

Pengaruh Filter Citra terhadap CT Number pada Pesawat CT Simulator

Purwatiningsih S.Si, M.Sc¹, Dr. Rer Biol. Hum. Heru Prasetyo², Dyah Nuriska Haerunnisa³

¹ Dosen Jurusan Fisika, Fakultas Teknik dan Sains Universitas Nasional, Jakarta

² Pusat Riset Teknologi Keselamatan, Metrologi dan Mutu Nuklir, Jakarta

³ Mahasiswa Jurusan Fisika, Fakultas Teknik dan Sains Universitas Nasional, Jakarta

E-mail: ¹purwanti.ningsih85@yahoo.co.id, ²prasetyo@batan.go.id, ³dyahnuriska99@gmail.com

Abstrak. CT Simulator merupakan salah satu penunjang proses radioterapi dengan menentukan lokasi dan kepadatan jaringan organ pasien dalam koordinat tertentu yang disebut piksel. Setiap piksel memiliki satuan yang disebut *CT number* atau *Hounsfield Unit* (HU) yang menggambarkan besarnya redaman radiasi pada jaringan. *CT number* terkait dengan *Relative Electron Density* (RED) yang perlu diukur secara langsung untuk memverifikasi hasil perhitungan dosis di TPS. Penelitian ini bertujuan untuk mencari pengaruh filter citra terhadap *CT number* menggunakan parameter pemindaian 120 kV, 200 mAs, *slice thickness* 1 mm dan variasi filter *Smooth*, *Sharp*, dan *Standard* pada Phantom CIRS 062M *Electron Density* dengan metode akuisisi *Helical* dan *Axial scanning*. Hasil penelitian filter *Smooth*, filter *Sharp* dan filter *Standard* pada setiap metode akuisisi citra *Helical* dan *Axial Scanning* tidak berpengaruh secara signifikan terhadap nilai *CT number* yang didapatkan. Hal ini dapat diketahui dari semua hasil uji statistik yang memperoleh nilai signifikansi $p > 0,05$ (tidak ada perbedaan).

Kata kunci: Radioterapi, *CT number*, Filter Citra, *Helical Scanning*, *Axial Scanning*, *Relative Electron Density*

Abstract. CT Simulator is one of the supports for the radiotherapy process by determining the location and density of the patient's organ tissue in certain coordinates called pixels. Each pixel has a unit called a CT number or Hounsfield Unit (HU) which describes the amount of radiation attenuation in the patient's organs. The CT number is related to the Relative Electron Density (RED) which needs to be measured directly to verify the dose calculation results at the TPS. This study aims to find the effect of image filters on CT number values using scanning parameters of 120 kV, 200 mAs, slice thickness 1 mm and the use of Smooth filter, Sharp filter, and Standard filter on the Phantom CIRS 062M Electron Density scanning process with Helical and Axial scanning acquisition methods. The results of the study with variations of Smooth filters, Sharp filters and Standard filters on each method of Helical and Axial Scanning image acquisition did not significantly affect the CT number obtained. It can be seen from all statistical test results that obtained a significance value of $p > 0.05$ (no difference).

Keywords: Radiotherapy, *CT number*, Image Filter, *Helical Scanning*, *Axial Scanning*, *Relative Electron Density*

