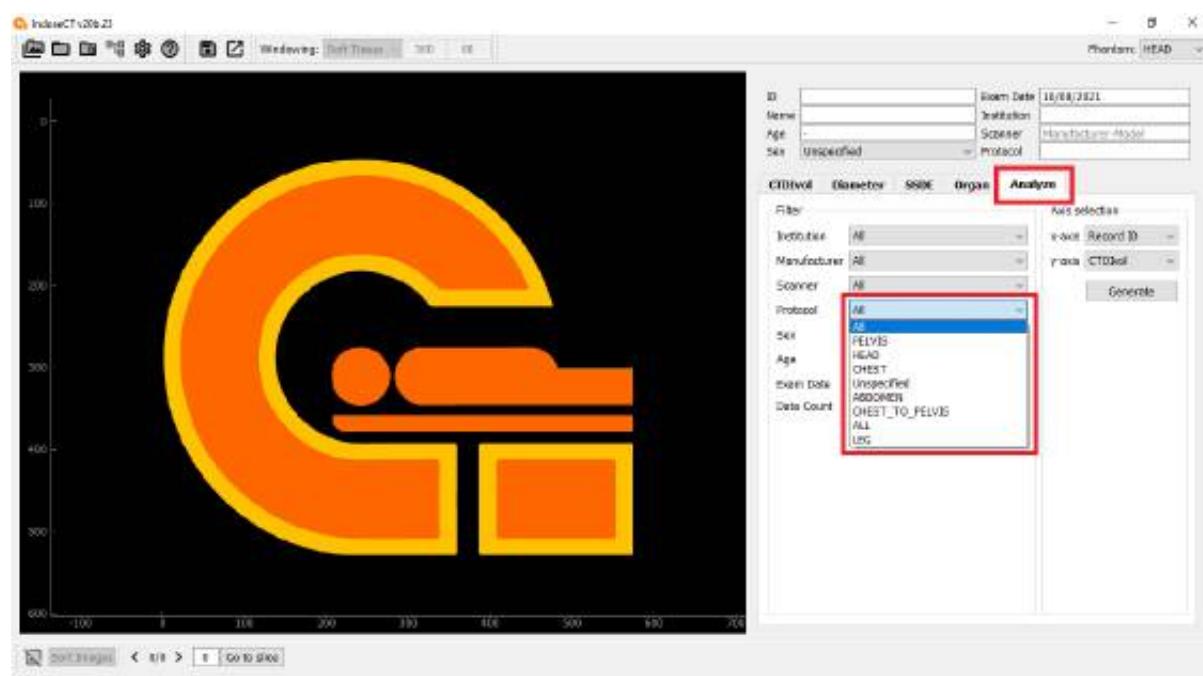
Gambar 125. Contoh **dose map** dan **histogram** dosis pada organ yang dihitung dengan basis D_w .

XII. ANALISIS DATA

Setelah data pasien disimpan di dalam *database*, maka data tersebut dapat dianalisis sehingga memberikan informasi atau laporan (*report*) yang bermanfaat kepada pihak-pihak berwenang. Hasil analisis tersebut dapat ditampilkan dalam bentuk grafik. Pelaporan dan dokumentasi dosis pasien merupakan hal yang sangat penting, namun hal ini belum banyak dilakukan dan belum mendapat banyak perhatian dari pihak-pihak berwenang.

Untuk mengaktifkan bagian analisis data, klik tab **Analyze**, maka tab tersebut akan berubah warna menjadi putih, dan ditampilkan *form* seperti Gambar 126.

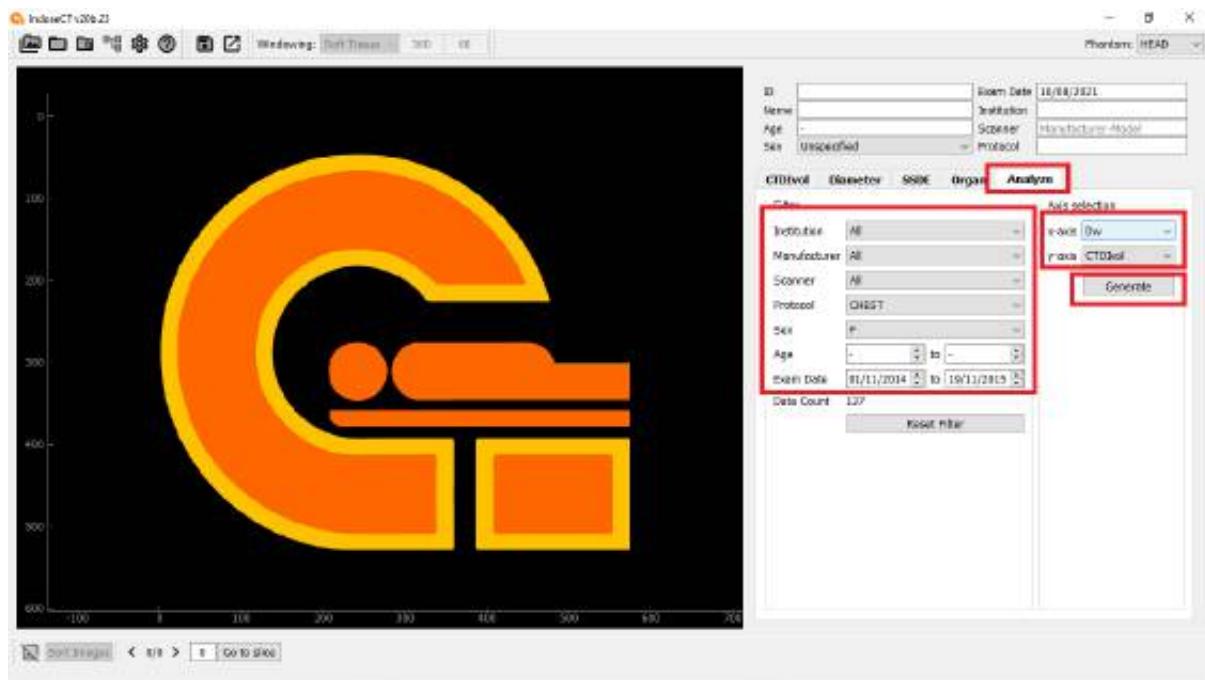
Dalam menganalisis, *user* dapat memfilter data berdasarkan: **Institution**, **Manufacturer**, **Scanner**, **Protocol**, **Sex**, **Age**, dan **Exam Date**. Isian data pada masing-masing filter berdasarkan data yang telah disimpan di dalam *database*. Sebagai contoh, Gambar 126 menunjukkan protokol dari data yang telah disimpan, yaitu **PELVIS**, **HEAD**, **CHEST**, **ABDOMEN**, **CHEST_TO_PELVIS**, **LEG**, **Unspecified**, dan **All**. Maksud dari **Unspecified** adalah saat data disimpan, protokol tidak diisi, atau informasi diambil dari *DICOM info*, namun tidak tersedia informasi pada bagian protokol.



Gambar 126. Tampilan untuk menganalisis data dosimetri pasien.

