

Skripsi Fisika Medik

**EFEK FILTERISASI ARTEFAK PADA CITRA *COMPUTED
TOMOGRAPHY* (CT) FANTOM KEPALA**

OLEH :

NURUL ATHIRA

H211 09 511



**PROGRAM STUDI FISIKA
JURUSAN FISIKA
KONSENTRASI FISIKA MEDIK
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2013**

**EFEK FILTERISASI ARTEFAK PADA CITRA *COMPUTED*
TOMOGRAPHY (CT) FANTOM KEPALA**

SKRIPSI

*Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Sains
Pada Program Studi Fisika Jurusan Fisika Konsentrasi Fisika Medik
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Hasanuddin*



**OLEH
NURUL ATHIRA**

H211 09 511

**PROGRAM STUDI FISIKA JURUSAN FISIKA
KONSENTRASI FISIKA MEDIK
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR**

2013

HALAMAN PENGESAHAN

**EFEK FILTERISASI ARTEFAK PADA CITRA *COMPUTED*
TOMOGRAPHY (CT) FANTOM KEPALA**

OLEH

NURUL ATHIRA

H211 09 0511

Makassar, Agustus 2013

Disetujui Oleh :

Pembimbing Utama

**Dahlang Tahir, M.Si, Ph.D
NIP. 197509072000031001**

Pembimbing Pertama

**Dr. Supriyanto Ardjo Pawiro
NUP: 0308050323**

Pembimbing Kedua

**Sri Dewi Astuty Ilyas, S.Si, M.Si
NIP : 197505131 199903 2 001**

SARI BACAAN

Telah dilakukan penelitian untuk menganalisis efek filterisasi artefak pada citra CT *Scan* fantom kepala. Efek filterisasi dianalisis dengan meninjau kualitas dan kuantitas citra CT serta ukuran geometri *seed* yang dapat membantu keakuratan kalkulasi pemberian dosis. Dengan menggunakan filter median yang diaplikasikan pada program MATLAB, citra **CT *Scan* fantom kepala, citra CT *Simulator* dan CBCT fantom Catphan® 600** diolah dan dianalisis menggunakan program *ImageJ*. Hasil penelitian menunjukkan kualitas dari citra yang telah difilter semakin menurun, sedangkan untuk ukuran geometri *seed* menjadi semakin baik. Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa filter median cocok digunakan untuk ukuran geometri *seed*, namun tidak untuk kualitas citra.

Kata Kunci:

Artefak, Computed Tomography (CT) Scan, Computed Tomography (CT) Simulator, Cone Beam Computed Tomography (CBCT).

ABSTRACT

This research has been conducted to analyze the effect of filtration artifacts on CT image phantom head. Filtering effect was analyzed by reviewing the quality, quantity of the CT image and the size of the seed geometry which can improve the accuracy of dosing calculations. By using the median filter was applied to the MATLAB program, the image of the head phantom CT Scan, CT Simulator and CBCT image phantom Catphan ® 600 will be processed and analyzed using ImageJ program. The results showed that the quality of the image has been filtered declining, while the size of the seed being better. Therefore, it can be concluded that the median filter geometry suitable for seed size, but not for the quality of the image.

Keywords:

Artifact, Computed Tomography (CT) Scan, Computed Tomography (CT) Simulator, Cone Beam Computed Tomography (CBCT).

KATA PENGANTAR

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Assalamu'Alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Alhamdulillah, segala puji dan syukur senantiasa tercurah untuk SWT, Sang Robbul 'Alamin, karena berkat limpahan rahmat, inayah dan pertolongan-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi dengan judul “**Efek Filterisasi Artefak pada Citra Computed Tomography (CT) Fantom Kepala**”. Shalawat dan salam senantiasa penulis kirimkan kepada baginda Rasulullah Muhammad SAW, keluarga, para sahabat, dan para pengikutnya yang senantiasa mengikuti sunnahnya hingga akhir zaman.

Terwujudnya skripsi ini tidak lepas dari kesulitan dan hambatan, namun hal ini dapat diatasi berkat bantuan dan bimbingan yang diberikan dari berbagai pihak kepada penulis untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya, dengan rasa tulus dan ikhlas kepada kedua orang tua tercinta, Almarhum ayahanda **Ishak** dan ibunda **Zulkiah Nur** atas doa, kerja keras, dan kasih sayang yang tak terhingga menyertai dan mengiringi hidup penulis hingga sampai sekarang ini. Kepada saudara-saudariku dan keluarga lainnya yang tak dapat disebutkan namanya satu persatu yang banyak memberikan motivasi, dukungan dan bantuannya dalam berbagai hal. Terima kasih atas segala kasih sayang dan perhatian serta “pengertian” yang amat berharga dan terima kasih atas dukungan dan doanya.

Tidak lupa pula penulis sampaikan *"jadzakupullahu khairan katsiran"* dan penghargaan yang setinggi-tingginya kepada:

1. Bapak ***Dahlang Tahir, M.Si, Ph.D*** selaku pembimbing utama, Bapak ***Dr. Supriyanto Ardjo Pawiro, M.Si*** selaku pembimbing pertama, dan Ibu ***Sri Dewi Astuty Ilyas, S.Si, M.Si*** selaku pembimbing kedua yang dengan tulus dan ikhlas memberikan bimbingan, ilmu, bantuan, saran serta motivasi kepada penulis untuk selalu memberikan yang terbaik sampai terselesaikannya skripsi ini.
2. Bapak ***Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc*** , Bapak ***Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc*** dan Bapak ***Dr. Tasrief Surungan, M.Sc*** sebagai tim penguji skripsi fisika yang telah banyak memberikan masukan dan saran-saran demi kesempurnaan skripsi ini.
3. Bapak ***Prof. Dr. H. Halmar Halide, M.Sc*** , selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.
4. Seluruh dosen dan asisten pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin, khususnya pada jurusan Fisika yang telah memberikan bekal ilmu pengetahuan dan keterampilan yang sangat berharga kepada penulis.
5. Para karyawan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin (***P'Aji, P'Syukur, P'Iswan, K'Latif, P'Ali dan P'Sangkala***) yang telah memberikan bantuan kepada penulis dalam pengurusan administrasi selama ini.

6. Kawan-kawan seperjuangan ***Fisika Medik 09***: *Rara, Yuyu, Uni, Alfred, Yusuf, Hamdan, Darti, Nannu, Ivonnie, Andri, Indra* yang selalu memberikan dukungan dan bantuannya dalam segala hal termasuk dalam proses penyelesaian skripsi ini. Terima kasih juga atas kebersamaannya selama ini.
7. Kakak-kakak ***Fisika Medik***: *K' Rati, K' Cia, K' Tibe, K' Dhani, K' Dwi, K' Itha, K' Ecal, K' Ais, K' Didik, K' Norma*. Terima kasih atas semangat, bantuan, motivasi, dukungan dan kebersamaannya.
8. Teman-teman ***Fisika 09***: *Shella, Mia, One, Yuli*, yang memberikan kebersamaan tersendiri dengan saling memberikan motivasi dan dukungan satu sama lain.
9. Untuk semua pihak yang tidak dapat dituliskan namanya satu per satu, yang telah membantu, mendukung dan mendoakan dalam penyelesaian skripsi ini.

Penulis menyadari bahwa penelitian ini masih jauh dari sempurna karena keterbatasan pengetahuan penulis, maka diharapkan saran dan kritik yang membangun dapat disampaikan kepada penulis. Akhir kata, semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi penulis dan bagi mereka yang membacanya untuk pengembangan ilmu pengetahuan. AMIN!

Wassalamu'Alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh.

Makassar, 30 Agustus 2013

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGESAHAN	ii
SARI BACAAN	iii
ABSTRACT	iv
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	
viii	
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	
xiii	
DAFTAR LAMPIRAN	
xiv	
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Ruang Lingkup	2
1.3 Tujuan Penelitian	2
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	4
2.1 Brakiterapi	3
2.1.1 Kombinasi Radiasi Eksternal dan Brakiterapi.....	4
2.1.2 Sistem <i>Afterloading</i>	5

2.2 Citra	9
2.2.1 Elemen-Elemen Dasar Citra.....	10
2.2.2 <i>Digitalisasi</i> Citra.....	12
2.3 <i>Computed Tomography (CT)</i>	15
2.3.1 Prinsip Dasar <i>CT Scan</i>	16
2.3.2 <i>Cone Beam Computed Tomography (CBCT)</i>	17
2.3.3 Rekonstruksi pada <i>Cone Beam CT</i>	18
2.3.4 Kualitas Citra <i>Computed Tomography (CT)</i>	19
2.4 Rekonstruksi Filter.....	25
2.4.1 Filter Median.....	25
2.4.2 Filter Adaptif.....	26
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	27
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	27
3.2 Alat dan Bahan	27
3.2.1 Alat	27
3.2.2 Bahan	28
3.3 Prosedur Penelitian.....	29
3.3.1 Pengolahan Citra Menggunakan Program Matlab.....	29
3.3.2 Analisis Citra Menggunakan Program <i>ImageJ</i>	30
3.3.3 Analisis Citra Secara Visual (Manual).....	30
3.4 Alur Prosedur Penelitian.....	31
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	33
4.1 Hasil Penelitian.....	33

4.1.1 Citra CT <i>Scan</i> Fantom Kepala.....	33
4.1.2 Citra Fantom Catphan® 600.....	34
4.1.2.1 Resolusi Spasial untuk Citra CT <i>Simulator</i>	34
4.1.2.2 Resolusi Spasial untuk Citra CBCT.....	36
4.1.2.3 Resolusi Kontras untuk Citra CT <i>Simulator</i>	38
4.1.2.4 Resolusi Kontras untuk Citra CBCT.....	38
4.2 Pembahasan.....	39
4.2.1 Reduksi Artefak.....	39
4.2.2 Analisis Citra.....	41
4.2.2.1 Resolusi Spasial untuk Citra CT <i>Simulator</i>	41
4.2.2.2 Resolusi Spasial untuk Citra CBCT.....	41
4.2.2.3 Resolusi Kontras untuk Citra CT <i>Simulator</i>	42
4.1.2.4 Resolusi Kontras untuk Citra CBCT.....	42
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	44
5.1 Kesimpulan	44
5.2 Saran	44

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

Halaman	
Gambar 2.1 Bentuk Geometri untuk Dosimetri Laju Dosis 2 Dimensi.....	7
Gambar 2.2 Bidang Kepekaan Kontras.....	10
Gambar 2.3 <i>Digitalisasi Citra</i>	13
Gambar 2.4 Proses Kuantisasi Peralatan Digital <i>CT Scan</i>	14
Gambar 2.5 Nilai Intensitas pada Tiap-tiap Piksel.....	14
Gambar 2.6 Pesawat <i>CT Scan</i>	15
Gambar 2.7 Perbedaan Radiografi konvensional dengan <i>CT Scan</i>	15
Gambar 2.8 Desain Dasar <i>CT Scan</i>	17
Gambar 2.9 Linac Modifikasi dengan CBCT.....	17
Gambar 2.10 Perbandingan Skema.....	18
Gambar 2.11 Rekonstruksi <i>Cone Beam</i>	19
Gambar 2.12 Fantom Catphan®.....	20
Gambar 2.13 Potongan Modul Fantom Catphan® untuk Resolusi Spasial	19
Gambar 2.14 Potongan Modul Fantom Catphan® untuk Resolusi Kontras	21
Gambar 2.15 Macam-macam Artefak.....	24
Gambar 3.1 Fantom Kepala.....	28

Gambar 4.1 Potongan Citra <i>CT Scan</i> Fantom Kepala.....	34
Gambar 4.2 Potongan Citra <i>CT Simulator</i> Fantom Catphan® 600.....	35
Gambar 4.3 Pengukuran Resolusi Spasial pada Potongan Citra <i>CT Simulator</i> Fantom Catphan® 600.....	35
Gambar 4.4 Grafik Potongan Citra <i>CT Simulator</i> Fantom Catphan® 600	36
Gambar 4.5 Potongan Citra CBCT Fantom Catphan® 600.....	36
Gambar 4.6 Pengukuran Resolusi Spasial pada Potongan Citra CBCT Fantom Catphan® 600.....	37
Gambar 4.7 Grafik Potongan Citra CBCT Fantom Catphan® 600.....	37
Gambar 4.8 Potongan Citra <i>CT Simulator</i> Fantom Catphan® 600.....	38
Gambar 4.9 Potongan Citra CBCT Fantom Catphan® 600.....	39

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Gap Zise 21 lp/cm pada modul CTP528.....	21
Tabel 2.2 Target Diameter dan Kontras.....	23
Tabel 3.1 Kondisi Pengambilan Citra.....	29
Tabel 4.1 Diameter <i>Seeds</i> Terhadap Diamater Asli <i>Seeds</i> pada Fantom Kepala	40
Tabel 4.2 Nilai Konstanta dari Perhitungan Kontras dan Diameter.....	42
Tabel 4.3 Nilai Konstanta dari Perhitungan Kontras dan Diameter.....	43

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
LAMPIRAN 1 40 <i>slice</i> citra fantom kepala sebelum dan setelah difilter.....	46
LAMPIRAN 2 Perhitungan diameter <i>seed</i> (geometri <i>seed</i>) pada 43 <i>slice</i> citra fantom kepala.....	53

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pengolahan citra atau gambar dalam dunia medis memegang peranan yang sangat penting dalam diagnosa pasien. Namun, sering tidak disadari akan pentingnya informasi yang ditampilkan dalam suatu pengolahan citra tersebut. Citra atau gambar merupakan suatu representasi, kemiripan atau imitasi dari sebuah objek sebagai keluaran suatu sistem perekaman data yang dapat bersifat optik ataupun digital serta dapat disimpan dalam suatu media penyimpanan^[1].