1. Pendahuluan

Radioterapi dapat digunakan untuk menghancurkan jaringan kanker atau tumor tanpa melakukan operasi dengan pemberian dosis maksimalnya pada *target volume* dan dosis minimalnya pada jaringan sehat atau organ berisiko. Pesawat CT Simulator merupakan salah satu alat penunjang dalam proses radioterapi dengan kemampuan menampilkan informasi anatomi tubuh pasien dalam bentuk *3-Dimensi* sehingga mendorong para ilmuwan untuk memperkenalkan gambar CT sebagai dasar perhitungan distribusi dosis untuk pasien kanker di bidang *onkologi* radiasi [1]. CT Simulator digunakan untuk menentukan lokasi dan kepadatan jaringan organ pasien dalam koordinat tertentu yang disebut piksel. Setiap piksel memiliki satuan yang disebut *CT number* dengan satuan *Hounsfield Unit* (HU) yang menggambarkan besarnya redaman radiasi pada jaringan. Proses pencitraan dan kinerja pesawat CT Simulator harus sering dievaluasi untuk memastikan beroperasi dengan benar sehingga dapat meningkatkan kualitas pengobatan radioterapi. Untuk mewujudkan hal tersebut maka perlu dilakukan *Quality Assurance* (QA) salah satunya yaitu kalibrasi *CT number* dan korelasi antara *CT number* dan densitas jaringan organ yang dinyatakan dalam *Relative Electron Density* (RED) yang perlu diukur setiap satu tahun dengan menggunakan phantom yang didisain khusus sebagai acuan kalkulasi dosis di *Treatment Planning System* (TPS) [2]. Pencitraan pada *Computed Tomography* (CT) dipengaruhi oleh beberapa parameter yang di antaranya adalah *slice thickness*, faktor eksposi, rekonstruksi filter dan lain-lain.

2. Metode dan Bahan

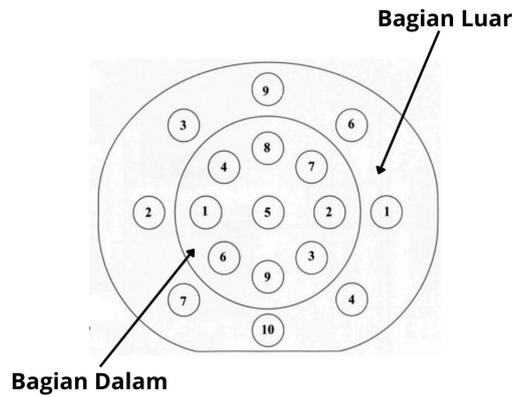
Penelitian ini dilakukan dengan pemindaian Phantom CIRS 062M *Electron Density* pada pesawat CT Simulator di Instalasi Radioterapi RSUD Pasar Minggu. Phantom ini dapat digunakan untuk evaluasi data *CT Scan*, pengecekan ketidakhomogen jaringan dan berguna untuk mencari hubungan antara *CT number* dan densitas elektron dari berbagai jaringan karena dibuat dari bahan yang setara dengan jaringan tubuh manusia.



Gambar 1. Phantom CIRS 062M *Electron Density*
(Sumber Dokumentasi Pribadi)

Pada Gambar 1 terlihat Phantom CIRS 062M *Electron Density* ini memiliki dua bagian yaitu bagian luar dan bagian dalam yang memiliki jaringan yang sama. Pada bagian dalam berjari-jari 9 cm dengan setiap 17 isian jaringan dapat dilepas serta memiliki jari-jari 2 cm, kedalaman 5 cm, dan material phantom terbuat dari air dan resin yang dibuat setara dengan jaringan tubuh manusia.

Phantom ini terdiri dari dua cincin yang berisi 17 lubang yang akan diisi oleh berbagai jenis jaringan terlihat pada Gambar 2. Lubang-lubang tersebut terdistribusi secara merata yaitu delapan lubang pada lingkaran dalam, delapan lubang pada lingkaran luar dan satu lubang terletak di tengah yang dapat dilepas dan dapat diisi dengan air *distilasi* (air murni). Nilai *Relative Electron Density* (RED) dan nomor lokasi dari setiap jaringan pada phantom ditampilkan pada Tabel 1.



Gambar 2. Susunan jaringan pada phantom CIRS 062M Electron Density [3]

Tabel 1. Data Phantom CIRS Model 062M Electron Density [4]

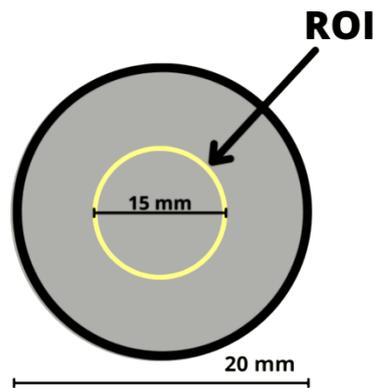
No.	Jaringan	Relative Electron Density to Water
1	Lung (inhale)	0.200
2	Lung (Exhale)	0.496
3	Adipose	0.949
4	Breast	0.976
5	Water	1.000
6	Muscle	1.043
7	Liver	1.052
8	Trabecular Bone (200 mg/cc)	1.117
9	Dense Bone (800 mg/cc)	1.456
10	Dense Bone (1250 mg/cc)	1.695