Informasi jumlah pasien tampil di bagian bawah, yaitu pada **Data Count**. Dalam contoh pada Gambar 127, tidak dilakukan pemfilteran (sehingga semua filter berupa **All**), kecuali hanya filter **Protocol** yang menggunakan pilihan **CHEST**, jumlah pasien adalah 137.

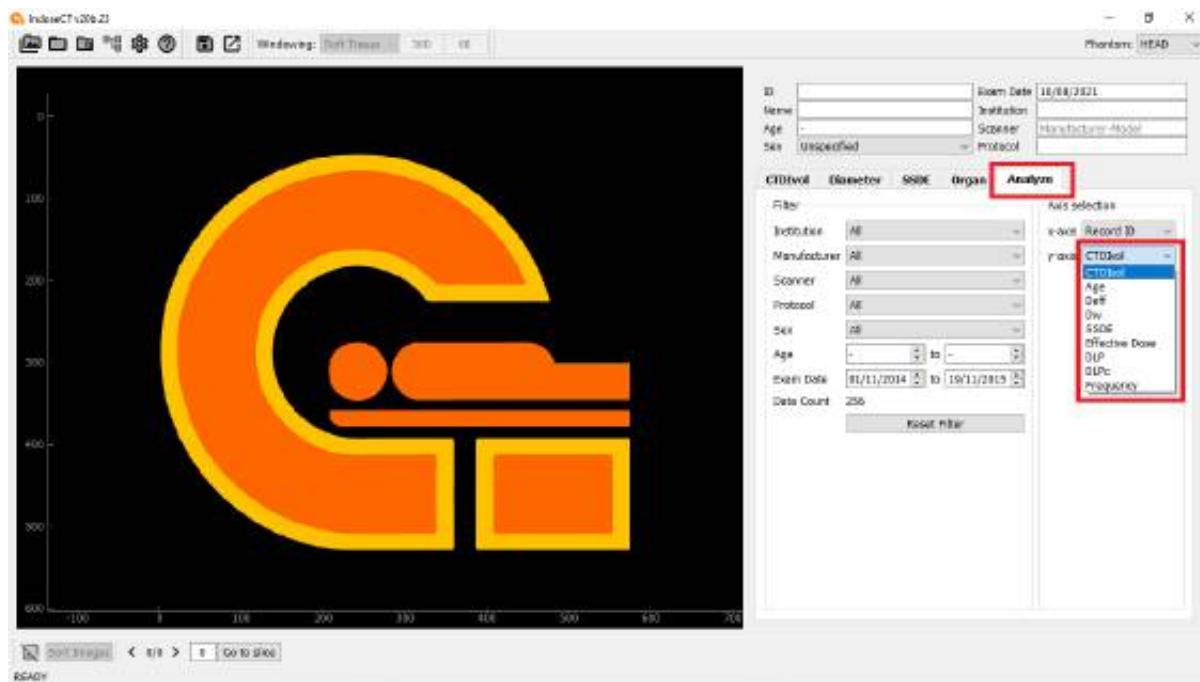
Selanjutnya, *user* dapat menentukan sumbu-x dan sumbu-y yang akan dipilih (Gambar 127). Pada sumbu-x terdapat beberapa pilihan, yaitu **Record_ID**, **CTDvol**, **Age**, **Deff**, **Dw**, **SSDE**, **Effective Dose**, **DLP**, **DLPc**, dan **Frequency** (lihat Gambar 128). Pada sumbu-y juga terdapat pilihan yang sama (lihat Gambar 129).



Gambar 127. Setelah dilakukan pemfilteran, sumbu-x dan sumbu-y harus ditentukan.

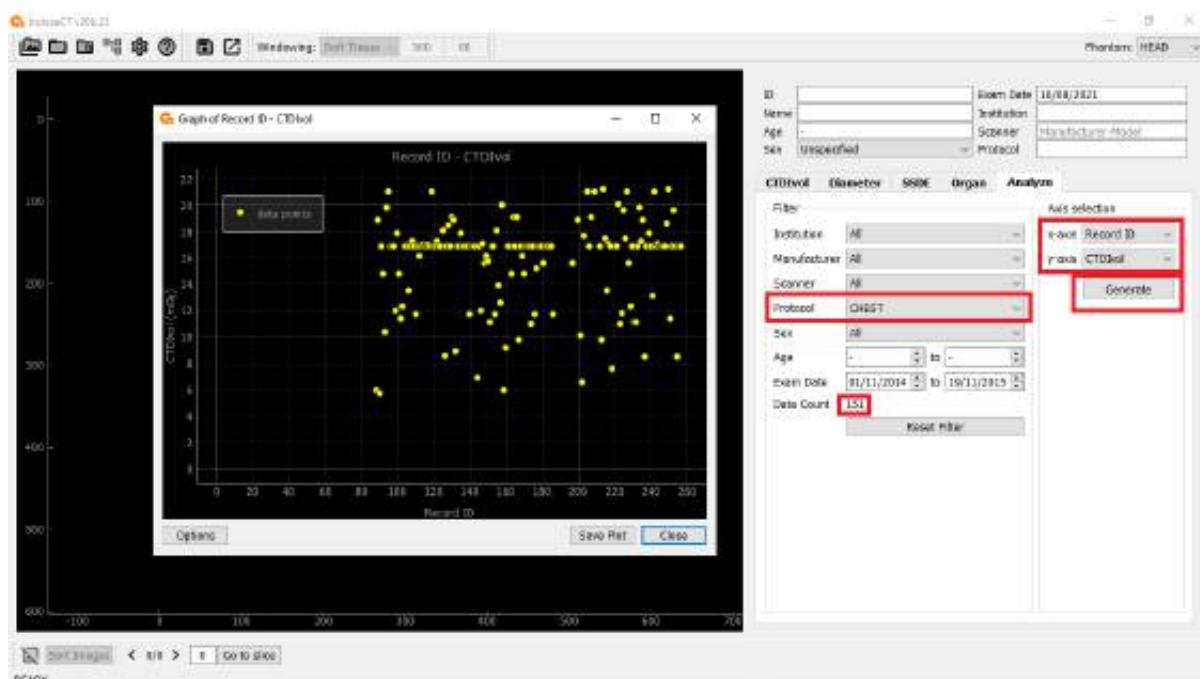


Gambar 128. Pilihan untuk sumbu-x, yaitu Record_ID, CTDvol, Age, Deff, Dw, SSDE, Effective Dose, DLP, DLPc, dan Frequency.