Teknologi *medical imaging* seperti *Computed Tomography* (CT) memungkinkan pencitraan organ atau jaringan internal tubuh manusia dengan menghasilkan resolusi spasial dan kontras yang makin baik dan dalam waktu akuisisi citra yang semakin cepat. Kondisi ini menjadikan perangkat *medical imaging* menjadi salah satu perangkat diagnosis utama khususnya pada bagian radiologi.^[2] Hasil perekaman data dari CT digunakan untuk melihat, **mengetahui atau memberikan suatu diagnosis berdasarkan irisan anatomi yang dipresentasikan pada citra tersebut.**

Pada bidang radioterapi, yakni brakhiterapi menggunakan *seed* (berupa logam yang berfungsi sebagai tempat sumber radiasi) yang ditanamkan pada volume target. Penanaman *seed* akan menimbulkan artefak pada citra hasil perekaman CT. Artefak dapat mempengaruhi kualitas citra dan keakuratan dalam mendapatkan diagnosis selanjutnya. Hal ini disebabkan karena logam

tersebut berada di luar kisaran normal yang dapat ditangani oleh komputer CT.

Oleh karena itu, perlu dilakukan suatu studi yang diharapkan dapat menyelesaikan masalah tersebut, yakni dengan pengembangan teknik reduksi artefak dengan menggunakan sistem filterisasi.

1.2 Ruang Lingkup

Penelitian ini difokuskan pada evaluasi dari kualitas dan kuantitas citra CT *Scan* (untuk perencanaan brakhiterapi) yang direkonstruksi menggunakan program MATLAB 7.10.0 (R2010a) dalam mengimplementasikan algoritma filter yaitu filter median.

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini yaitu untuk mencari efek filterisasi terhadap citra CT dengan meninjau:

- 1. Kualitas dan kuantitas citra CT akibat penggunaan algoritma filter untuk mereduksi artefak.**
- 2. Geometri atau ukuran *seed* untuk membantu keakuratan dalam kalkulasi pemberian dosis.**

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Brakhiterapi

Brakhiterapi (dari kata Yunani "*brachy*", yang berarti "jarak pendek"), juga dikenal sebagai **radioterapi internal**, **radioterapi sumber tertutup**, *curietherapy* atau *endocurietherapy* merupakan suatu metode dengan menggunakan radioisotop sebagai sumber radiasi terbungkus dan diletakkan di dalam atau di samping target (kanker/tumor). Penanaman sumber radiasi yakni implantasi dapat digunakan pada beberapa kasus seperti pada kanker lidah, payudara, kandung kemih, prostat, pemasangan di sekitar organ yang mengandung tumor yakni intrakaviter seperti pada kanker leher rahim, nasofaring, atau intraluminal pada kanker trakea dan bronkus^[4].

Teknik implantasi pada volume target dengan pemberian dosis yang terus menerus dapat dilakukan baik dalam jangka waktu yang singkat (implan sementara/kanker payudara) atau dalam jangka waktu yang cukup lama (implan permanen/kanker prostat). Pada umumnya, teknik implantasi bersifat sementara, jika dosis radiasi yang direncanakan telah tercapai maka sumber radiasi akan diangkat kembali. Sedangkan untuk implantasi permanen pada umumnya dilakukan dengan sumber radioaktif I-125. Berbeda dengan radiasi eksternal, brakhiterapi memiliki cakupan daerah radiasi yang jauh lebih sempit (memfokuskan ke target), sehingga hanya sedikit jaringan yang akan memperoleh

radiasi. Dengan demikian, pemberian dosis yang sangat tinggi dimungkinkan tanpa menimbulkan kerusakan yang berarti pada jaringan sehat di sekitarnya^[4].

2.1.1 Kombinasi Radiasi Eksternal dan Brakhiterapi^[4]

Radiasi eksternal disebut juga teleterapi merupakan metode pemberian radiasi dengan sumber radiasi terletak pada suatu jarak tertentu dari tubuh pasien. Dengan cara ini, radiasi mempunyai jangkauan yang luas sehingga bukan hanya volume target yang terkena radiasi, tapi juga jaringan di sekitarnya. Untuk memperoleh hasil yang optimal (dosis maksimal pada tumor dan minimal pada jaringan sehat), radiasi eksternal dapat dikombinasikan dengan brakhiterapi.

Radiasi eksternal bertujuan untuk mematikan tumor primer serta metastasisnya ke jaringan sehat di sekitarnya, selanjutnya pemberian tindakan brakhiterapi untuk mematikan tumor primer dengan dosis tinggi dengan probabilitas merusak jaringan sehat atau beresiko di sekitarnya sangat kecil. Pengobatan kombinasi radiasi eksternal dan brakhiterapi pertama kali dilakukan pada pengobatan radiasi kanker leher rahim, namun belakangan ini sudah digunakan juga untuk kanker *solid*.

Pertama kali pemasangan sumber radioaktif pada tindakan brakhiterapi dilakukan secara manual, sehingga para operator juga akan terpapar sinar radioaktif. Berbagai metode dilakukan untuk mengatasi hal ini. Sesuai hukum kuadrat terbalik, yakni makin jauh suatu titik dari sumber radiasi, dosis yang diterima akan menurun secara drastis, diharapkan operator yang bekerja berada sejauh

mungkin dari sumber radiasi sehingga dosis yang diterima operator akan makin rendah apabila makin cepat ia bekerja.

Metode lainnya yaitu dengan memperhatikan sistem proteksi yang baik, bisa berupa lempeng timah hitam (Pb) atau beton yang tebal yang ditempatkan antara sumber radiasi dan operator. Dengan menerapkan metode ini maka akan diperoleh tingkat kecermatan bekerja serta akurasi yang tinggi dan akan diperoleh hasil pengobatan yang sempurna. Namun, sekarang telah ada sistem metode lainnya yang disebut *afterloading*.

2.1.2 Sistem *Afterloading*^[4]

Sistem *afterloading (pascamuat)* memiliki banyak keuntungan. Metode ini bertitik tolak dari sistem pemasangan sumber radioaktif yang tidak dilakukan secara langsung kepada pasien tetapi dengan memasang ‘wadah’ yang disebut sebagai aplikator. Pada sistem ini, dokter onkologi melakukan pemasangan aplikator yang terbuat dari plastik, silikon atau aluminium pada daerah yang akan menerima radiasi. Karena aplikator ini tidak bersifat radioaktif, operator dapat memasang dengan tenang tanpa merasa khawatir akan terpapar sinar radioaktif. Di samping itu, sebelum dilakukan pemasangan radioaktif ke dalam aplikator ini dapat dilakukan pengecekan posisi aplikator terhadap organ-organ vital di sekelilingnya secara radiografis. Dengan demikian akan dapat diketahui berapa dosis yang akan diterima oleh jaringan kanker maupun jaringan sehat di sekitarnya pada pemberian dosis tertentu. Apabila dalam perhitungan secara matematis diketahui bahwa dosis yang akan diterima oleh jaringan sehat melebihi

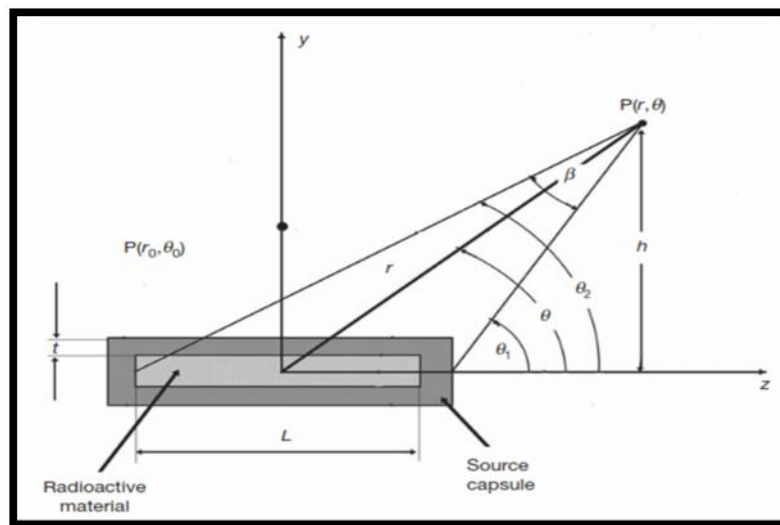
batas toleransi, maka harus dilakukan berbagai upaya untuk menghindarkannya dengan memperhatikan bahwa dosis pada jaringan kanker tetap akurat.

Upaya yang dapat dilakukan antara lain mengubah posisi aplikator, menjauhkan jaringan sehat dari aplikator, atau dengan memberikan dosis radiasi tidak sebagai dosis tunggal tetapi terbagi dalam beberapa fraksi. Sebaliknya, jika dalam pengecekan ini semua sudah memenuhi harapan maka tindakan brakhiterapi dapat dilakukan dengan menempatkan pasien dalam ruang isolasi yang kedap sinar radioaktif.

Aplikator dihubungkan dengan kontainer yang berisi sumber radiasi, yang juga kedap sinar radioaktif tentunya, kemudian dengan cara kendali jarak jauh (*remote control*), petugas mengatur pengeluaran sumber radiasi dari tempatnya dan masuk ke dalam aplikator. Sesuai dengan perhitungan dosis yang dikehendaki maka sumber radiasi ini akan berada dalam tempatnya selama waktu tertentu. Dengan cara ini maka operator serta petugas lain sama sekali tidak akan terpapar sinar radioaktif berapapun tingginya dosis yang diberikan. Oleh karena itu, saat ini banyak pakar terapi yang lebih memilih sumber radiasi dengan laju dosis yang tinggi (*High Dose Rate = HDR*) daripada laju dosis rendah (*Low Dose Rate = LDR*).

Dengan sumber radiasi HDR untuk memperoleh dosis yang dapat mematikan sel-sel tumor diperlukan waktu radiasi yang pendek (dalam hitungan menit) sehingga pasien tidak perlu rawat inap yang secara matematis dijelaskan detail sebagai berikut.

Dosis serap D didefinisikan sebagai jumlah energi yang diserahkan oleh radiasi atau banyaknya energi diserap oleh bahan persatuan massa bahan tersebut. Distribusi laju dosis ditinjau dari bidang 2 dimensi dapat digambarkan dalam bentuk sistem koordinat polar dengan titik asal pada pusat sumber. Dosis Serap D dan laju dosis serap \mathbf{D} diberikan pada Persamaan (2.1)^[4,5].



Gambar 2.1 Bentuk Geometri untuk Dosimetri Laju Dosis 2 Dimensi

$$D = \frac{dE}{dm} \quad ; \quad \mathbf{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.1)$$

Dengan:

D = dosis serap ($J.Kg^{-1}$ atau Gray)

\mathbf{D} = laju dosis serap ($Gy \text{ detik}^{-1}$)

Berdasarkan AAPM TG 43, laju dosis $\dot{D}(r, \theta)$ pada titik target (*point of interest*)

$P(r, \theta)$ di udara dapat dituliskan sebagai:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (2.2)$$

$$S_k = K_{udara}(d) \cdot d^2 \quad (2.3)$$

$$\Lambda = \frac{D(1, \frac{\pi}{2})}{S_k} \quad (2.4)$$

$$g(r) = \frac{D(r, \frac{\pi}{2}) \cdot G(1, \frac{\pi}{2})}{D(1, \frac{\pi}{2}) \cdot G(r, \frac{\pi}{2})} \quad (2.5)$$

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta) \cdot G(r, \frac{\pi}{2})}{D(r, \frac{\pi}{2}) \cdot G(r, \theta)} \quad (2.6)$$

Dengan:

r = jarak (cm) dari daerah *point of interest* P

θ = sudut antara arah radius vektor r dengan panjang sumbu dari sumber

$r_0 = 1$ cm

$\theta_0 =$ bidang melintang sumber ($\pi/2$)

$S_k =$ kerma udara ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$ atau U)

$\Lambda =$ konstanta laju dosis ($\text{cGy} \cdot \text{jam}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$)

$G(r, \theta) =$ fungsi geometri

$g(r) =$ fungsi dosis radial (efek serapan dan hamburan dalam medium sepanjang sumbu tegak sumber)

$F(r,\theta)$ = fungsi anisotropi (efek yang ditimbulkan dari serapan dan hamburan dalam sumber)

2.2 Citra^[1]

Citra adalah suatu representasi (gambar), kemiripan atau imitasi dari suatu objek. Ditinjau dari segi jenisnya, citra terbagi atas dua bagian, yaitu: citra analog dan citra digital. Citra analog adalah citra yang bersifat kontinu. Citra analog tidak dapat direpresentasikan dalam komputer, proses konversi analog dihasilkan dari alat-alat analog seperti *CT Scan*, *Web Cam*, sensor *Rontgen* untuk foto *thorax*, sensor gelombang pendek pada sistem radar, sensor *ultrasound* pada sistem USG dan lain-lain. Citra digital adalah citra yang dapat diolah oleh komputer, citra digital disebut juga citra diskrit. Metode transmisi sinar X dalam pencitraan *CT Scan* atau proyeksi ada dua, yaitu proyeksi geometri paralel (*parallel beam geometry projection*) dan proyeksi geometri kipas (*fan beam geometry projection*).

Teknik pencitraan *CT Scan* yang sekarang berkembang adalah teknik geometri kipas. Satu potongan irisan citra atau *image CT Scan* didapat dari hasil pengolahan data sebesar 800 *rays* dari 1000 sudut proyeksi, sehingga total data transmisi sinar X yang diolah hampir mencapai 800.000 data.

2.2.1 Elemen – Elemen Dasar Citra^[1]

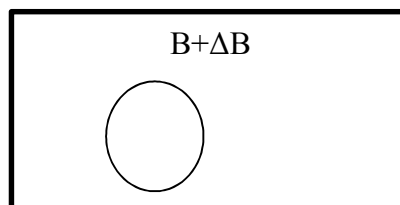
a. Kecerahan dan Kontras

- Kecerahan

Yang dimaksud dengan kecerahan (*brightness*) adalah intensitas yang terjadi pada satu titik citra. Umumnya pada sebuah citra, kecerahan ini merupakan kecerahan rata-rata dari suatu daerah lokal.

- Kontras

Untuk menentukan kepekaan kontras (*contrast sensitivity*) pada mata manusia dilakukan cara pengukuran sebagai berikut. Pada suatu bidang citra dengan intensitas sebesar B , perbesar intensitas obyek lingkaran sehingga intensitasnya menjadi $B+\Delta B$. Pertambahan intensitas (ΔB) ini dilakukan sampai mata manusia dapat mendeteksi adanya perbedaan.