Pengambilan data dilakukan dengan pemindaian phantom CIRS 062M *Electron Density* untuk memperoleh nilai *CT number* setiap jaringan yang terdapat pada phantom dengan parameter pemindaian 120 kV, 200 mAs, *slice thickness* 1 mm dengan dua metode akuisisi yaitu *helical scanning* dan *axial scanning*. *Helical scanning* proses akuisisi tabung sinar-x akan bergerak mengelilingi pasien yang juga bergerak sehingga berbentuk spiral sedangkan *axial scanning* merupakan teknik *slice by slice* dengan meja tidak akan bergerak, yang bergerak hanya tabung sinar-x dan detektor mengelilingi pasien dengan mengumpulkan proyeksi data setelah berputar 360° [5].

Pemberian filter dilakukan sebelum proses akuisisi, filter citra merupakan salah satu parameter yang mempengaruhi kualitas citra. Pada penelitian ini filter yang digunakan yaitu filter *smooth*, filter *sharp* dan filter *standard*. Filter citra yang lebih halus (*smooth*) menghasilkan citra dengan *noise* yang rendah tetapi dengan resolusi spasial yang lebih rendah. Sedangkan filter citra yang lebih tajam (*sharp*) akan menghasilkan citra dengan resolusi spasial yang lebih tinggi namun meningkatkan *noise* pada citra [6].

Untuk mengetahui nilai *CT number* dari setiap jaringan pada phantom maka hasil pemindaian phantom CIRS 062M *Electron Density* dipindahkan menggunakan DVD-R dalam format *DICOM*, kemudian akan dimasukkan dan diproses pada *DICOM reader* yaitu *software ImageJ* dan akan dilakukan pengukuran nilai *CT number* dengan pemberian tanda lingkaran ROI (*Region Of Interest*) pada setiap isian jaringan phantom dengan diameter 15 mm dan ukuran tidak melebihi batas lingkaran dari kontur pada masing-masing jaringan yang diamati seperti pada Gambar 3.

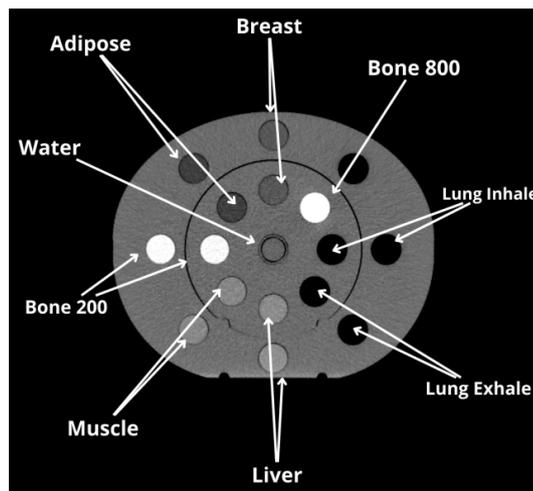
Setelah pemberian tanda lingkaran ROI (*Region Of Interest*) pada tiap-tiap jaringan selesai maka diambil data *mean* sebagai nilai *CT number* setiap jaringan. Setelah semua data diperoleh maka untuk melihat pengaruh dari variasi filter pada metode akuisisi *helical* dan *axial scanning* terhadap nilai *CT number* jaringan bagian luar dan bagian dalam phantom CIRS 062M *Electron Density* maka dilakukan uji statistik.



Gambar 3. Sketsa Penempatan ROI

3. Hasil dan Pembahasan

Hasil pemindaian phantom CIRS 062M *Electron Density* dengan menggunakan pesawat *CT Simulator* di Instalasi Radioterapi RSUD Pasar Minggu, dengan metode akuisisi *helical* dan *axial scanning* serta pemberian filter *smooth*, filter *sharp*, dan filter *standard* serta parameter yang lain konstan maka diperoleh hasil pemindaian seperti pada Gambar 4.