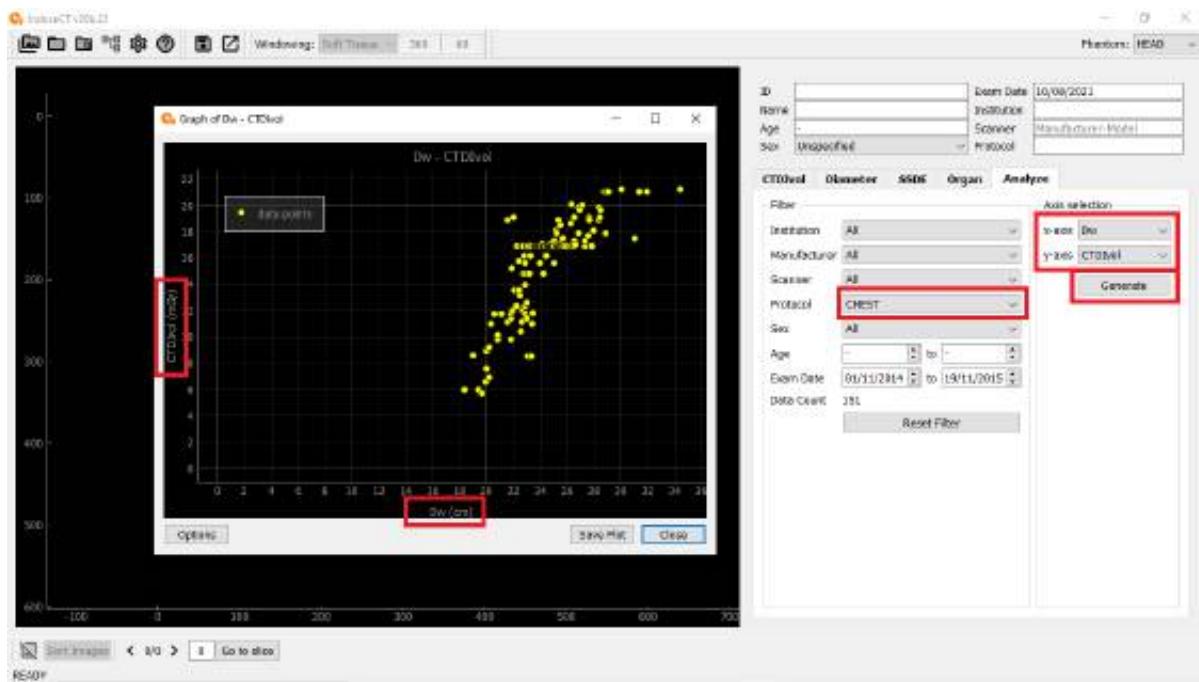


Gambar 129. Pilihan untuk sumbu-y, yaitu Record_ID, CTDIvol, Age, Deff, Dw, SSDE, Effective Dose, DLP, DLPc, dan Frequency.

Gambar 130-137 merupakan beberapa contoh beberapa grafik dari data pasien untuk analisis. **Gambar 130** merupakan grafik antara Record_ID vs CTDIvol pada protokol CHEST. Tampak bahwa data acak tidak membentuk suatu pola tertentu. **Gambar 131** merupakan grafik antara Dw vs CTDIvol (pada protokol yang sama). Tampak bahwa nilai CTDIvol naik seiring dengan kenaikan nilai Dw. Namun setelah mencapai nilai Dw tertentu, nilai Dw tidak lagi naik. Kenaikan nilai CTDIvol ini karena penggunaan metode *tube current modulation* (TCM).

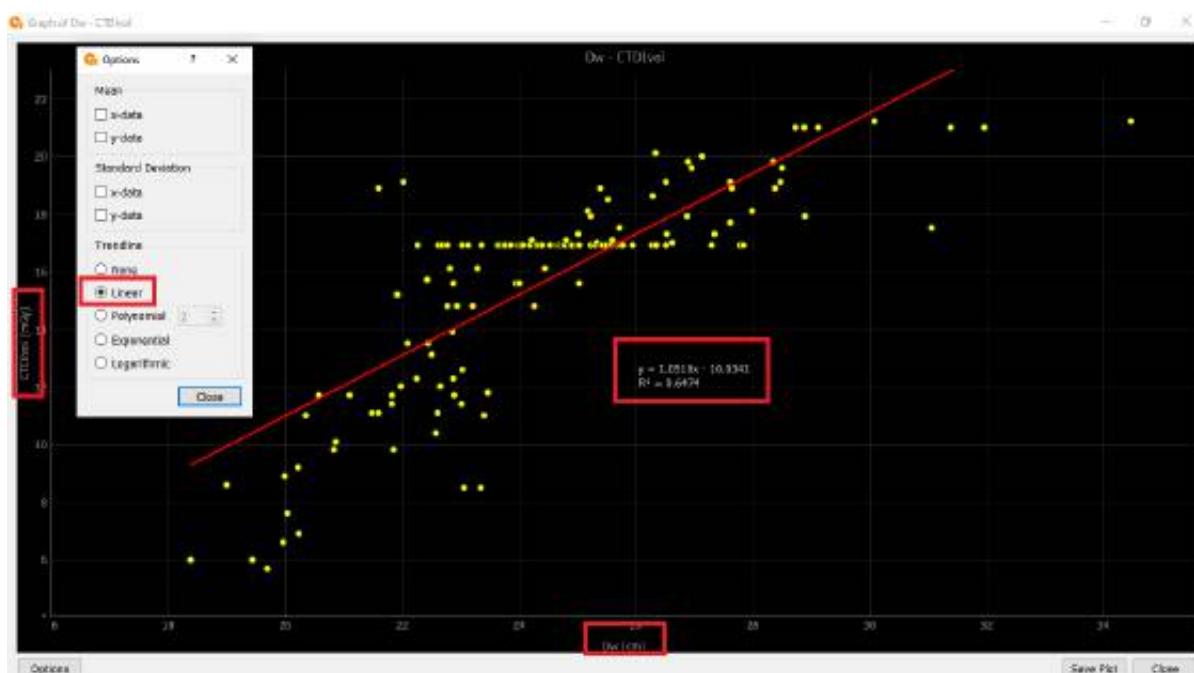


Gambar 130. Contoh grafik antara Record_ID vs CTDIvol pada protokol CHEST.