Gambar 2.2 Bidang Kepekaan Kontras

B = Intensitas latar belakang

$B+\Delta B$ = Intensitas objek lingkaran (2.7)

Dengan demikian kepekaan kontras dinyatakan dalam rasio *Weber* sebagai: $\Delta B/B$ (2.8)

b. *Acuity*

Acuity adalah kemampuan mata manusia untuk merinci secara detail bagian-bagian pada suatu citra (pada sumbu visual).

c. Kontur

Kontur (*countur*) adalah keadaan pada citra dimana terjadi perubahan intensitas dari suatu titik ke titik tetangganya. Dengan perubahan intensitas inilah mata seseorang sanggup mendeteksi pinggiran atau kontur suatu benda.

d. Warna

Warna (*color*) adalah reaksi yang dirasakan oleh sistem visual mata manusia terhadap perubahan panjang gelombang cahaya. Setiap warna mempunyai panjang gelombang (λ) yang berbeda-beda. Warna merah memiliki panjang gelombang yang paling tinggi, sedangkan warna violet mempunyai panjang gelombang yang paling rendah.

e. Dimensi

Pada umumnya citra yang dibentuk oleh mata merupakan citra 2 dimensi, sedang objek yang diamati adalah 3 dimensi.

f. Tekstur

Pada hakekatnya sistem visual manusia tidak menerima informasi citra secara terpisah pada setiap titik, tetapi suatu citra dianggap sebagai satu kesatuan. Dua buah citra tidak dapat disamakan hanya dengan satu parameter saja. Hal ini tampak nyata dalam bentuk tekstur (*texture*). Pada daerah yang berdekatan, tekstur dua buah citra mudah dibedakan, namun bila letaknya berjauhan, tekstur kedua citra tersebut susah untuk dibedakan.

g. Waktu dan Pergerakan

Respon suatu sistem visual tidak hanya berlaku pada faktor ruang, tetapi juga pada faktor waktu. Sebagai contoh, bila citra-citra diam ditampilkan secara cepat, maka akan terlihat suatu citra yang tampak bergerak.

h. Deteksi dan Pengenalan

Dalam mendeteksi dan mengenali suatu citra, ternyata tidak hanya sistem visual manusia saja yang bekerja, tetapi juga ikut melibatkan ingatan dan daya pikir manusia.

Seringkali citra yang dihasilkan memiliki banyak gangguan (*noise*) dan adapula yang menimbulkan artefak (cacat gambar). Oleh karena itu, untuk meningkatkan kualitas citra perlu dilakukan *image processing* yang merupakan suatu proses untuk menghilangkan aspek-aspek yang mengganggu dan yang tidak memiliki fungsi pada *image* tersebut.

2.2.2 Digitalisasi Citra^[2]

Citra digital diperoleh dari proses digitalisasi.

Ada 2 proses digitalisasi yakni :

1. **Sampling** merupakan proses transformasi citra kontinu menjadi citra digital dengan cara membagi citra analog (kontinu) menjadi M kolom dan N baris sehingga menjadi citra diskrit.
2. **Kuantisasi** merupakan proses pengelompokkan nilai tingkat keabuan citra kontinu ke dalam beberapa level atau merupakan proses membagi skala

keabuan (0,L) menjadi G buah level yg dinyatakan dengan suatu harga bilangan bulat (integer), dinyatakan sebagai

G : derajat keabuan

m : bil bulat positif

$$G = 2^m \quad (2.9)$$

Citra digital berukuran N x M dinyatakan dengan matriks yg berukuran N baris dan M kolom

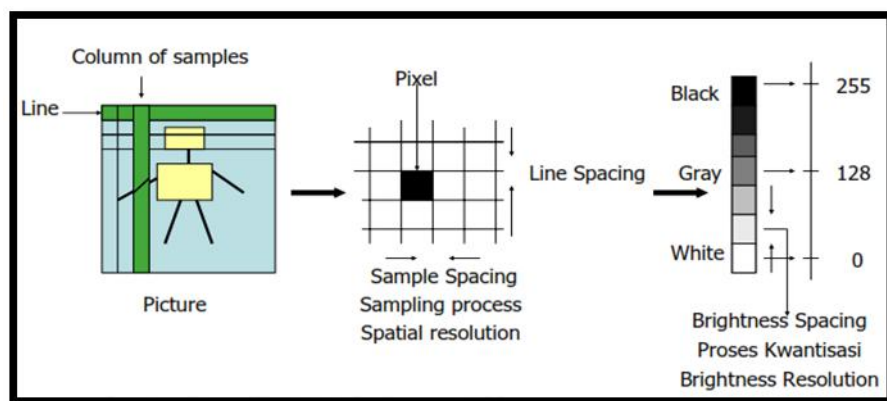
$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) \dots & f(0,M) \\ \dots & \dots & \dots \\ f(N-1,0) & f(N-1,1) \dots & f(N-1,M-1) \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Berarti penyimpanan untuk citra digital yang disampling dengan N x M piksel dan dikuantisasi menjadi 2^m level derajat keabuannya membutuhkan memori.

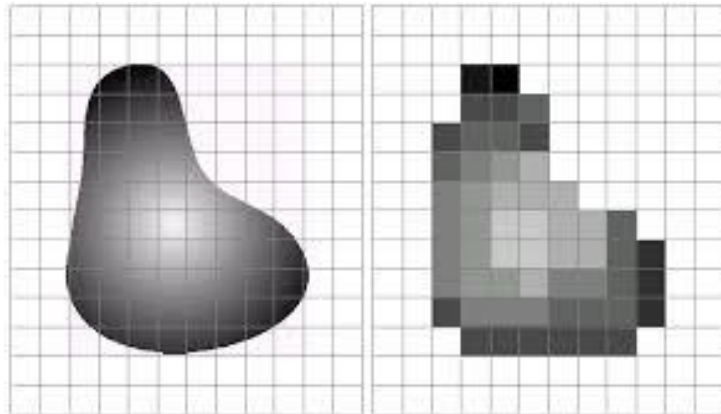
Contoh, citra yang berukuran 512 x 512 dengan 256 derajat keabuan membutuhkan memori sebesar $512 \times 512 \times 8 \text{ bit} = 2048.000 \text{ bit}$.

$$N \times M \times m \quad (2.11)$$

Resolusi gambar ditentukan oleh N dan m. Makin tinggi nilainya maka citra yang dihasilkan makin bagus kualitasnya (mendekati citra kontinu).



Gambar 2.3 Digitasisasi Citra^[2]



Gambar 2.4 Proses kuantisasi yang dihasilkan oleh peralatan digital CT Scan

7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
7	7	0	0	7	7	7	7	7	7	7	7
7	7	0	0	0	7	7	7	7	7	7	7
7	0	0	0	0	7	7	7	7	7	7	7
7	0	0	2	4	7	7	7	7	7	7	7
7	0	3	4	4	4	7	7	7	7	7	7
7	0	3	5	5	4	4	0	7	7	7	7
7	0	3	5	5	4	4	0	0	7	7	7
7	0	3	2	4	0	0	0	0	7	7	7
7	0	0	0	0	0	0	0	0	7	7	7
7	7	0	0	0	0	0	0	7	7	7	7
7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7

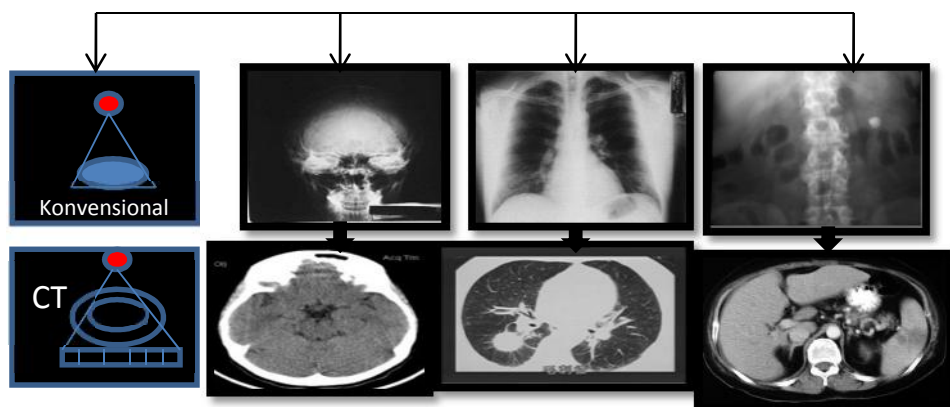
Gambar 2.5 Nilai-nilai intensitas untuk kuantisasi citra pada tiap-tiap piksel

2.3 Computed Thomography (CT) Scan

CT *Scan* merupakan suatu alat diagnostik dengan proses penggunaan komputer untuk memperoleh gambaran suatu objek secara *slice by slice* sehingga citra potongannya ditampilkan tidak tumpang tindih (*super posisi*). Informasi yang dihasilkan pada citra CT *Scan* berbeda dengan gambaran radiografi konvensional^[7]. Perbedaan yang paling jelas terlihat yaitu CT *Scan* dapat memperlihatkan gambaran secara *crosssectional (trans axial)*, lihat Gambar 2.7. Perbedaan citra yang dihasilkan oleh keduanya dikarenakan letak sumber sinar X dan detektor yang berbeda^[10].



Gambar 2.6 Pesawat CT Scan



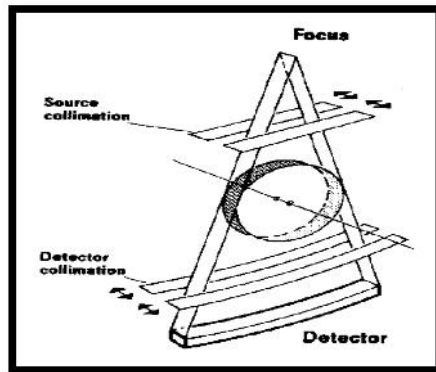
Gambar 2.7 Perbedaan Radiografi konvensional dengan CT Scan

Gambar-gambar ini kemudian diolah oleh komputer sehingga menghasilkan gambar *cross-sectional* bagian dalam tubuh pasien yang dapat digunakan dalam menganalisa dan mendiagnosa pasien.

2.3.1 Prinsip Dasar CT Scan

Ada 3 prinsip dasar pencitraan CT Scan yaitu^[7]:

1. Sinar X dipancarkan secara *cross-sectional* (mengelilingi) tubuh pasien. Prosedur ini dapat menghilangkan masalah superposisi (tumpang tindih) struktur di atas dan di bawah potongan yang spesifik atau irisan jaringan. Sinar X keluar dari tabung melalui celah kolimator dan menembus objek dengan potongan aksial, inilah yang disebut "*slice*".
2. Pancaran sinar X sangat dibatasi, hanya berkas kecil yang menembus jaringan. Ini diharapkan dapat meminimalkan radiasi hambur yang dihasilkan dan dapat memperbaiki kontras gambar.
3. Ketika sinar X melewati tubuh pasien, sinar X menuju ke suatu detektor khusus. Detektor ini bersifat kuantitatif, dapat mengukur perbedaan yang sangat kecil pada kontras jaringan. Data dari detektor kemudian diolah oleh komputer digital dengan menggunakan algoritma untuk merekonstruksi gambar *cross-sectional*.



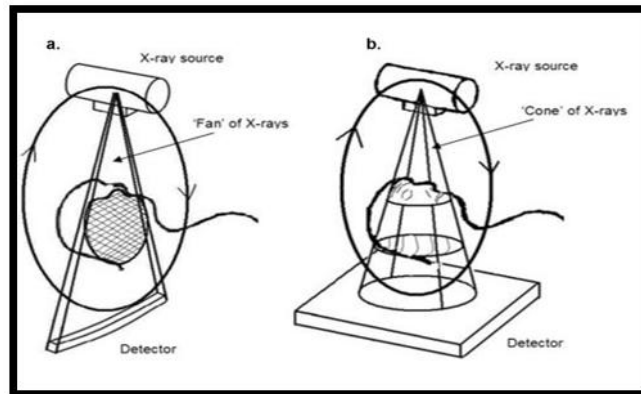
Gambar 2.8 Desain Dasar CT Scan

2.3.2 Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*) merupakan suatu alat yang digunakan dalam teknik pencitraan dengan mengakuisisi gambar secara volumetrik^[11]. Teknik CBCT melibatkan 360° tunggal *scan* dengan waktu yang sangat cepat sambil menembakkan sinar X ke arah pasien (objek) menuju detektor dan menghasilkan suatu citra 3D (aksial, sagital, koronal). Karena waktunya yang sangat singkat, CBCT mampu memberikan dosis hingga 15 kali lebih rendah dibandingkan dengan CT Scan konvensional. CBCT terintegrasi pada pesawat *Linear Accelerator (Linac)* untuk pencitraan pada bidang radioterapi^[11].



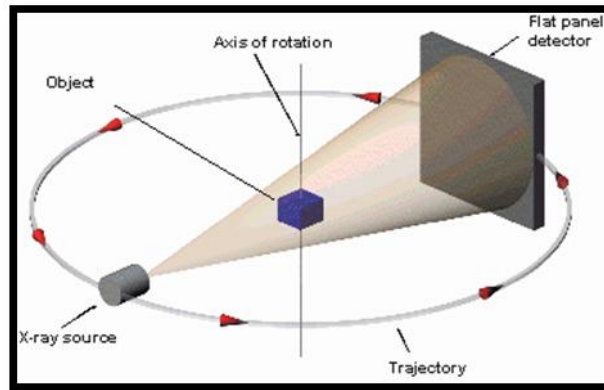
Gambar 2.9 Linac Modifikasi dengan CBCT



Gambar 2.10 Perbandingan Skema (a) *Single Detector Fan-Beam CT* dan (b) Geometri *CBCT*

2.3.3 Rekonstruksi pada *Cone Beam CT*

Semua generasi CT, rekonstruksi gambar volumetrik dicapai melalui *scanning* dari *cross-section* dan *stacking slice*. *Cone Beam CT* (CBCT), seluruh objek dilalui dengan sumber titik yang memberikan berkas berbentuk kerucut dan fluks sinar X diukur dengan detektor pesawat yang berada dibelakang objek. Sebuah volume 3D dari data gambaran direkonstruksi dari serangkaian gambar yang diakuisisi dalam satu putaran. Dalam akuisisi citra CBCT, *gantry* dirotasi pada jangkauan sudut antara (200 - 360⁰) dan citra planar dihasilkan dengan sistem kV *imaging (flat panel)*. Volumetrik citra CBCT di rekonstruksi sebagai simultan dengan akuisisi yang sangat cepat^[12].