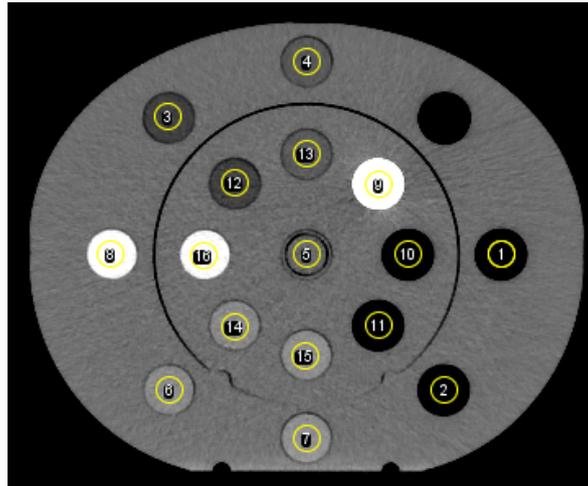
Gambar 4. Hasil Citra dan Nama Jaringan Phantom CIRS 062M (Sumber Dokumentasi Pribadi)

Setelah diperoleh hasil pemindaian phantom maka diolah pada *software ImageJ* kemudian diberikan lingkaran-lingkaran berwarna kuning sebagai ROI (*Region Of Interest*) seperti pada Gambar 5, ukuran ROI pada setiap jaringan harus berdiameter sama dan tidak melebihi batas kontur jaringan.

Data hasil pengukuran nilai *CT number* pada variasi filter (*smooth*, *sharp*, dan *standard*) pada metode akuisisi *helical* dan *axial scanning* ditampilkan pada Tabel 2 dan Tabel 3.

Dari hasil Tabel 4.1 untuk nilai *CT number* metode *helical scanning* tidak terlihat perbedaan yang begitu jauh pada setiap jaringan antara bagian luar dan bagian dalam phantom pada setiap variasi filter. Demikian pula pada Tabel 4.2 untuk nilai *CT number* pada metode *axial scanning* perbedaan nilai setiap jaringan antara bagian luar dan bagian dalam phantom sedikit namun memiliki nilai *CT number* yang berbeda untuk setiap jaringan.

Nilai *CT number* yang diperoleh untuk jaringan *Lung (inhale)*, *Lung (Exhale)*, *Adipose*, dan *Breast* bernilai negatif sedangkan jaringan *Muscle*, *Liver*, *Bone (200)*, *Bone (800)*, *Bone (1250)* bernilai positif pada metode *helical* dan *axial scanning* untuk setiap variasi filter. Hal ini dikarenakan air digunakan sebagai bahan referensi sehingga untuk setiap nilai *CT number* jaringan yang mempunyai densitas lebih tinggi dari air akan memiliki nilai *CT number* positif, sedangkan nilai densitas jaringan lebih rendah dari air memiliki nilai *CT number* negatif.



Gambar 5. Citra Phantom CIRS 062M Setelah Peletakkan ROI (Sumber Dokumentasi Pribadi)

Tabel 2. Hasil Pengukuran Nilai CT number pada Metode Helical Scanning

Jaringan	HU Smooth		HU Sharp		HU Standard	
	Bagian Luar	Bagian Dalam	Bagian Luar	Bagian Dalam	Bagian Luar	Bagian Dalam
Lung (inhale)	-803.212	-805.712	-805.022	-809.237	-804.054	-811.152
Lung (Exhale)	-487.510	-492.087	-489.677	-491.285	-488.623	-492.351
Adipose	-58.505	-56.832	-60.794	-59.813	-57.241	-55.896
Breast	-20.861	-19.130	-23.665	-22.462	-19.443	-18.785
Water	-	4.019	-	1.146	-	4.823
Muscle	55.255	53.505	55.000	53.133	59.987	57.329
Liver	66.976	61.500	64.351	60.130	68.241	65.478
Bone (200)	245.490	238.697	242.753	239.304	259.174	261.453
Bone (800)	-	920.690	-	912.570	-	958.722
Bone (1250)	-	1431.995	-	1433.101	-	1446.155