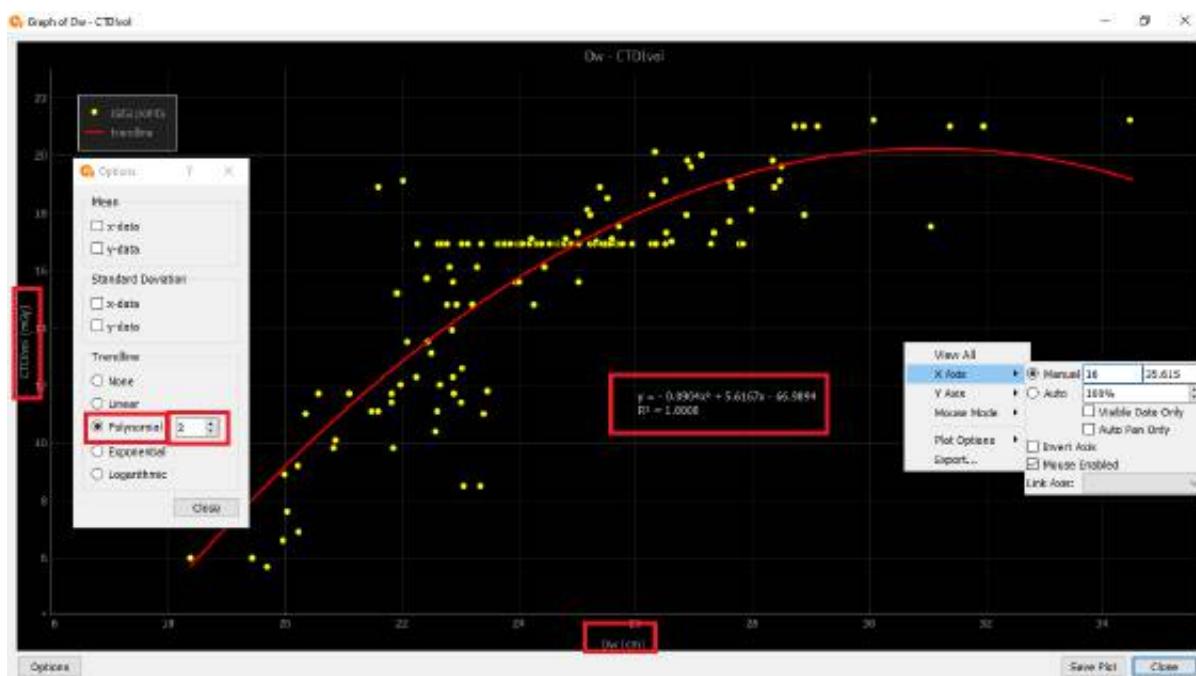
Gambar 131. Contoh grafik antara Dw vs CTDIVol pada protokol CHEST.

Grafik pada **Gambar 131**, dapat diperbesar atau diperkecil atau disesuaikan ukurannya. Contoh grafik yang diperbesar ditunjukkan pada **Gambar 132**. Pada grafik tersebut juga dapat ditambahkan **Trendline**. Dalam contoh **Gambar 132**, **Trendline** yang ditambahkan adalah **Linear**. Tampak garis lurus berwarna merah yang disertai persamaan dan nilai R^2 dari hubungan dua besaran Dw dan CTDIVol.



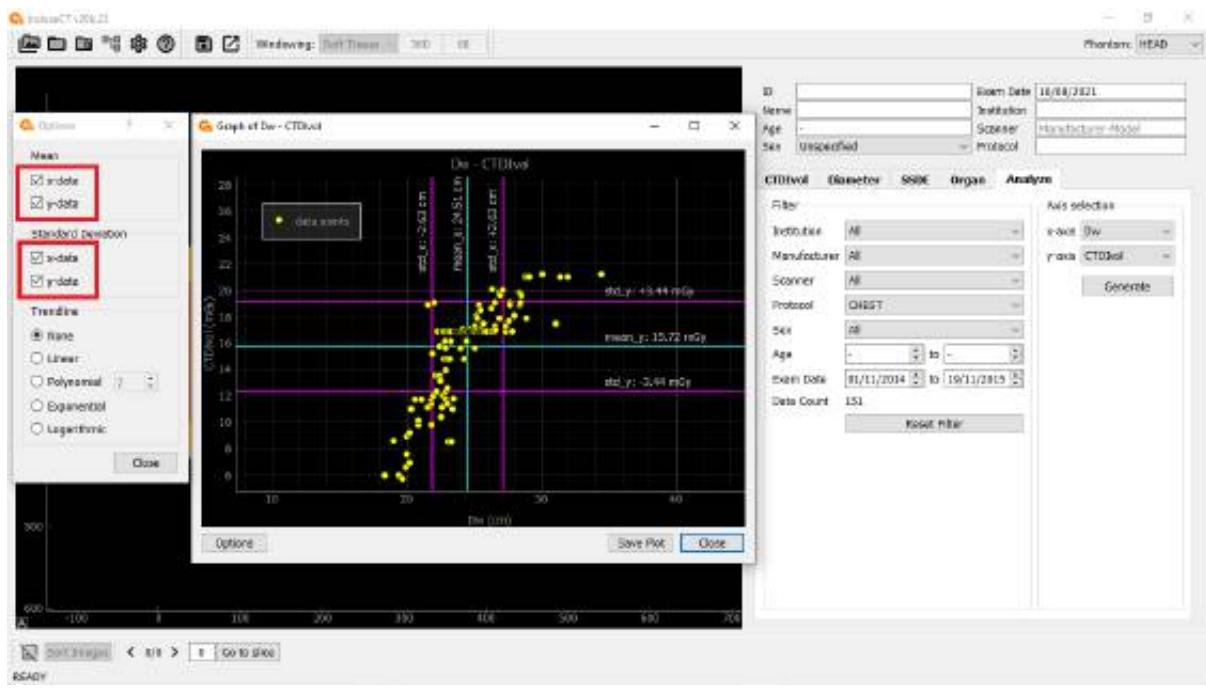
Gambar 132. Grafik hubungan Dw vs CTDIVol yang telah diperbesar dan diberikan **Linear Trendline**.

Trendline pada grafik dapat dengan mudah diganti dan disesuaikan dengan data yang diperoleh. **Gambar 133** merupakan contoh grafik hubungan **Dw** vs **CTDIvol** yang telah diperbesar dan diberikan **Trendline** berupa **Polynomial** orde-2. Selain **Trendline Linear** dan **Polynomial**, ada juga **Exponential** dan **Logarithmic**. Untuk membuang **Trendline**, dilakukan dengan menekan pilihan **None**. Skala sumbu-x dan sumbu-y telah disesuaikan agar grafik tampak lebih proporsional. Untuk menampilkan penyesuaian skala sumbu-x dan sumbu-y dengan cara melakukan klik kanan pada grafik, selanjutnya akan muncul pilihan seperti pada **Gambar 133**. Sorot **X-Axes**, lalu isi nilai minimum dna maksimum. Lakukan hal yang sama untuk sumbu-y sesuai kebutuhan. Beberapa pilihan juga dapat dilakukan, misalnya **Plot Option** dan **Export**.