Gambar 2.11 Rekonstruksi *Cone Beam*

2.3.4 Kualitas Citra *Computed Tomography* (CT)

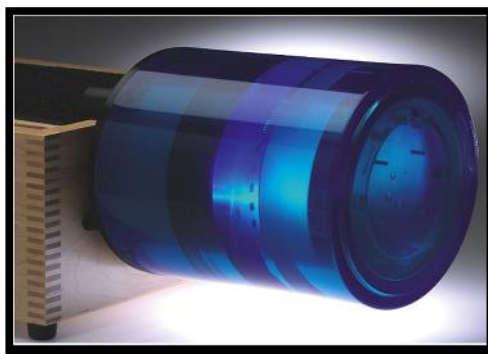
Kualitas citra CT dapat ditentukan dan dipengaruhi oleh spasial resolusi, kontras resolusi, *noise*, artefak dan dosis radiasi^[8,11].

1. Resolusi Spasial

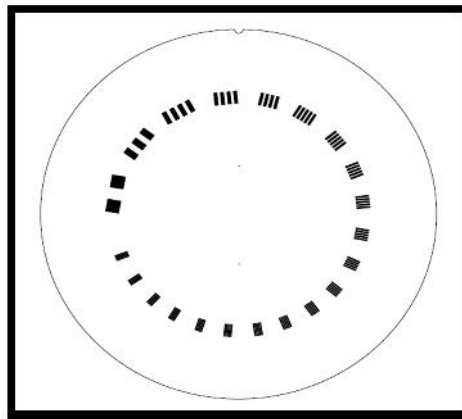
Resolusi spasial merupakan derajat kekaburan (*blurring*) pada citra CT *Scan* yang memiliki kemampuan untuk membedakan objek yang berukuran kecil dengan densitas yang berbeda pada latar belakang yang sama. Resolusi spasial dipengaruhi oleh faktor geometri dan rekonstruksi algoritma. Faktor geometri adalah faktor yang berperan pada proses akuisisi data seperti *focal spot*, lebar detektor, tebal irisan, jarak antara fokus, *isocenter* dan detektor. Ukuran *focal spot*, detektor dan *slice thickness* akan mempengaruhi spasial resolusi. Jika ukuran *focal spot* bertambah, detail objek yang didistribusikan ke beberapa detektor akan menurunkan spasial resolusi sedangkan ukuran detektor dan *slice thickness* yang kecil akan meningkatkan spasial resolusi. Untuk rekonstruksi

algoritma berdasarkan kemampuannya memperhalus dan mempertegas bagian tepi citra juga dapat mempengaruhi resolusi spasial.

Pada bagian fantom Catphan® 600 terdapat 21 pasangan baris percentimeter (21 lp/cm) yang digunakan untuk mengevaluasi resolusi spasial baik secara visual ataupun dengan menggunakan sebuah program analisa citra seperti *ImageJ*.



Gambar 2.12 Fantom Catphan®^[8]



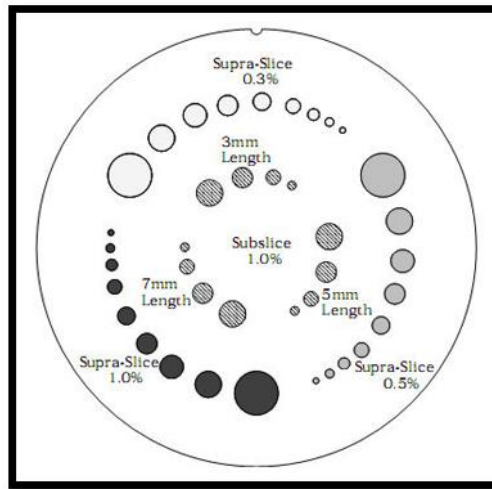
Gambar 2.13 Potongan Modul Fantom Catphan® untuk Resolusi Spasial^[9]

Tabel 2.1 Gap Zise 21 lp/cm pada modul CTP528^[9]

Line Pair/cm	Gap Size	Line Pair/cm	Gap size
1	0,500 cm	11	0,045 cm
2	0,250 cm	12	0,042 cm
3	0,167 cm	13	0,037 cm
4	0,125 cm	14	0036 cm
5	0,100 cm	15	0,033 cm
6	0,083 cm	16	0,031 cm
7	0,071 cm	17	0,029 cm
8	0,063 cm	18	0,028 cm
9	0,056 cm	19	0,026 cm
10	0,050 cm	20	0,025 cm
		21	0,24 cm

2. Resolusi Kontras

Resolusi kontras memperlihatkan suatu perbedaan terhadap objek-objek dengan nilai densitas yang sangat kecil. Resolusi kontras dipengaruhi oleh nilai kV, mAs, ketebalan irisan (*slice thickness*), *Field of View (FoV)* dan pemilihan filter. Semakin besar kV, mAs, *slice thickness* dan *FoV*nya maka resolusi kontrasnya juga akan semakin meningkat. Sedangkan pemilihan filter yang lebih tinggi akan menurunkan resolusi kontras terhadap citra yang dihasilkan.



Gambar 2.14 Potongan Modul Fantom Catphan® untuk Resolusi Kontras^[9]

Pada Modul resolusi kontras terdapat beberapa target kontras yaitu *Supra-Slice* dengan nilai tingkatan target kontras 1.0%, 0.5% dan 0.3%, sedangkan pada *Sub-Slice* memiliki nilai tingkatan target kontras 1% dengan panjang 7 mm, 5 mm dan 3 mm. Berikut ini adalah persamaan yang digunakan untuk mengkonversi perhitungan kontras dan diameter.

$$k = Kt \times Dt \quad (2.12)$$

Dengan:

Kt = Kontras terukur

Dt = Diameter terkecil yang terlihat

k = Konstanta

Tabel 2.2 Diameter Target dan Kontras^[9]

Nilai Level Target Kontras	
(0.3 , 0.5 , 1.0) %	(1.0 %)
<i>Supra-Slice</i>	<i>Sub-Slice</i>
2,0 mm	3,0 mm
3,0 mm	5,0 mm
4,0 mm	7,0 mm
5,0 mm	9,0 mm
6,0 mm	
7,0 mm	
8,0 mm	
9,0 mm	
15,0 mm	

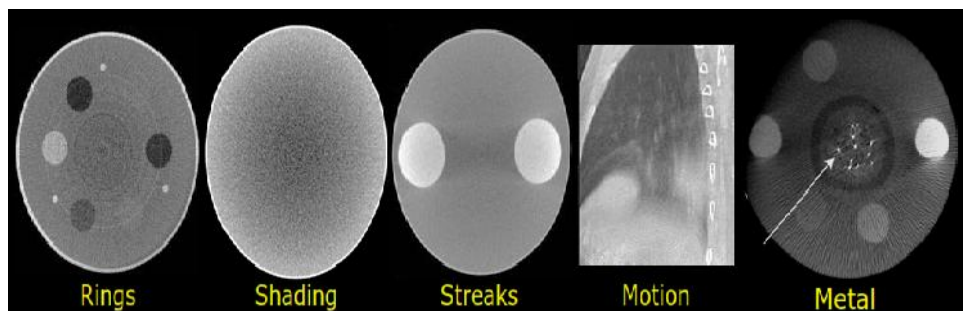
3. Nilai *Noise*

CT *number* yang bervariasi di atas atau di bawah nilai rata-rata disebut sebagai *noise*. *Noise* menggambarkan bagian dari citra CT *Scan* yang memuat informasi yang tidak berguna (menurunkan kualitas citra). Jika semua nilai piksel sama maka *noise* akan bernilai “no!”, sedangkan variasi yang terlalu besar pada nilai piksel akan menghasilkan nilai *noise* yang tinggi. Nilai *noise* yang tinggi akan menimbulkan artefak yang dapat mengganggu resolusi kontras dari citra CT *Scan* yang akhirnya mempengaruhi hasil diagnosis^[10].

4. Artefak

Secara umum artefak adalah kesalahan dalam gambar (adanya sesuatu dalam gambar yang tidak ada hubungannya dengan objek yang diperiksa) sehingga dapat menurunkan detail citra. Dalam *CT Scan* artefak didefinisikan sebagai pertentangan/perbedaan antara rekonstruksi *CT Number* dalam gambar dengan koefisien atenuasi yang sesungguhnya dari obyek yang diperiksa.

Ada 4 macam artefak berdasarkan bentuknya yaitu *streaks* (goresan), *shading* (bayangan), *rings* (bulatan) dan *bands* (berkas pita). *Streaks* disebabkan oleh kesalahan sampling data, *partial volume*, pergerakan pasien, benda logam, *noise*, *scanning spiral/helical*, atau kesalahan dari mesin. *Shading* disebabkan oleh *partial volume*, radiasi hambur, *scanning spiral/helical*. Sedangkan *rings* dan *bands* disebabkan oleh kesalahan yang terjadi pada detektor.



Gambar 2.15 Macam-macam Artefak

5. Dosis Radiasi

Jumlah radiasi yang digunakan untuk menghasilkan sebuah citra *CT Scan* biasanya menggunakan nilai mA dan waktu *scanning* (s) yang bervariasi. Mengubahnya berarti juga akan mengubah dosis radiasi dan radiasi yang

diserap pada setiap voksel-voksel individu. *Noise* dapat menurun dengan menaikkan jumlah radiasi yang digunakan (mAs) tetapi dosis radiasi yang diserap oleh jaringan juga akan meningkat.

2.4 Rekonstruksi Filter

Pemfilteran adalah sebuah cara untuk merekonstruksi/memodifikasi atau memperbaiki suatu gambar/citra. Sebagai contoh, kita dapat memfilter sebuah citra untuk memperkuat fitur tertentu atau menghapus fitur yang lain. Suatu citra biasanya mengandung *noise* yang berasal dari berbagai sumber. *Noise* pada umumnya berupa variasi intensitas (derajat keabuan) suatu piksel yang tidak berkaitan dengan titik-titik tetangganya. Lazimnya *noise* memiliki spektrum frekuensi ruang (*spatial frequency*) yang jauh lebih tinggi daripada komponen-komponen citra lainnya. Dari pengurangan nilai *noise* pada suatu citra, maka diharapkan dapat mereduksi artefak yang terdapat pada citra tersebut. Filter yang dapat digunakan yaitu^[1,13]:

2.4.1 Filter Median

Filter median sangat bermanfaat untuk menghilangkan *outliers* (nilai-nilai piksel yang ekstrim) dan paling cocok untuk menghilangkan atau mengurangi *noise* jenis *salt and pepper*. Filter ini merupakan filter nonlinier yang dikembangkan oleh Tukey. Median adalah nilai tengah dari serangkaian nilai (piksel) yang telah diurutkan, jika nilainya genap maka mediannya adalah nilai rata-rata dari dua nilai yang berada pada urutan tengah. Operasi untuk memperoleh nilai median akan menempatkan nilai yang sangat besar atau

sangat kecil berada pada ujung atas atau ujung bawah urutan. Dengan demikian filter median secara umum akan mengganti nilai piksel-piksel yang memiliki *noise* atau artefak dengan suatu nilai yang dekat dengan nilai median dari piksel-piksel disekitarnya.

2.4.2 Filter Adaptif

Filter adaptif merupakan jenis filter yang mengubah karakteristiknya sesuai dengan nilai-nilai keabuan yang berada dalam *mask*. Filter seperti ini dapat digunakan untuk membersihkan *noise Gaussian*. Salah satu filter jenis ini adalah *filter wiener*.

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini telah dilaksanakan pada bulan Februari sampai dengan Mei 2013 di Laboratorium Fisika Medis, Departemen Fisika, FMIPA, Universitas Indonesia (UI).

3.2 Alat dan Bahan

3.2.1 Alat

Alat yang digunakan dalam penelitian ini yaitu:

1. *Laptop/Notebook*

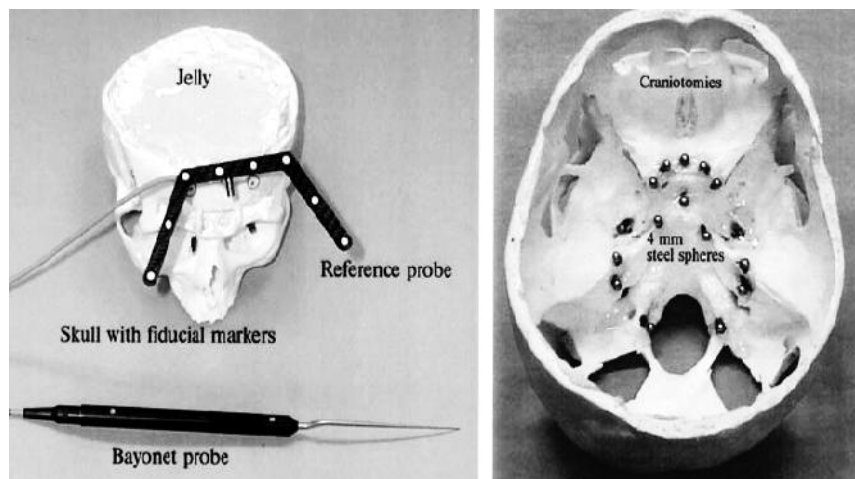
Digunakan untuk mengolah hasil citra CT *Scan* kepala, citra CT *Simulator* dan citra *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT) fantom Chaptan® 600.

2. Perangkat Lunak (Program)

- a. MATLAB 7.10.0 (R2010a), digunakan untuk mengolah citra dengan menyusun algoritma filter yaitu filter median.
- b. *ImageJ*, digunakan untuk menganalisa citra.

3.2.2 Bahan

Bahan yang digunakan dalam penelitian ini yaitu citra CT fantom kepala yang memiliki artefak (metal), citra CT *Simulator* dan CBCT fantom Catphan® 600 yang digunakan untuk melihat spasial resolusi dan resolusi kontras dari citra tersebut akibat adanya penggunaan filter yang telah didesain pada program MATLAB 7.10.0 (R2010a). Kondisi pengambilan citra dapat dilihat pada Tabel 3.1.