Selanjutnya dari data yang didapatkan pada Tabel 2 dan Tabel 3 dilakukan uji statistik untuk mengetahui lebih jelas pengaruh dan perbedaan nilai CT number pada variasi filter (*smooth, sharp, dan standard*) untuk posisi jaringan bagian luar dan dalam phantom serta pada kedua metode akuisisi yaitu *helical* dan *axial scanning*

Tabel 3. Hasil Pengukuran Nilai CT number pada Metode Axial Scanning

Jaringan	HU Smooth		HU Sharp		HU Standard	
	Bagian Luar	Bagian Dalam	Bagian Luar	Bagian Dalam	Bagian Luar	Bagian Dalam
Lung (inhale)	-803.226	-805.812	-805.095	-809.541	-803.725	-811.532
Lung (Exhale)	-488.692	-490.812	-491.111	-492.778	-488.307	-493.826
Adipose	-58.505	-56.822	-60.418	-59.975	-57.652	-57.655
Breast	-20.221	-19.899	-21.924	-21.487	-19.820	-18.918
Water	-	1.514	-	-0.351	-	2.918
Muscle	54.947	53.510	55.199	51.839	57.604	55.829
Liver	66.558	61.986	65.636	59.215	69.133	65.203
Bone (200)	244.788	239.096	243.608	237.981	260.747	260.975
Bone (800)	-	913.750	-	913.212	-	959.358
Bone (1250)	-	1431.856	-	1427.365	-	1446.424

3. 1. Uji Normalitas

Telah dilakukan uji normalitas *Shapiro-Wilk* pada nilai *CT number* jaringan bagian luar dan jaringan bagian dalam pada setiap variasi filter untuk metode *helical* dan *axial scanning* dengan hasil yang ditampilkan pada Tabel 4 dan Tabel 5.

Tabel 4. Uji Normalitas Nilai *CT number* Helical Scanning

Filter	Nilai Signifikans		Keterangan
	Bagian Luar	Bagian Dalam	
<i>Smooth</i>	0.168	0.244	Distribusi normal
<i>Sharp</i>	0.167	0.251	
<i>Standard</i>	0.184	0.254	

Tabel 5. Uji Normalitas Nilai *CT number* Axial Scanning

Filter	Nilai Signifikans		Keterangan
	Bagian Luar	Bagian Dalam	
<i>Smooth</i>	0.165	0.247	Distribusi Normal
<i>Sharp</i>	0.166	0.250	
<i>Standard</i>	0.190	0.253	

Karena hasil uji normalitas untuk nilai *CT number* jaringan bagian luar dan bagian dalam pada metode *helical* Tabel 3 dan *axial scanning* Tabel 4 untuk setiap variasi filter memiliki nilai signifikansi $> \alpha$ ($\alpha = 0,05$) maka dinyatakan data berdistribusi normal, sehingga dapat dilakukan uji selanjutnya.

3. 2. Uji Paired Sample Test

Dilakukan uji *Paired Samples Test* untuk mengetahui perbedaan nilai *CT number* jaringan antara bagian luar dan dalam phantom pada setiap variasi filter untuk kedua metode akuisisi dengan hasil yang ditunjukkan pada Tabel 6 dan Tabel 7.

Tabel 6. Uji Paired Samples Test Nilai *CT number* Helical Scanning

Posisi Jaringan	Nilai Signifikans			Keterangan
	<i>Smooth</i>	<i>Sharp</i>	<i>Standard</i>	
Luar - Dalam	0.093	0.072	0.222	Tidak ada perbedaan signifikan

Hasil yang diperoleh pada Tabel 5 dan Tabel 6 setelah dilakukan uji *Paired Samples Test* untuk nilai *CT number* antara posisi jaringan bagian luar dan bagian dalam phantom pada setiap variasi filter untuk metode *helical* dan *axial scanning*, didapatkan nilai signifikansi p (p -value) $> 0,05$ maka H_0 diterima, sehingga diputuskan bahwa tidak ada pengaruh yang signifikan antara posisi jaringan bagian luar dan bagian dalam phantom pada setiap variasi filter untuk metode *helical* maupun *axial scanning*.