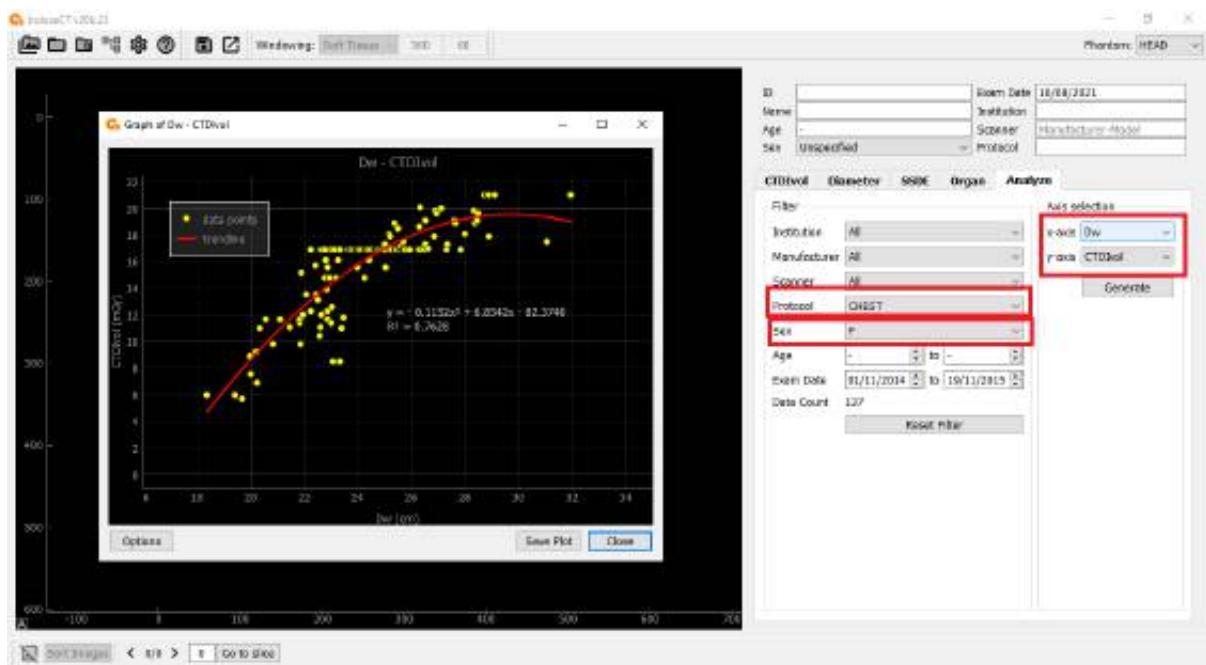
Gambar 133. Grafik hubungan **Dw** vs **CTDIvol** yang telah diperbesar dan diberikan **Trendline** berupa **Polynomial** orde-2. Skala sumbu-x dan sumbu-y telah disesuaikan agar grafik tampak lebih proporsional.

Selain menampilkan **Trendline** data, pada grafik juga dapat ditambahkan garis yang menunjukkan nilai rata-rata dan deviasi standar, baik pada sumbu-x atau sumbu-y. **Gambar 134** merupakan grafik yang sama dengan **Gambar 133**, namun dengan tambahan garis nilai rata-rata dan deviasi standar pada sumbu-x dan sumbu-y.



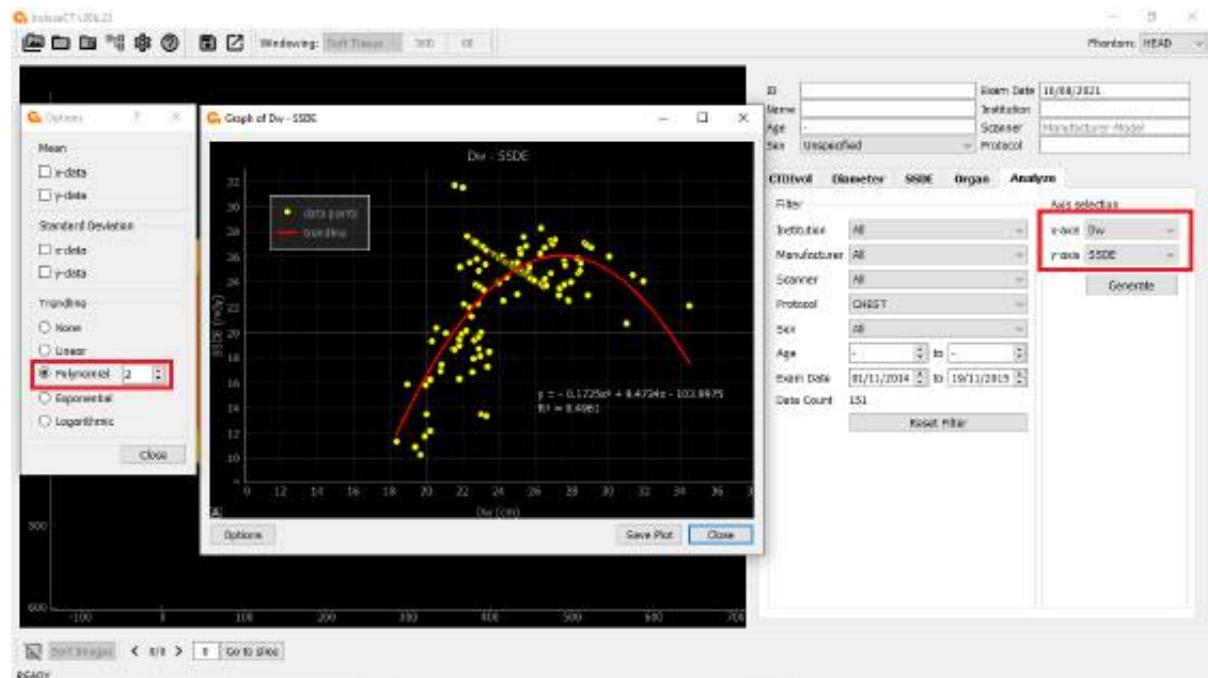
Gambar 134. Grafik hubungan **Dw** vs **CTDIvol** yang telah diperbesar dan dengan tambahan garis nilai rata-rata dan deviasi standar pada sumbu-x dan sumbu-y.

Gambar 135 merupakan grafik antara **Dw** vs **CTDIvol** (sama dengan **Gambar 132-134**), namun dengan tambahan filter. Selain filter **Protocol**, ditambahkan filter **Sex**, yaitu untuk wanita (*female, F*). Tampak bahwa **Data Count** lebih sedikit dari sebelumnya, yakni hanya 137 pasien. Dengan demikian, kita dapat membandingkan secara langsung hubungan **Dw** dan **CTDIvol** antara pasien laki-laki dan pasien wanita.



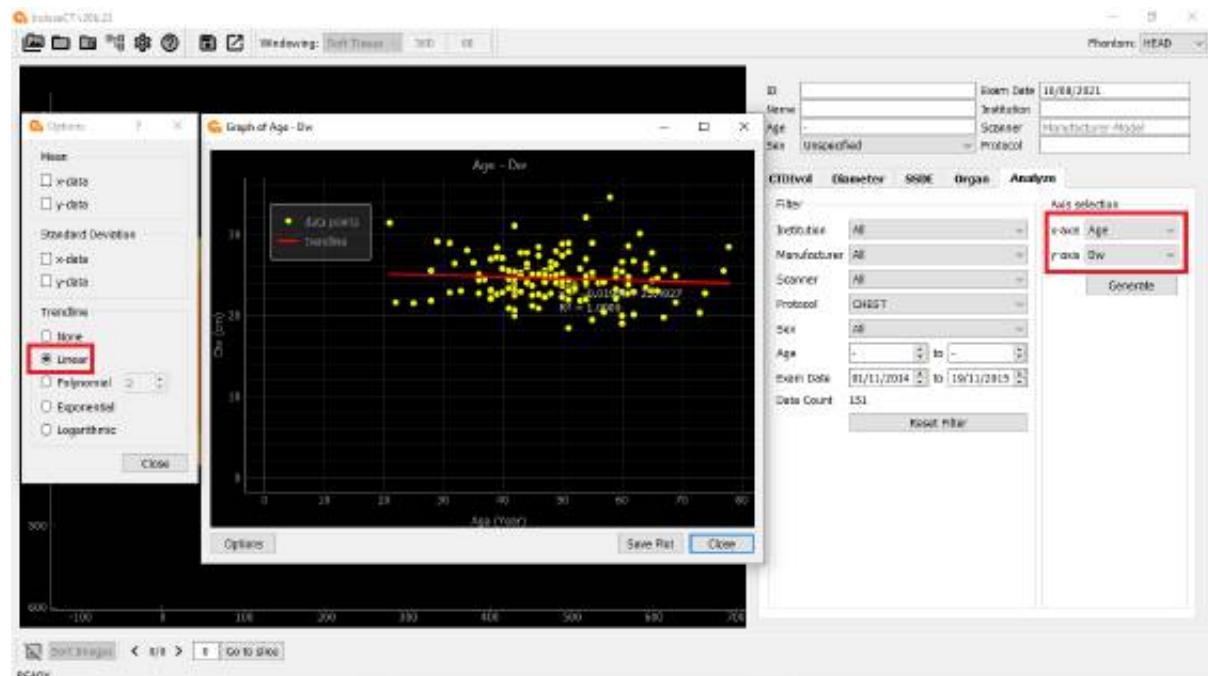
Gambar 135. Grafik hubungan **Dw** vs **CTDIvol** untuk data yang difilter dengan protokol **CHEST** dan jenis kelamin wanita (**F**).