Gambar 3.1 Fantom Kepala

Tabel 3.1 Kondisi Pengambilan Citra

Parameter	CT Scan	CT Simulator	CBCT
Citra	Fantom Kepala	Fantom Catphan® 600	
Manufacturer	SIEMENS	GE MEDICAL SYSTEM	ELEKTA XVI
Tebal Slice (mm)	1	5	2
Tegangan Tabung (mA)	350	200	25
Waktu (sec)	1000	1323	40
Tegangan (kVp)	100	120	120
Ukuran Citra (mm)	174.00x174.00 (512x512)	260.00x260 (512x512)	410.00x410.00 (410x410)
Ukuran Citra (piksel)	0.34x0.34	0.51x0.51	1x1

3.3 Prosedur Penelitian

3.3.1 Pengolahan Citra Menggunakan Program MATLAB

Pengolahan citra menggunakan filter median pada program MATLAB. Metode ini bertujuan untuk mereduksi artefak yang terdapat pada citra CT fantom kepala. Dengan menggunakan filter yang sama pada citra CT fantom kepala, citra CT *Simulator* dan CBCT dari fantom Catphan® 600 juga akan diolah. Ini bertujuan untuk meninjau resolusi spasial, resolusi kontras dan ukuran geometri *seed* akibat dari penggunaan algoritma filter yang telah didesain. Apabila citra CT fantom kepala telah berhasil diproses untuk mereduksi artefaknya maka selanjutnya akan

diolah kembali dengan menggunakan program *ImageJ* untuk kemudian dianalisa. Begitupula dengan citra *CT Simulator* dan CBCT dari fantom Catphan® 600.

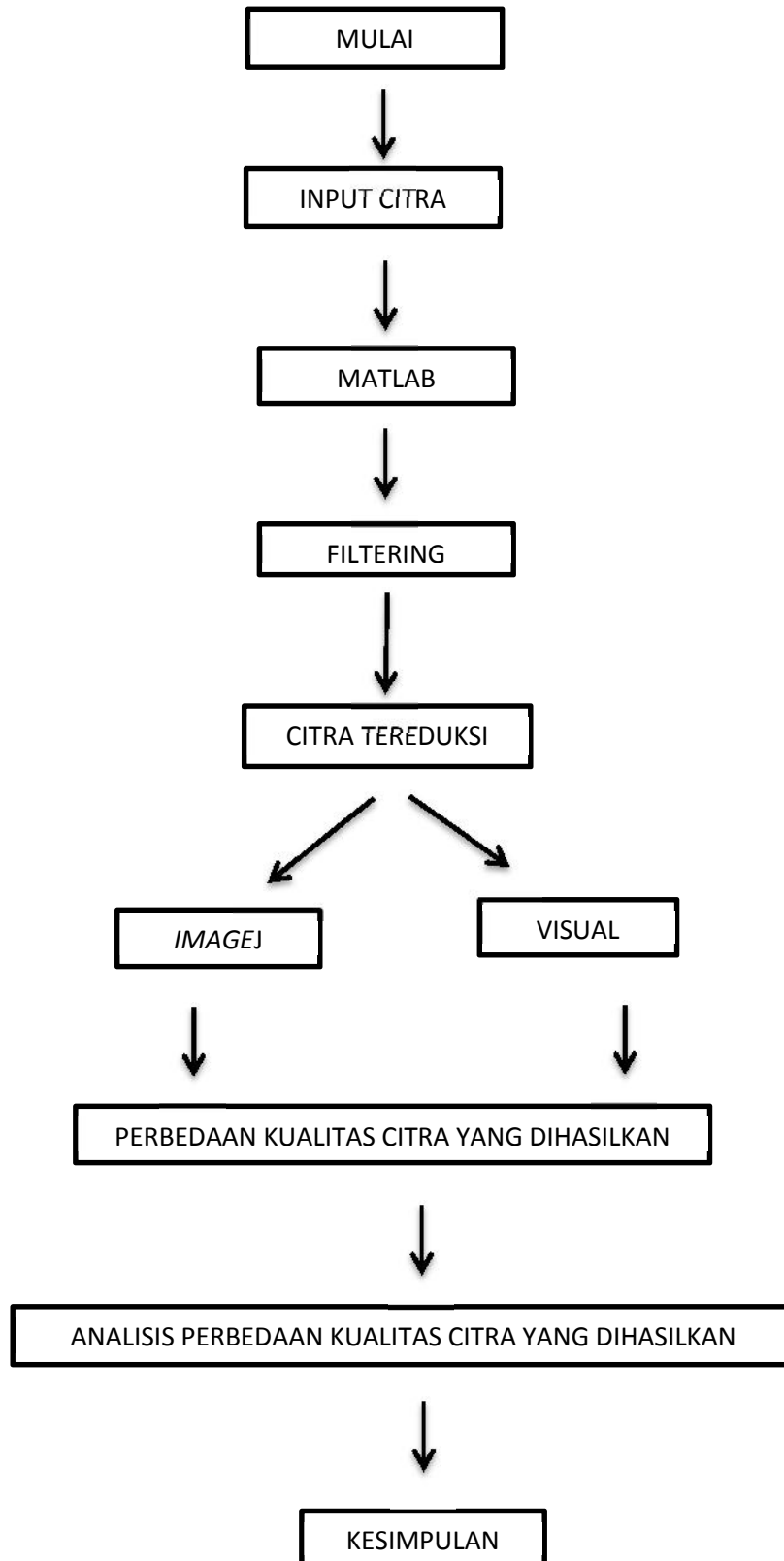
3.3.2 Analisis Citra Menggunakan Program *ImageJ*

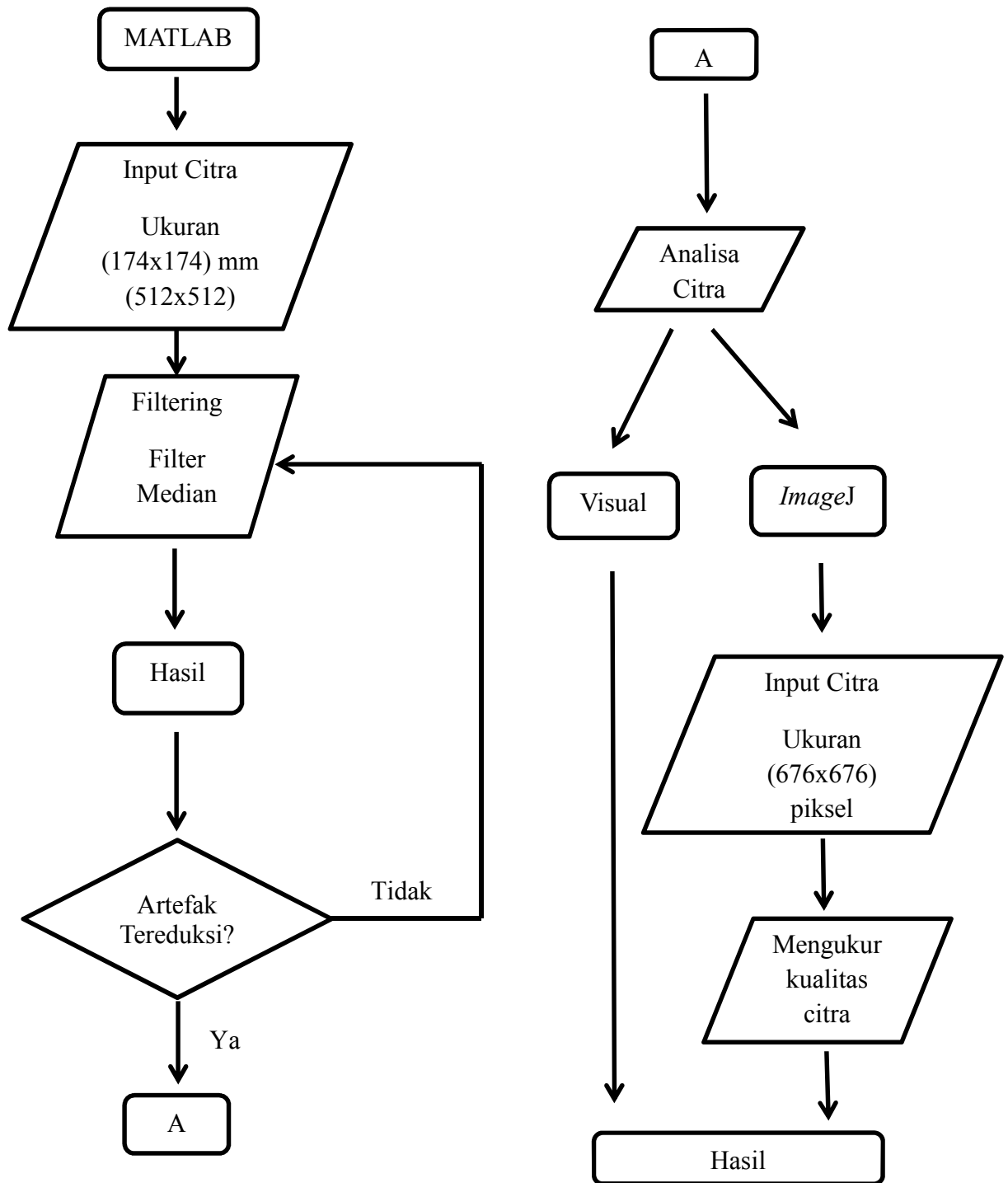
ImageJ digunakan untuk menganalisa citra asli dan citra yang sebelumnya telah diolah dengan menggunakan MATLAB 7.10.0 (R2010a). Hasilnya akan diperlihatkan dalam sebuah data ataupun grafik dari citra tersebut.

3.3.3 Analisis Citra Secara Manual (Visual)

Selain menggunakan program *ImageJ*, menganalisa citra terhadap resolusi spasial juga dapat dilakukan secara manual yaitu dengan memperhatikan seberapa banyak *line pairs* yang dapat dilihat oleh mata kita. Resolusi kontras dari citra tersebut juga dilakukan dengan metode ini.

3.4 Alur Prosedur Penelitian





Gambar 3.2 Flowchart pengolahan citra

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

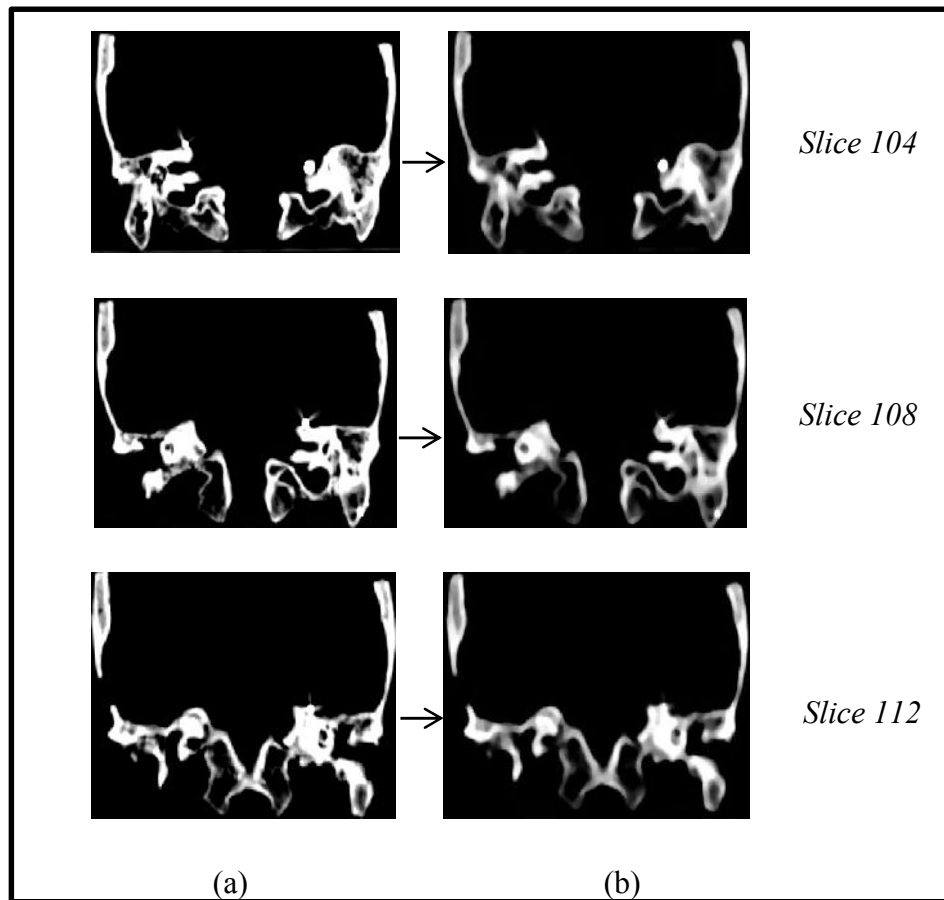
4.1 Hasil Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan di Laboratorium Fisika Medis, Departemen Fisika, FMIPA, Universitas Indonesia (UI). Penelitian ini menggunakan citra CT fantom kepala, citra CT *Simulator* dan CBCT fantom Catphan® 600. Citra CT fantom kepala difilter dengan menggunakan filter median yang diaplikasikan pada program MATLAB 7.10.0 (R2010a). Apabila artefak pada citra CT fantom kepala tereduksi, maka dengan metode yang sama citra CT *Simulator* dan CBCT fantom Catphan® 600 juga akan diolah untuk mengetahui resolusi spasial dan resolusi kontras citra tersebut. Selanjutnya, dengan menggunakan program *ImageJ* semua citra akan dianalisis.

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan maka diperoleh hasil sebagai berikut:

4.1.1 Citra CT *Scan* Fantom Kepala

Dari hasil pengolahan citra CT fantom kepala yang diperlihatkan pada Gambar 4.1 dan pada Lampiran 1 didapatkan bahwa artefak dapat tereduksi dengan menggunakan filter median sedangkan hasil analisa untuk diameter *seed* dari 43 *slice* citra CT fantom kepala dapat dilihat pada Tabel 4.1 dan pada Lampiran 2.