Tabel 7. Uji Paired Samples Test Nilai *CT number* Axial Scanning

Posisi Jaringan	Nilai Signifikans			Keterangan
	<i>Smooth</i>	<i>Sharp</i>	<i>Standard</i>	
Luar - Dalam	0.079	0.031	0.086	Tidak ada perbedaan signifikan

3. 3. Uji Independent Sample Test

3.3.1 Dilakukan uji Independent Sample Test untuk mengetahui perbedaan nilai *CT number* antara:

- 3.3.1.a. Filter *Smooth-Sharp* pada jaringan bagian luar
Filter *Smooth-Sharp* pada jaringan bagian dalam
- 3.3.1.b. Filter *Sharp-Standard* pada jaringan bagian luar
Filter *Sharp-Standard* pada jaringan bagian dalam
- 3.3.1.c. Filter *Smooth-Standard* pada jaringan bagian luar
Filter *Smooth-Standard* pada jaringan bagian dalam.

Sehingga diperoleh hasil uji *Independent Sample Test* yang ditunjukkan pada Tabel 8 dan Tabel 9.

Tabel 8. Uji *Independent Sample Test* Nilai CT number Helical Scanning

Filter	Nilai Signifikans		Keterangan
	Bagian Luar	Bagian Dalam	
<i>Smooth - Sharp</i>	0.992	0.994	Tidak ada perbedaan signifikan
<i>Sharp - Standard</i>	0.980	0.973	
<i>Smooth - Standard</i>	0.988	0.978	

3.3.1

Tabel 9. Uji *Independent Sample Test* nilai CT number Axial Scanning

Filter	Nilai Signifikans		Keterangan
	Bagian Luar	Bagian Dalam	
<i>Smooth - Sharp</i>	0.994	0.994	Tidak ada perbedaan signifikan
<i>Sharp - Standard</i>	0.982	0.972	
<i>Smooth - Standard</i>	0.987	0.978	

Hasil Uji *Independent Sample Test* pada Tabel 7 dan Tabel 8 untuk mengetahui perbedaan nilai CT number antara filter *smooth* dan *sharp* jaringan bagian luar dan jaringan bagian dalam, filter *sharp* dan *standard* jaringan bagian luar dan jaringan bagian dalam, antara filter *smooth* dan *standard* jaringan bagian luar dan jaringan bagian dalam pada phantom dengan metode *helical* maupun metode *axial scanning* diperoleh nilai signifikan p (*p-value*) > 0,05 sehingga H_0 diterima, dengan demikian dinyatakan bahwa tidak ada pengaruh yang signifikan pada setiap jaringan bagian luar maupun setiap jaringan bagian dalam phantom dengan variasi filter untuk metode *helical* dan *axial scanning*.

- 3.3.2 Dilakukan perbandingan nilai CT number pada kedua metode akuisisi citra yaitu Helical dan Axial scanning untuk setiap jaringan bagian luar dan jaringan bagian dalam phantom pada variasi filter dengan hasil ditunjukkan pada Tabel 10 dan Tabel 11.

Tabel 10. Uji *Independent Sample Test* nilai CT number Jaringan Bagian Luar Helical dan Axial Scanning

Metode Akuisisi	Nilai Signifikans			Keterangan
	<i>Smooth</i>	<i>Sharp</i>	<i>Standard</i>	
<i>Helical - Axial</i>	0.999	0.998	1.000	Tidak ada perbedaan signifikan