Gambar 135 merupakan grafik antara **Dw** vs **CTDIvol** (pada protokol yang sama) dengan menggunakan **Trendline Polynomial** orde-2. Tampak bahwa nilai **SSDE** naik seiring dengan kenaikan nilai **Dw**, setelah itu lalu turun.



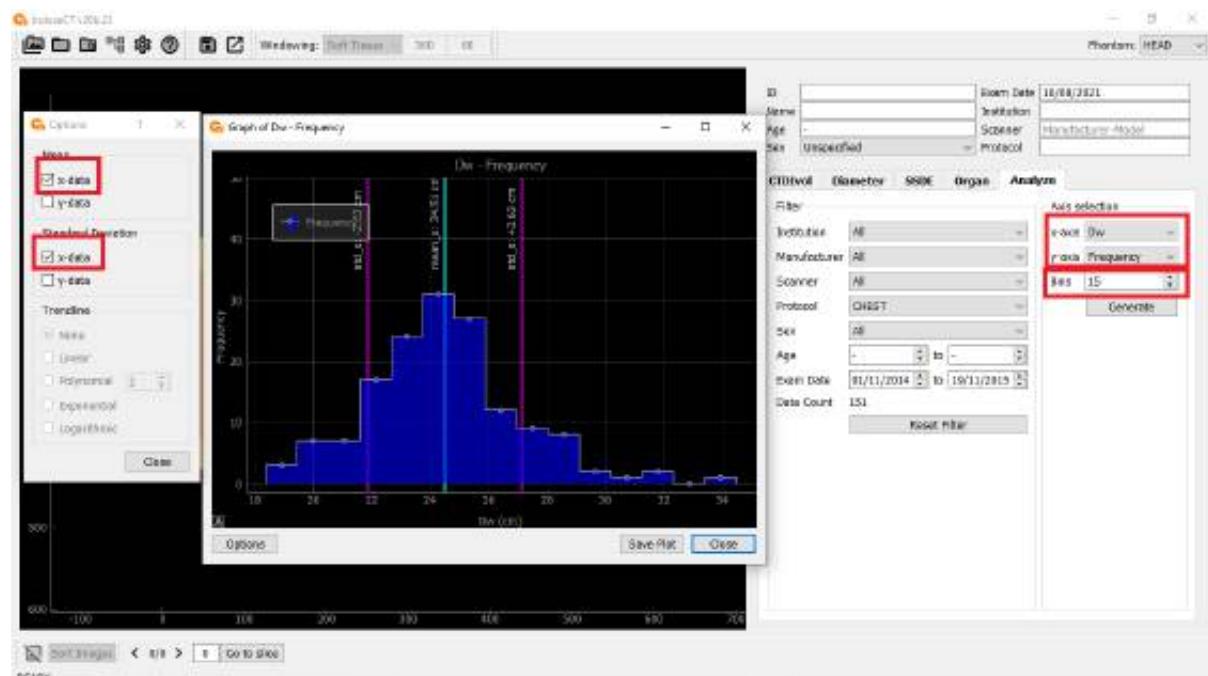
Gambar 135. Contoh grafik antara **Dw** vs **SSDE** pada protokol **CHEST**.

Gambar 136 merupakan grafik antara **Age** vs **Dw** (pada protokol yang sama) dengan menggunakan **Trendline Linear**. Tampak bahwa nilai **Dw** cenderung turun seiring dengan kenaikan **Age**.



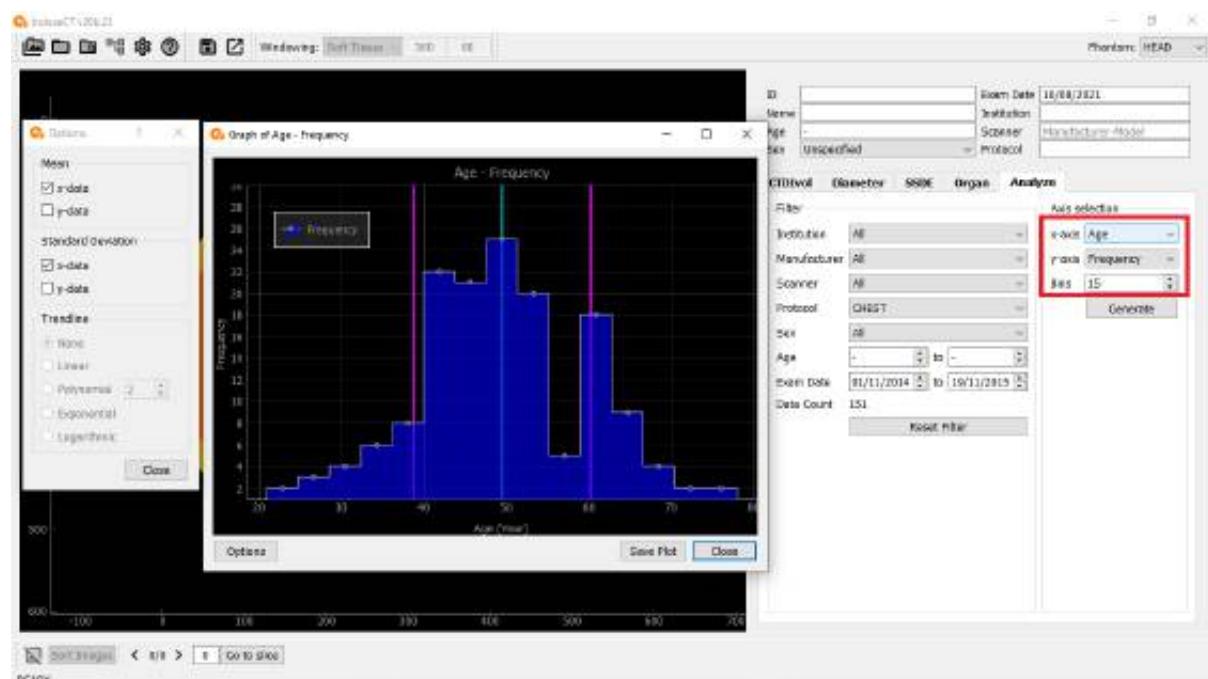
Gambar 136. Contoh grafik antara **Age** vs **Dw** pada protokol **CHEST**.