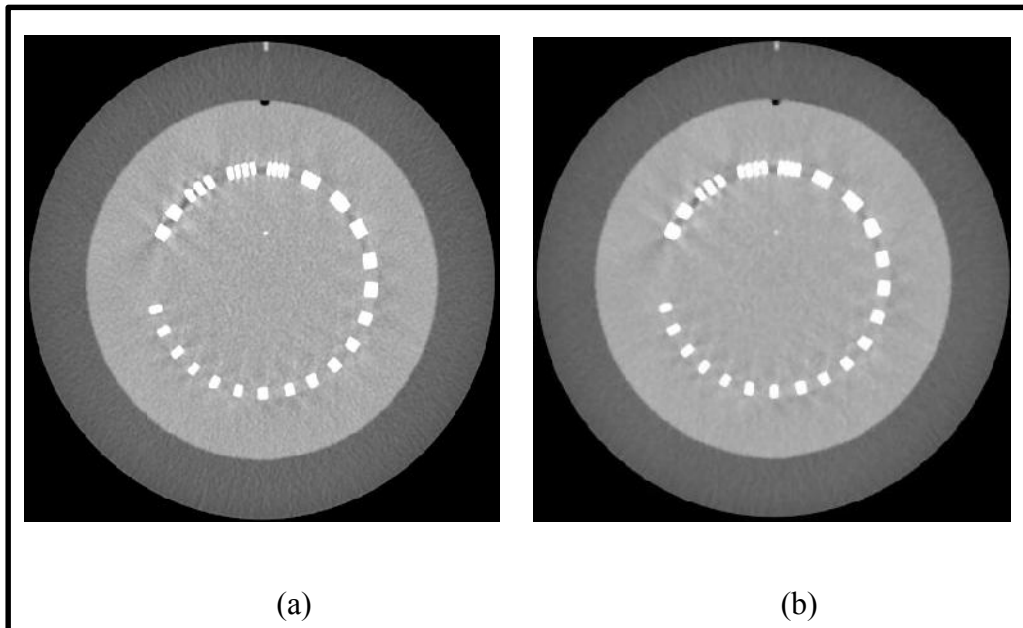


Gambar 4.1 Potongan Citra *CT Scan* Fantom Kepala (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter

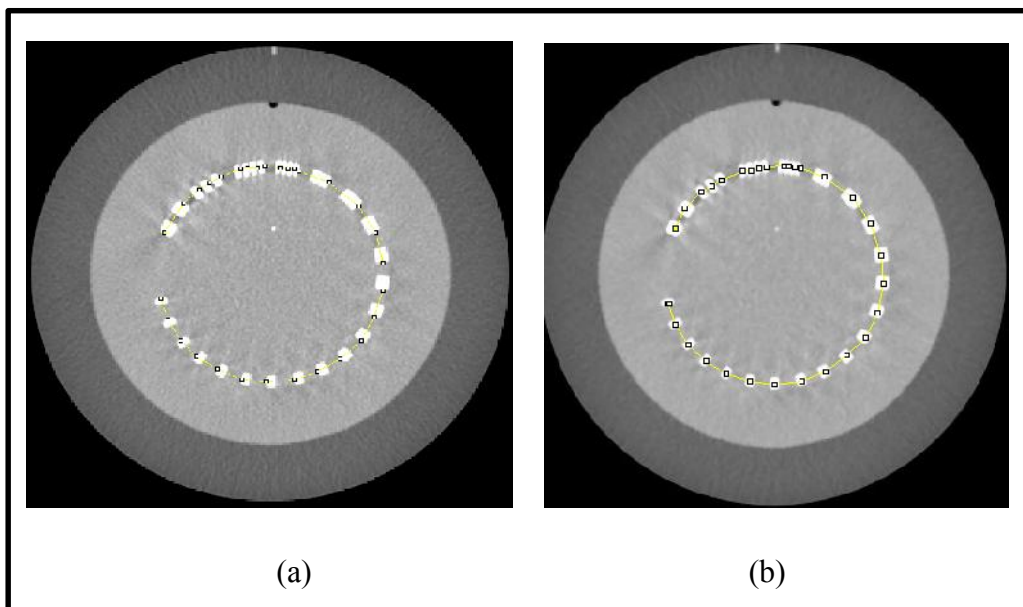
4.1.2 Citra Fantom Catphan® 600

4.1.2.1 Resolusi Spasial untuk Citra *CT Simulator*

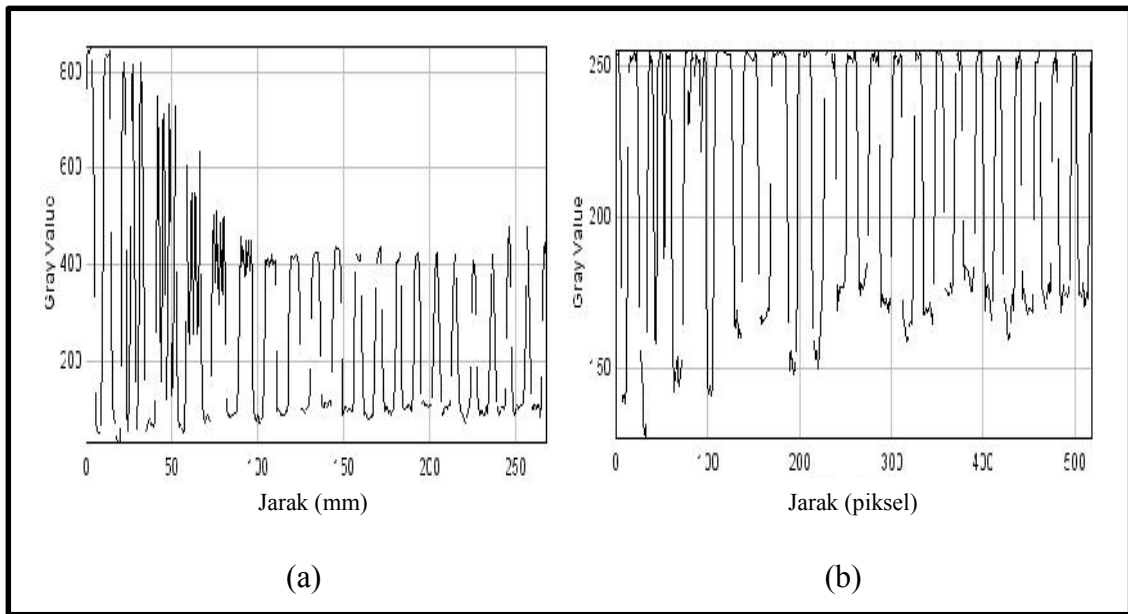
Pengujian resolusi spasial dapat dilakukan secara manual dan menggunakan program *ImageJ* yang ditunjukkan pada Gambar 4.3 sehingga hasilnya dapat ditampilkan pada Gambar 4.4.



Gambar 4.2 Potongan Citra CT *Simulator* Fantom Catphan® 600 (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter

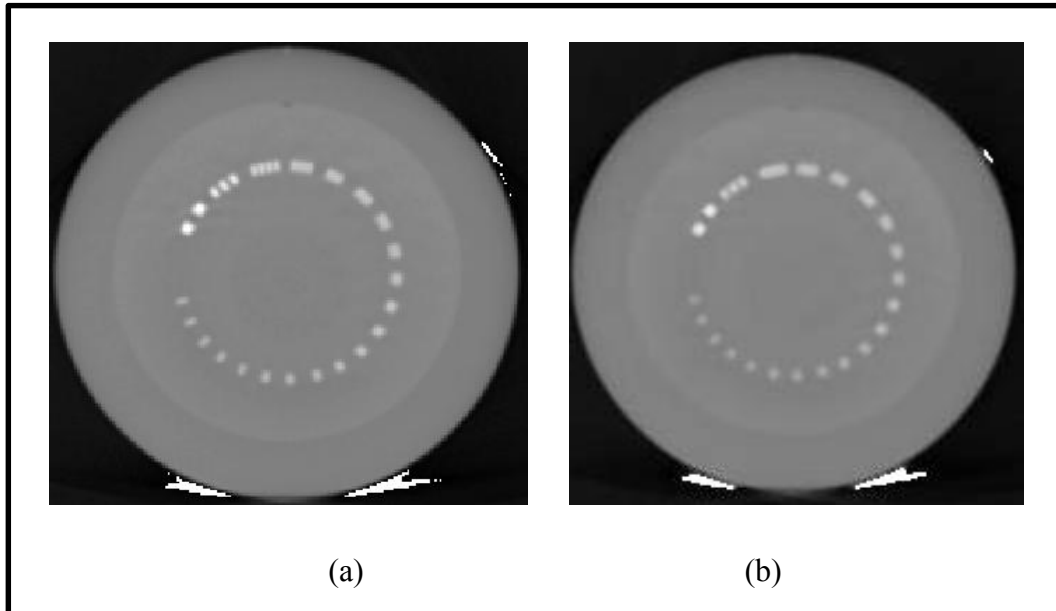


Gambar 4.3 Pengukuran Resolusi Spasial pada Potongan Citra CT *Simulator* Fantom Catphan® 600 (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter

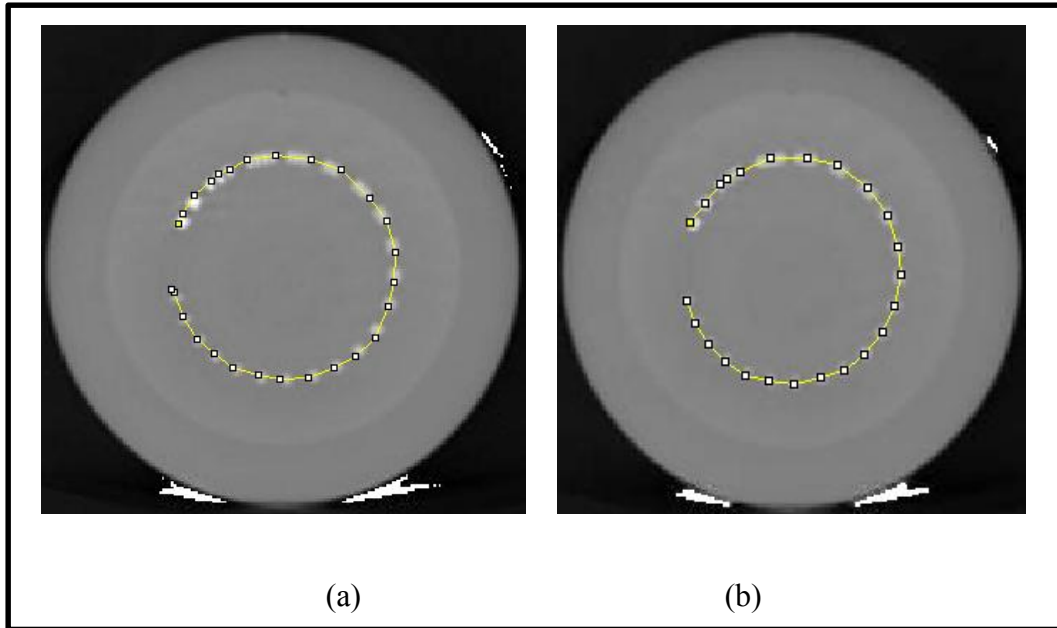


Gambar 4.4 Grafik Potongan Citra CT *Simulator* Fantom Catphan® 600 (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter

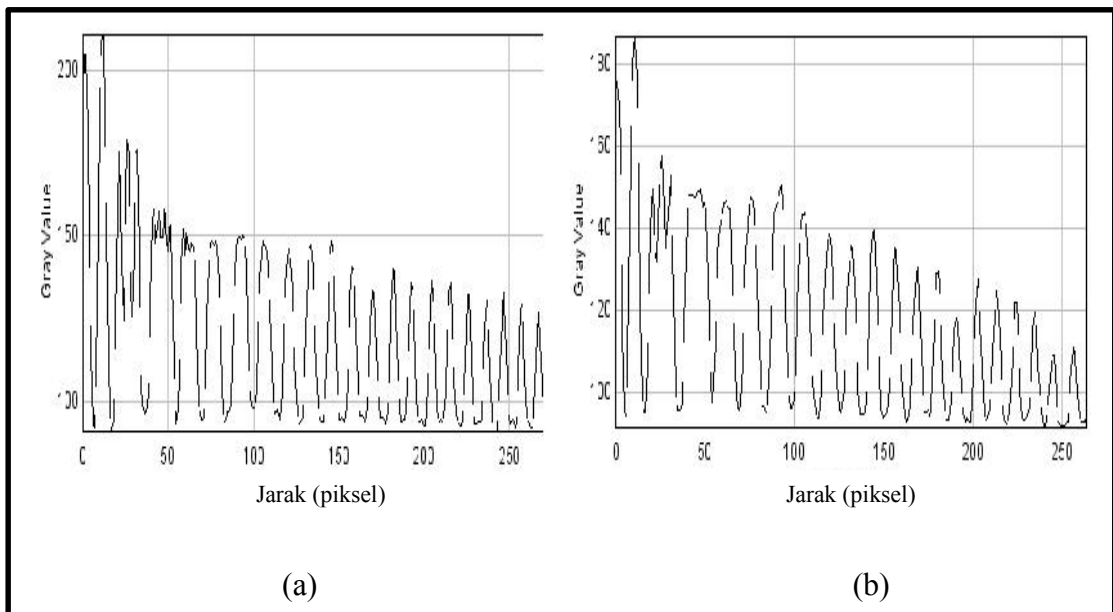
4.1.2.2 Resolusi Spasial untuk Citra CBCT



Gambar 4.5 Potongan Citra CBCT Fantom Catphan® 600 (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter