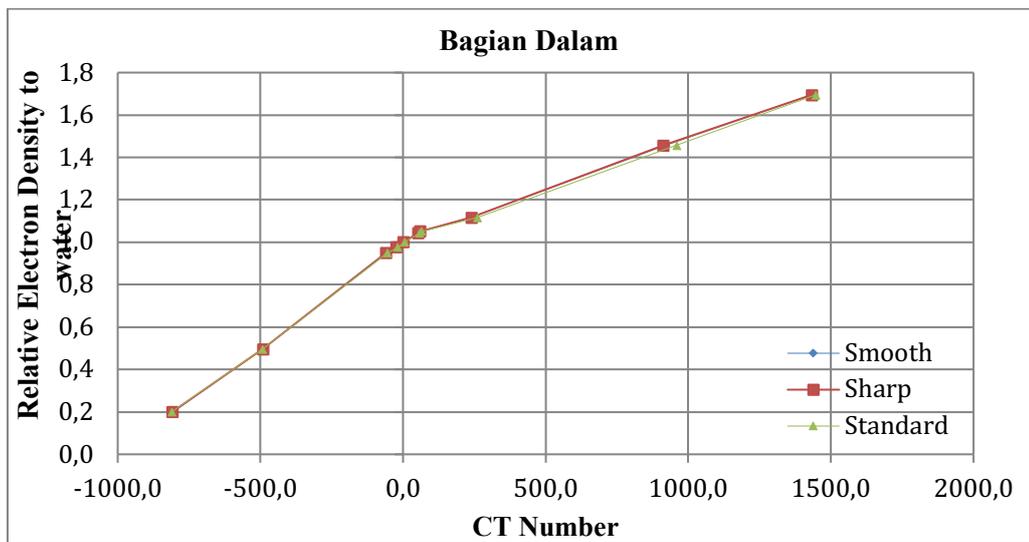
Tabel 11. Uji *Independent Sample Test* nilai CT number Jaringan Bagian Dalam Helical dan Axial Scanning

Metode Akuisisi	Nilai Signifikans			Keterangan
	<i>Smooth</i>	<i>Sharp</i>	<i>Standard</i>	
<i>Helical - Axial</i>	0.999	0.997	0.998	Tidak ada perbedaan signifikan

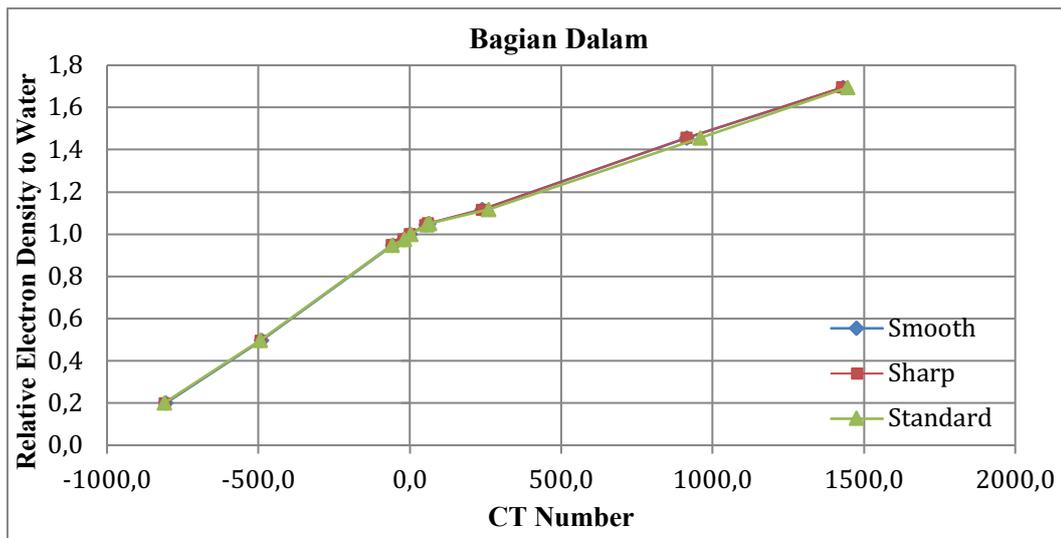
Perbandingan nilai *CT number* pada metode *helical* dan *axial scanning* dapat dilihat pada Tabel 9 dan Tabel 10 dimana dilakukan uji beda nilai *CT number* untuk kedua metode tersebut, diperoleh nilai signifikansi p (p -value) > 0,05, maka H_0 diterima sehingga dapat dinyatakan tidak terdapat perbedaan yang signifikan pada nilai *CT number* antara metode *helical* dan *axial scanning* untuk tiap filter pada jaringan bagian luar dan jaringan bagian dalam phantom.