Gambar 137 merupakan grafik antara **Dw** vs **Frequency** (pada protokol yang sama). Karena sumbu-y adalah **Frequency**, maka grafik ini merupakan grafik histogram dari **Dw**. Dalam hal ini, *user* dapat menentukan banyaknya **bin** untuk membentuk histogram ini. Dalam contoh **Gambar 137**, jumlah **bin** adalah 15. Selain itu, *user* dapat menambahkan garis yang menunjukkan nilai rata-rata dan deviasi standar pada histogram ini.



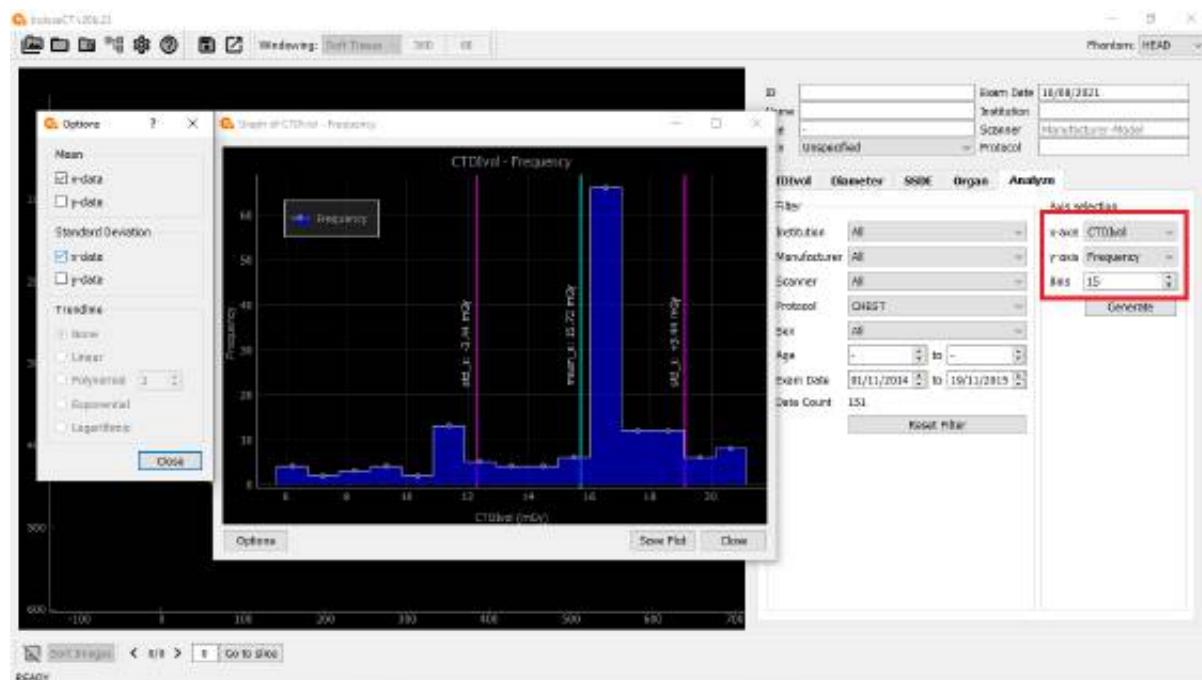
Gambar 137. Contoh grafik antara **Dw** vs **Frequency**.

Gambar 138 merupakan grafik antara **Age** vs **Frequency** (pada protokol yang sama). Tampak bahwa umur rata-rata pasien sekitar 50 tahun.

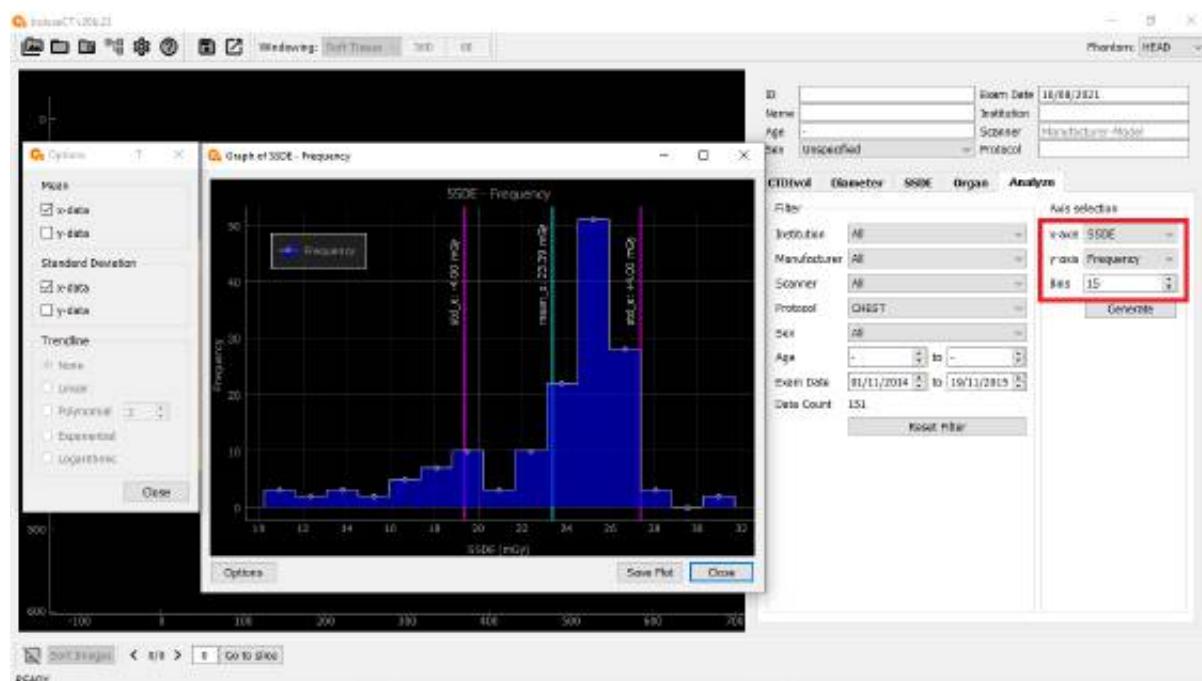


Gambar 138. Contoh grafik antara **Age** vs **Frequency**.