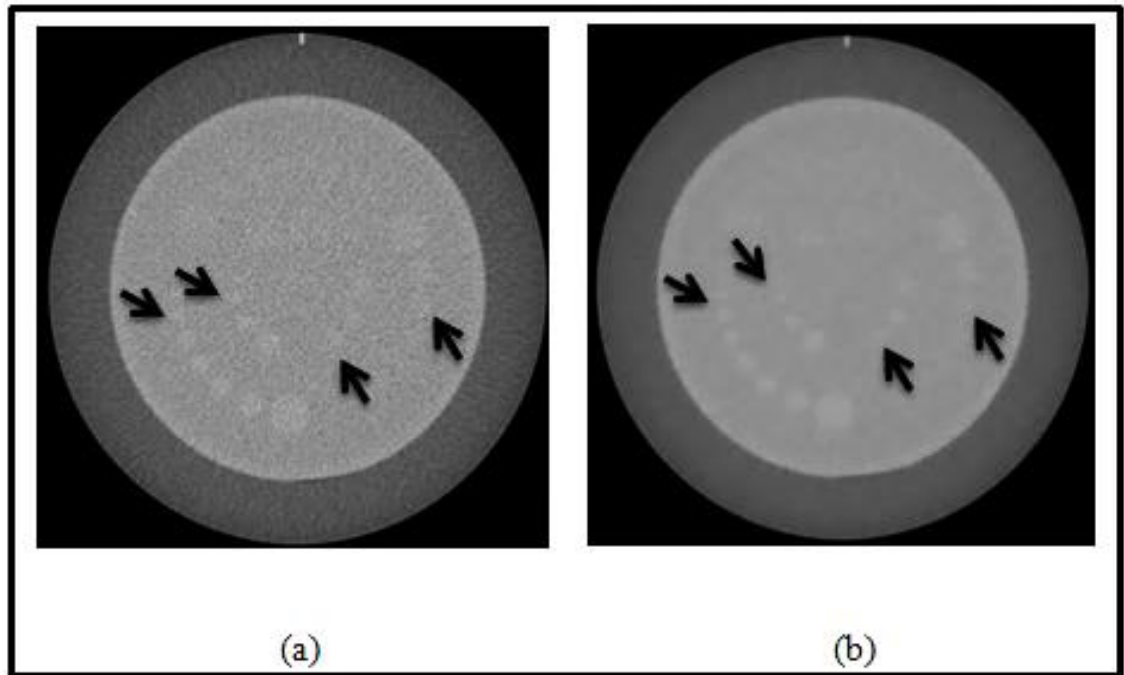
Gambar 4.6 Pengukuran Resolusi Spasial pada Potongan Citra CBCT Fantom Catphan® 600 (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter



Gambar 4.7 Grafik Potongan Citra CBCT Fantom Catphan® 600 (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter

4.1.2.3 Resolusi Kontras untuk Citra CT *Simulator*

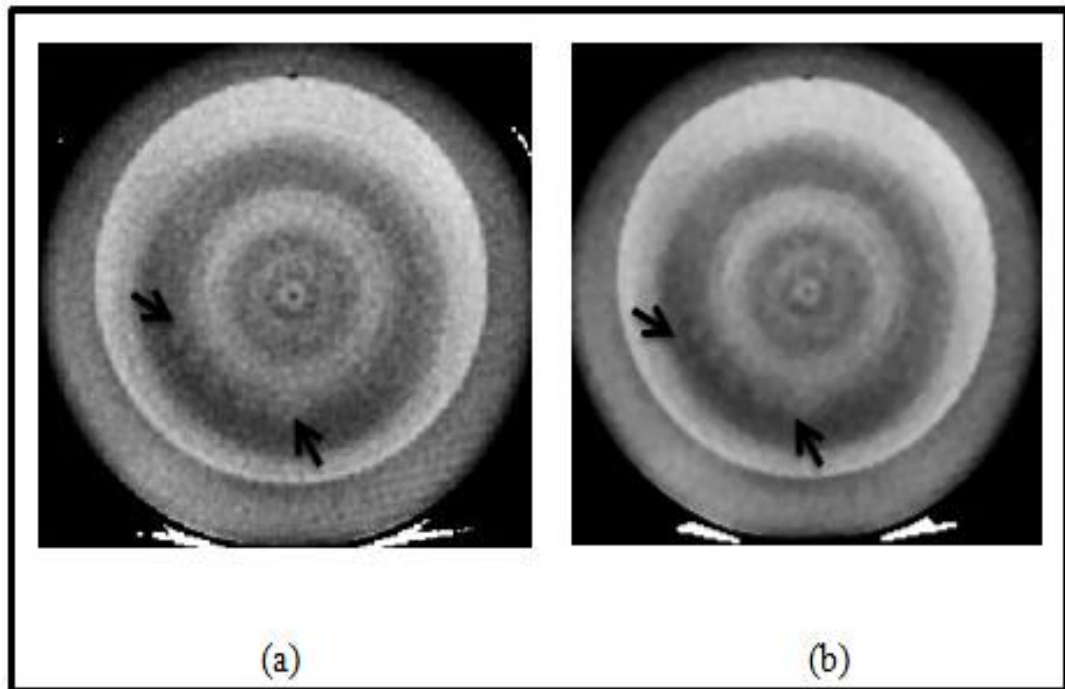
Pengujian resolusi kontras untuk citra CT *Simulator* dilakukan secara manual dan hasilnya dapat dilihat pada Tabel 4.2.



Gambar 4.8 Potongan Citra CT *Simulator* Fantom Catphan® 600 (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter

4.1.2.4 Resolusi Kontras untuk Citra CBCT

Pengujian resolusi kontras untuk citra CBCT juga dilakukan secara manual atau visual dan hasilnya dapat dilihat pada Tabel 4.3.



Gambar 4.9 Potongan Citra CBCT Fantom Catphan® 600 (a) Sebelum Difilter dan (b) Setelah Difilter

4.2 Pembahasan

4.2.1 Reduksi Artefak

Dari hasil yang didapatkan dalam penelitian ini, menunjukkan bahwa pada Gambar 4.1(a) merupakan citra yang memiliki artefak (belum difilter) sedangkan pada Gambar 4.1(b) menunjukkan hasil bahwa artefak yang terdapat pada citra CT *Scan* kepala tereduksi akibat dari pengimplementasian algoritma filter median dengan menggunakan program MATLAB 7.10.0 (R2010a). Dengan menggunakan program *ImageJ*, dapat diketahui nilai diameter *seed* yang terdapat pada citra. Diameter *seed* terbesar pada citra awal dan citra yang telah difilter akan diukur sebagai pembanding. Hasil dari pengukuran diameter *seed* dari 43

slice citra fantom kepala dapat dilihat pada Tabel 4.1 dan pada Lampiran 2. Karena luas lapangan citra awal berada pada satuan mm (format DICOM), sedangkan citra terfilter pada satuan pixel (format JPEG), untuk mengkonversinya digunakan Persamaan (4.2) dan hasilnya dapat dilihat pada Tabel 4.1.

$$D1 = \left(\frac{L1}{L2}\right) \times D2 \quad (4.2)$$

Dengan:

D1 = Diameter *seed* citra setelah difilter (mm)

D2 = Diameter *seed* citra setelah difilter (piksel)

L1 = Luas citra awal sebelum difilter (mm)

L2 = Luas citra setelah difilter (piksel)

Tabel 4.1 Diameter *Seeds* Terhadap Diameter Asli *Seeds* pada Fantom Kepala

Sampel Citra (43 <i>Slice</i>)	Perbedaan Rata-Rata (Nilai Error) Diameter <i>Seeds</i>	Standar Deviasi
Sebelum Difilter	± 42 %	0,178
Setelah Difilter	± 13 %	0,113

Tabel 4.1 menunjukkan bahwa diameter *seed* pada citra sebelum difilter memberikan nilai yang sangat jauh dari ukuran aslinya (4 mm) yaitu sebesar ± 42 %, sedangkan citra setelah difilter mengalami perubahan nilai yang semakin

mendekati ukuran diameter *seed* aslinya yaitu sebesar $\pm 13\%$ sehingga geometri dari ukuran *seed*nya masih dapat diperkirakan ketika pemberian dosis dilakukan.

4.2.2 Analisis Citra

4.2.2.1 Resolusi Spasial untuk Citra CT Simulator

Pengukuran resolusi spasial dapat dilakukan secara manual (visual) ataupun dengan menggunakan program *ImageJ*. Pada Gambar 4.2 untuk pengukuran secara manual, pada citra (a) dan (b) menunjukkan bahwa *line pairs* yang dapat terlihat ada 4 lp/cm. Pada Gambar 4.3 untuk pengukuran menggunakan program *ImageJ*, pada citra (a) menunjukkan bahwa *line pairs* yang dapat terlihat ada 6 lp/cm, sedangkan pada citra (b) yang dapat terlihat ada 3 lp/cm.

4.2.2.2 Resolusi Spasial untuk Citra CBCT

Gambar 4.5 untuk pengukuran secara manual, pada citra (a) menunjukkan bahwa *line pairs* yang dapat terlihat ada 4 lp/cm, sedangkan pada citra (b) yang dapat terlihat ada 3 lp/cm. Pada Gambar 4.6 untuk pengukuran menggunakan program *ImageJ*, pada citra (a) menunjukkan bahwa *line pairs* yang dapat terlihat ada 3 lp/cm, sedangkan pada citra (b) yang dapat terlihat ada 2 lp/cm. Ini memberikan kesimpulan bahwa resolusi spasial dari citra tersebut mengalami penurunan nilai sehingga kualitas citra juga berkurang.

4.2.2.3 Resolusi Kontras untuk Citra CT Simulator

Pengukuran resolusi kontras pada Gambar 4.8 (a) dan (b) menunjukkan hasil yang sama, hanya saja pada Gambar (b) terlihat adanya pengurangan *noise*. Pada bagian *Supra-Slice* untuk target kontras 1% diameter terendah yang terlihat pada 5 mm, target kontras 0.5% terlihat pada 8 mm, pada target kontras 0,3% diameter yang ada tidak dapat terlihat. Pada bagian *Sub-Slice* untuk target kontras 1% dengan panjang 7 mm dan 5 mm menunjukkan diameter terendah yang dapat terlihat yaitu masing-masing sampai 5 mm, sedangkan diameter yang ada pada panjang 3 mm tidak dapat terlihat. Dengan menggunakan Persamaan 2.2, nilai konstanta dapat dilihat pada Tabel 4.2 dan 4.3. Semakin besar nilai konstanta yang dihasilkan maka semakin baik pula resolusi kontras citra tersebut.

Tabel 4.2 Nilai Konstanta dari Perhitungan Kontras dan Diameter

<i>Supra-Slice</i>			<i>Sub-Slice</i>		
Target Diameter	Nilai Target Kontras	Konstanta	Target Diameter	Nilai Target Kontras	Konstanta
5 mm	1%	5 mm	5 mm	Jarak 7 mm	5 mm
8 mm	0.5%	4 mm	5 mm	Jarak 5 mm	5 mm

4.2.2.4 Resolusi Kontras untuk Citra CBCT

Sama seperti pada citra CT Simulator, pengukuran kontras resolusi untuk citra CBCT juga menunjukkan hasil yang tidak jauh berbeda terhadap Gambar 4.9 (a) dan (b), namun *noise* pada Gambar 4.9 (b) terlihat berkurang daripada Gambar 4.9

(a). Resolusi kontras pada Gambar (a) dan (b) hanya memperlihatkan diameter pada bagian *Supra-Slice* yaitu 6 mm untuk kontras target 1%. Sedangkan untuk kontras target 0.3%, 0.5% dan diameter pada bagian *Sub-Slice* tidak terlihat karena citra awal yang diperoleh kurang optimal.

Ini memberikan kesimpulan bahwa penggunaan filter median untuk citra fantom Catphan® 600 CT *Simulator* dan CBCT tersebut tidak mempengaruhi nilai resolusi kontras.

Tabel 4.3 Nilai Konstanta dari Perhitungan Kontras dan Diameter

<i>Supra-Slice</i>		
Target Diameter	Nilai Target Kontras	Konstanta
6 mm	1 %	6 mm

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

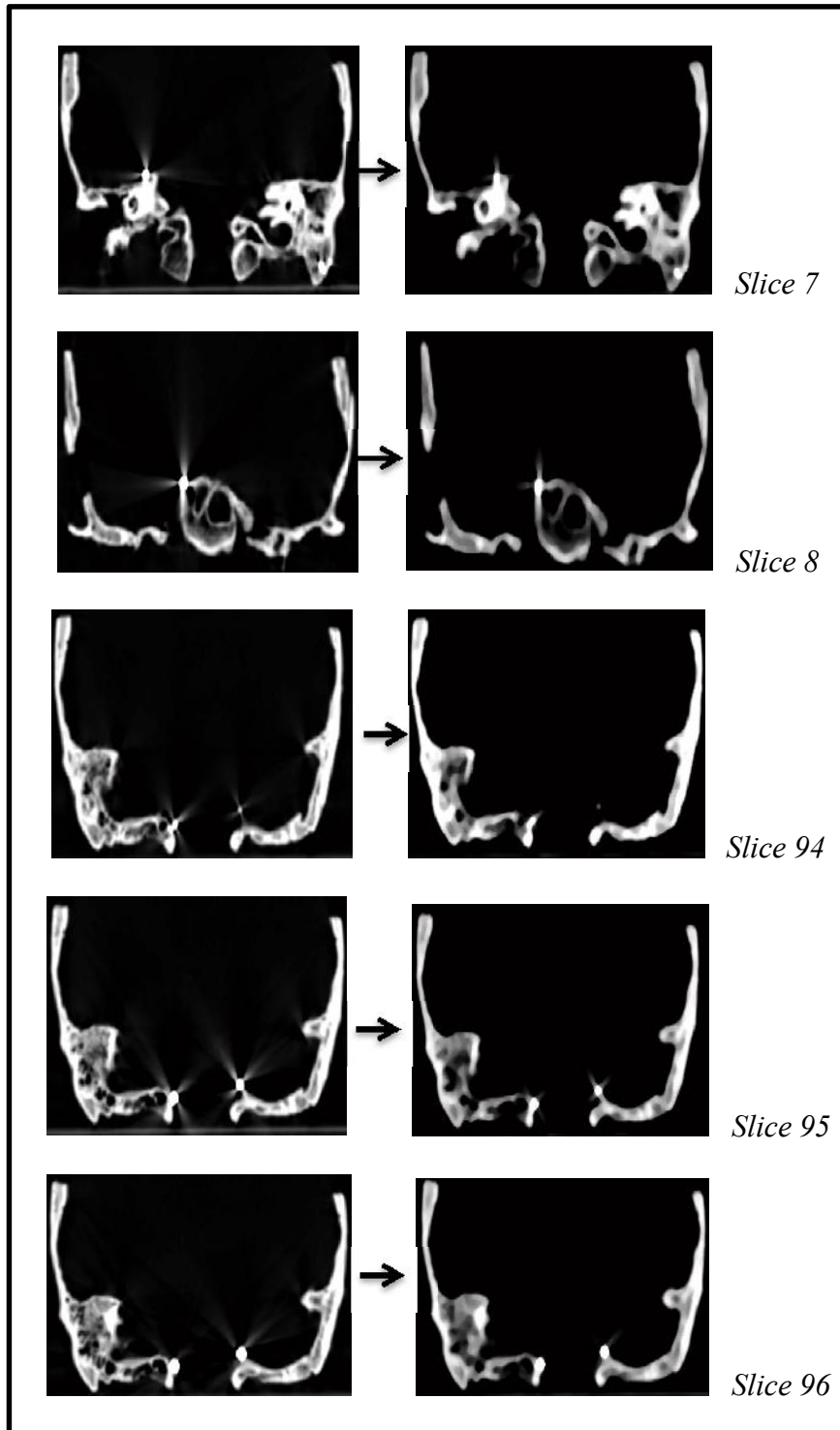
1. Artefak yang ada pada citra kepala dapat direduksi dengan algoritma filter median. Berdasarkan hasil pengujian resolusi spasial, filter median tidak cukup baik untuk digunakan karena menurunkan tingkat resolusi spasial yang terlalu jauh.
2. Perbedaan rata-rata diameter *seeds* berdasarkan ukuran standar *seeds* (4mm) sebesar $\pm 13\%$ dari pengolahan 43 *slice* sampel citra CT *Scan* kepala setelah difilter. Ini menunjukkan bahwa geometri *seed* semakin baik digunakan dalam kalkulasi pemberian dosis.