3. 4. Hubungan antara Nilai *CT number* dan *Relative Electron Density*

Hasil nilai *CT number* yang telah didapat pada Tabel 1 dan 2 untuk metode *helical* dan *axial scanning* kemudian dibuat kurva hubungan antara nilai *CT number* pada setiap jaringan diplot dengan nilai *Relative Electron Density* (RED) pada *data sheet phantom CIRS 062M Electron Density*.



Gambar 6. Hubungan antara Nilai *CT Number* Jaringan Bagian Dalam dan RED Helical Scanning



Gambar 7. Hubungan antara Nilai *CT Number* Jaringan Bagian Dalam dan RED Helical Scanning

CT number merupakan nilai yang mewakili koefisien atenuasi rata-rata sinar-x untuk setiap *pixel* pada hasil citra CT. Koefisien atenuasi linier sinar-x bergantung pada *Relative Electron*

Density (RED) setiap voksel atau volume materi yang diamati. Semakin besar nilai RED suatu jaringan maka interaksi sinar-x dengan jaringan semakin besar. Sehingga diketahui kemampuan atenuasi suatu jaringan semakin tinggi.

Dari hasil pengukuran nilai *CT Number* dengan berbagai variasi filter maka terdapat hubungan antara *CT number* dan nilai RED Phantom CIRS *Electron Density* dapat dilihat pada kurva Gambar 6 untuk metode *helical scanning* dan Gambar 7 untuk metode *axial scanning* dimana pada masing-masing kurva tersebut terlihat jaringan yang memiliki nilai RED tinggi maka nilai *CT number* yang diperoleh bernilai tinggi atau positif sebaliknya jika jaringan memiliki nilai RED rendah maka nilai *CT number*nya pun bernilai rendah atau negatif.

4. Simpulan

Berdasarkan variasi filter yang digunakan yaitu filter *smooth*, *sharp* dan *standard* pada setiap metode akuisisi citra *helical* dan *axial scanning* tidak memberikan pengaruh yang signifikan terhadap nilai *CT number* pada pesawat CT Simulator. Sehingga untuk kebutuhan radioterapi, dokter dapat menggunakan filter apapun untuk membuat kontur pada *Treatment Planning System* (TPS) dan Fisikawan Medis radioterapi dapat melakukan pengambilan citra dengan menggunakan filter apapun tanpa mempengaruhi dosis karena perbedaan nilai *CT number* yang sedikit pada setiap variasi filter karena dari semua hasil uji statistik yang diperoleh tidak ada perbedaan signifikan ($p\text{-value} > 0,05$).

Kurva hubungan antara nilai *CT number* dan nilai *Relatif Electron Density* (RED) dari *data sheet* phantom CIRS 062M *Electron Density* pada jaringan bagian luar maupun bagian dalam phantom untuk setiap variasi filter dan metode akuisisi *helical* ataupun *axial scanning* menunjukkan hubungan yang linear.

Daftar Pustaka

- [1] M. Nakao *et al.* 2019 Tolerance levels of mass density for CT number calibration in photon radiation therapy *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **20**(6) p 45–52, doi: 10.1002/acm2.12601
- [2] Mutic S, Palta J R, Butker E K dkk 2003 Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed- tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66 *Medical Physics* **30**(10) p 2762-2792 doi: 10.1118/1.1609271
- [3] Afifi M B, Abdelrazek A, Deiab N A, El-Hafez A I A, Farrash A H E 2020 The effects of CT x-ray tube voltage and current variations on the relative electron density (RED) and CT number conversion curves *Journal of Radiation Research and Applied Sciences* vol. **13**(1) p 1–11 doi: 10.1080/16878507.2019.1693176.
- [4] C. C. T. Number and T. E. Density, “Electron Density Phantom,” [Online]. Available: <https://www.cirsinc.com>.
- [5] Busberg J T dkk 2002 The Essential Physics of Medical Imaging Second Edition *Williams & Wilkins*
- [6] Lee S M *et al.* 2019 CT Image Conversion among Different Reconstruction Kernels without a Sinogram by Using a Convolutional Neural Network *Korean J. Radiol.* **20**(2) p 295 doi: 10.3348/KJR.2018.0249.