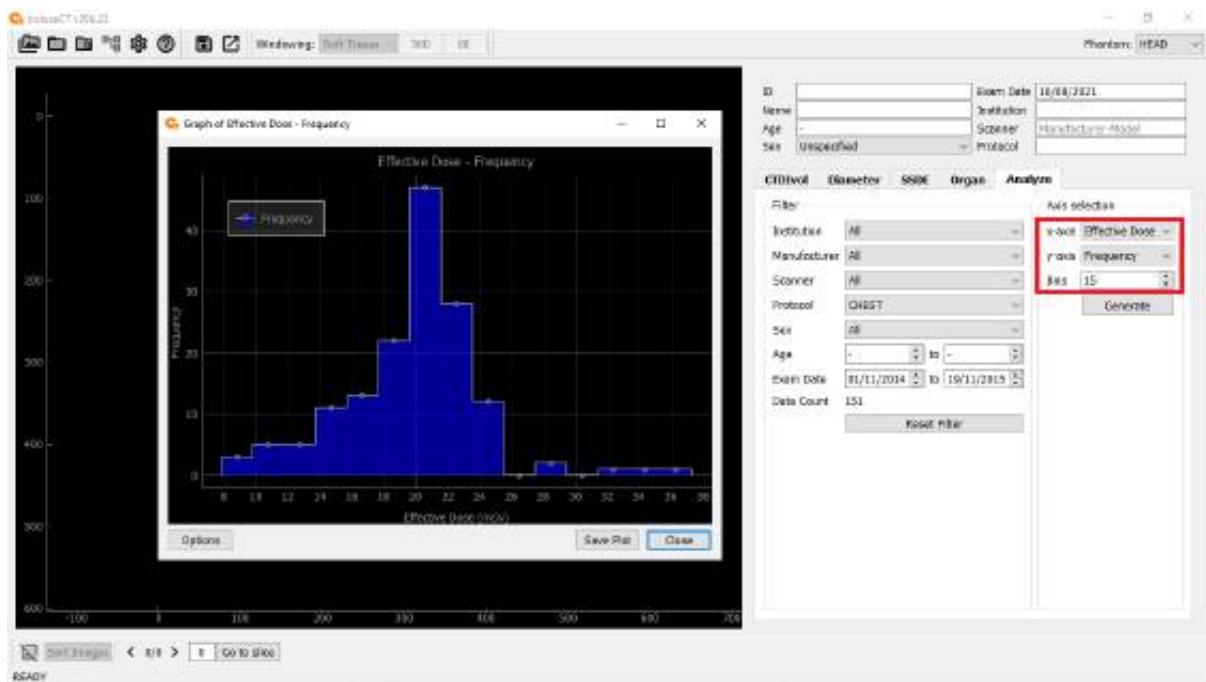
Grafik antara **CTDvol** vs **Frequency** (pada protokol yang sama) ditunjukkan pada **Gambar 139**. Grafik antara **SSDE** vs **Frequency** ditunjukkan pada **Gambar 140**. Grafik antara **Effective dose** vs **Frequency** ditunjukkan pada **Gambar 141**.



Gambar 139. Contoh grafik antara **CTDvol** vs **Frequency**.



Gambar 140. Contoh grafik antara **SSDE** vs **Frequency**.



Gambar 141. Contoh grafik antara effective dose vs Frequency.

Gambar 139-141 merupakan histogram nilai CTDI_{vol}, SSDE dan dosis efektif. Dari grafik-grafik ini, kita bisa melihat distribusi dosis pasien. Dari data ini juga digunakan untuk menentukan *dose reference level* (DRL).

XV. PENUTUP

IndoseCT 20.b ini merupakan *software* untuk menghitung dosis individu pasien, menyimpan data tersebut dalam *database*, dan menganalisis data populasi pasien. Dengan **IndoseCT** ini, dosis pasien dapat dihitung dan dikontrol dengan cara yang sangat mudah. Dengan **IndoseCT** ini, akan diketahui dosis individu pasien dan perbandingannya dalam populasi.

Bagi instansi, **IndoseCT** ini merupakan *tool* untuk memonitor dosis radiasi dari semua pasien yang menjalani pemeriksaan dengan CT. Seandainya, terdapat *human error* dalam aplikasi CT, maka akan terpantau dengan cepat. Juga dapat dirancang strategi khusus, jika ternyata dosis pasien pada rumah sakit tersebut lebih tinggi dari yang seharusnya.

XVI. REFERENSI

1. Andersson J, Pavlicek W, Al-Senan R, et al. Estimating patient organ dose with computed tomography: A review of present methodology and required DICOM information. A Joint Report of AAPM Task Group 246 and the European Federation of Organizations for Medical Physics (EFOMP). College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2019.
2. Ban N, Takahashi F, Sato K, et al. Development of a web-based CT dose calculator: WAZA-ARI. *Radiat.Prot Dosimetry*. 2011;147:333–337.
3. Boone JM, Strauss KJ, Cody DD, et al. Size-specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations: Report of AAPM Task Group 204. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2011.
4. Boone JM, Strauss KJ, Hernandez AM, et al. Size-specific dose estimate (SSDE) for head CT: Report of AAPM Task Group 293. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2019.
5. Bostani M, McMillan K, Lu P, et al. Attenuation-based size metric for estimating organ dose to patients undergoing tube current modulated CT exams. *Med.Phys*;42(2):958-968.
6. Dixon RL, Anderson JA, Bakalyar DM, et al. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-ray Computed Tomography: A New Measurement Paradigm Based on a Unified Theory for Axial, Helical, Fan-beam, and Cone-beam Scanning with or without Longitudinal Translation of the Patient Table. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2010.
7. Edyvean S. CT equipment and performance issues: radiation protection 162. *Radiat Prot Dosimetry*. 2013;153(2):190-196.
8. Ikuta I, Warden GI, Andriole KP, Khorasani R, Sodickson A. Estimating patient dose from x-ray tube output metrics: Automated measurement of patient size from CT images enables large-scale size-specific dose estimates. *Radiology*. 2014;270:472-480.
9. Khatonabadi M, Kim HJ, Lu P, et al. The feasibility of a regional CTDI_{vol} to estimate organ dose from tube current modulated CT exams. *Med. Phys.* 2013;40 (5): 051903.
10. Leng S, Shiung M, Duan X, Yu L, Zhang Y, McCollough CH. Size-specific dose estimates for chest, abdominal, and pelvic CT: effect of intrapatient variability in water-equivalent diameter. *Med Phys*. 2015;276(1):184-190.
11. McCollough C, Cody D, Edyvean S, et al. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT: The Report of AAPM Task Group 23: CT Dosimetry. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2008.
12. McCollough C, Bakalyar DM, Bostani M, et al. Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2014.
13. McMillan K, Bostani M, Cagnon C, Zankl M, Sepahdari AR, McNitt-Gray MF. Size-specific, scanner-independent organ dose estimates in contiguous axial and helical head CT examinations. *Med Phys*. 2014;41:121909.
14. Mihailidis D, Tsapaki V, Tomara P. A simple manual method to estimate water-equivalent diameter for calculating size-specific dose estimate in chest computed tomography. *Br J Radiol*. 2021;94:20200473.

15. Sahbaee P, Segars WP, Samei E. Patient-based estimation of organ dose for a population of 58 adult patients across 13 protocol categories Med. Phys. 2014;47:072104.