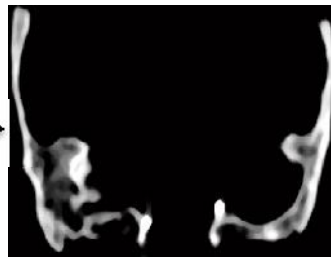
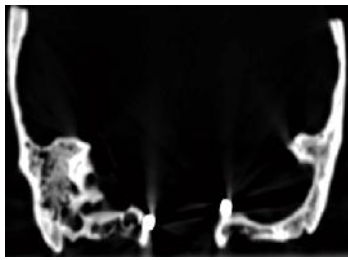
5.2 Saran

1. Perlu melakukan penelitian lebih lanjut untuk penggunaan filter lain yang dapat menghasilkan resolusi spasial citra menjadi semakin baik.
2. Pengolahan citra dengan mendesain algoritma filter dengan Program yang lain, misalnya menggunakan C++.

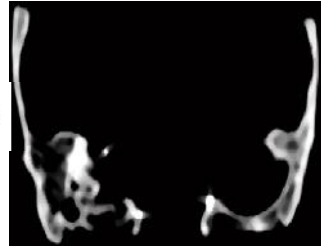
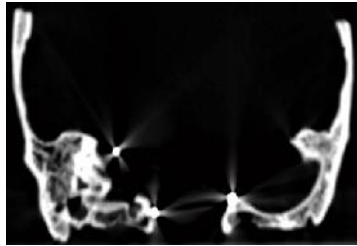
LAMP IRAN 1

40 *slice* citra fantom kepala sebelum dan setelah difilter

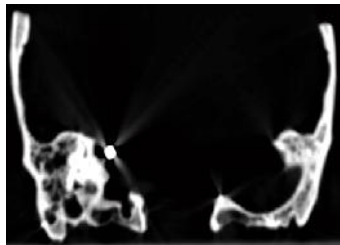




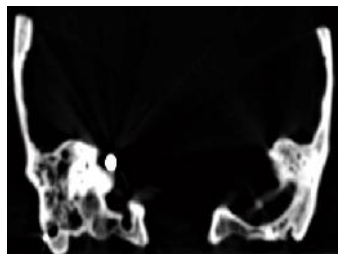
Slice 97



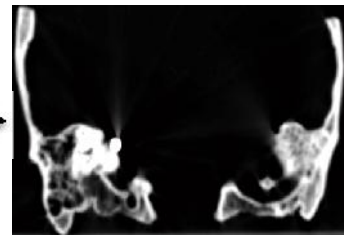
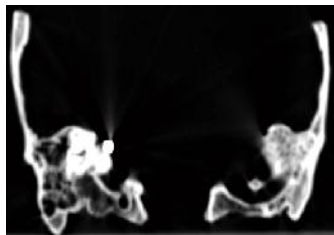
Slice 98



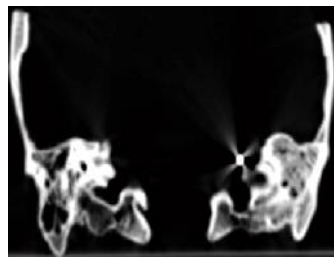
Slice 99



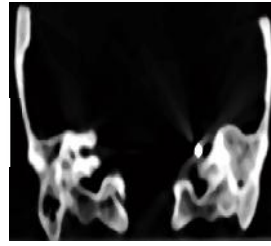
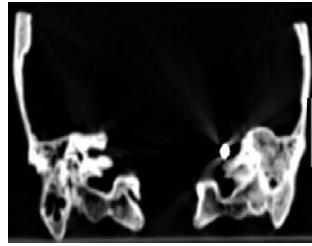
Slice 100



Slice 101



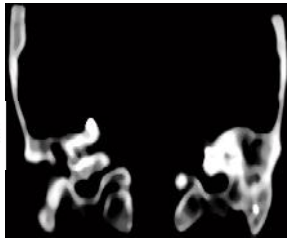
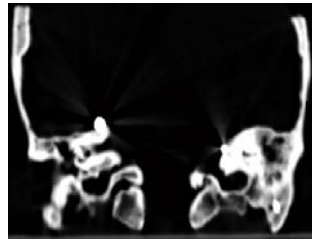
Slice 102



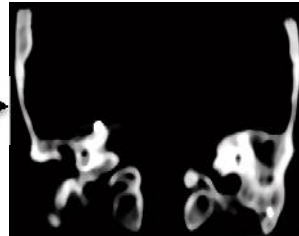
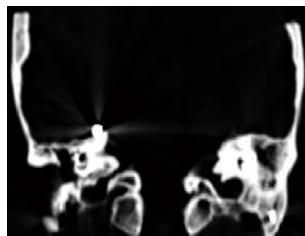
Slice 103



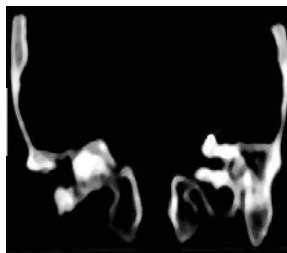
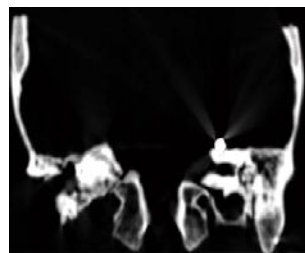
Slice 105



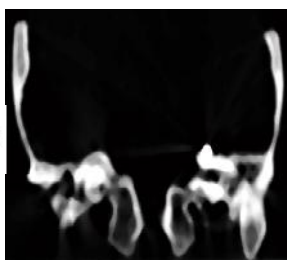
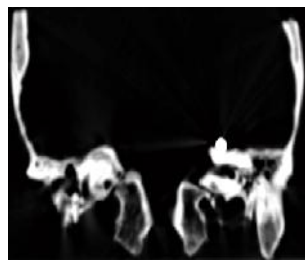
Slice 106



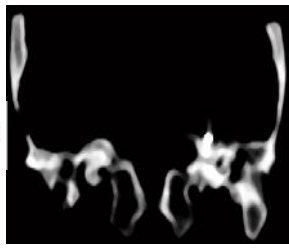
Slice 107



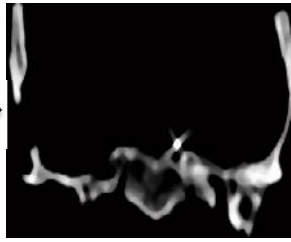
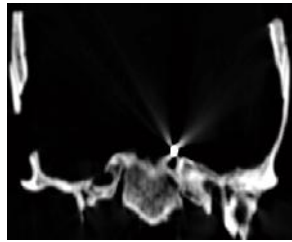
Slice 109



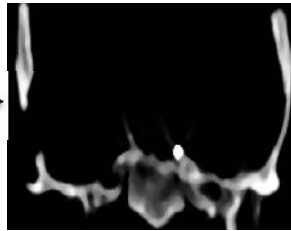
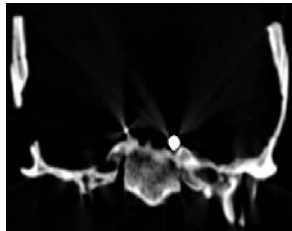
Slice 110



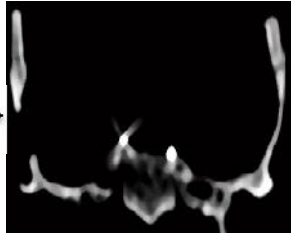
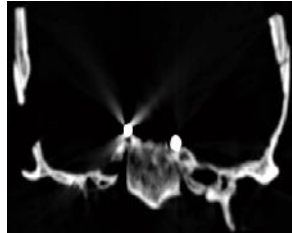
Slice 111



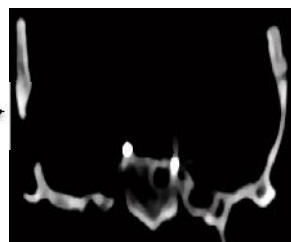
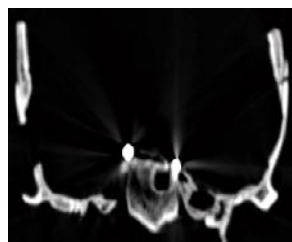
Slice 116



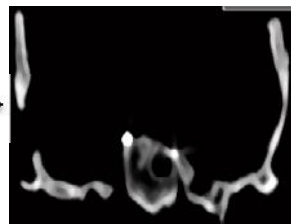
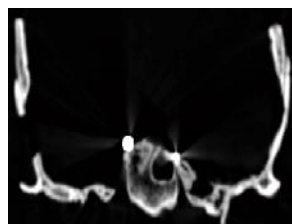
Slice 117



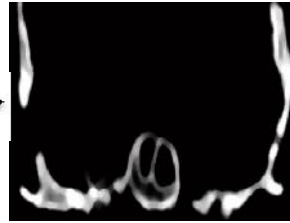
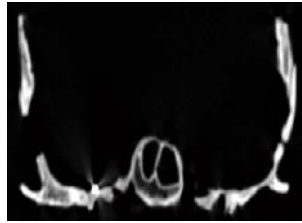
Slice 118



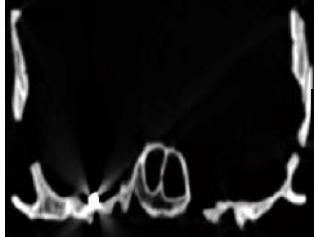
Slice 119



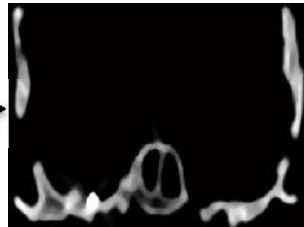
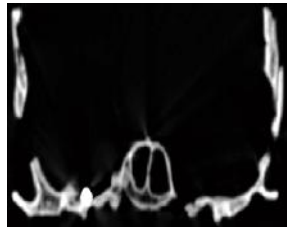
Slice 120



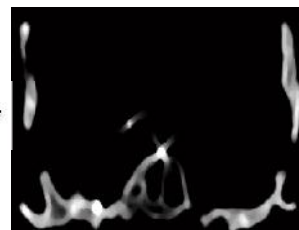
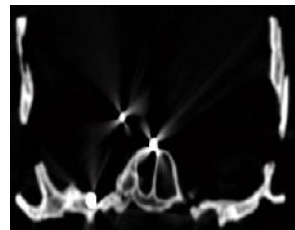
Slice 122



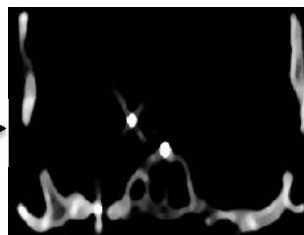
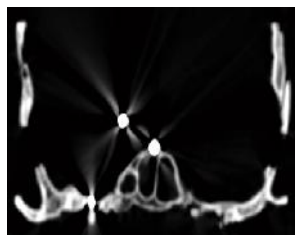
Slice 123



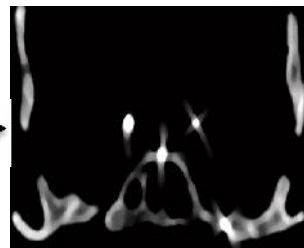
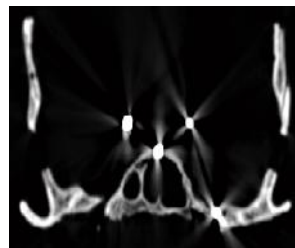
Slice 124



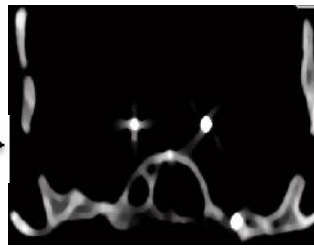
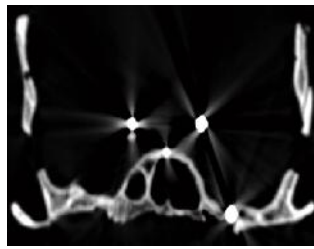
Slice 125



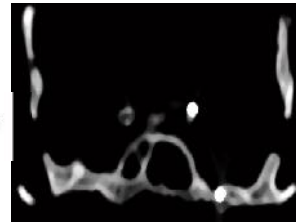
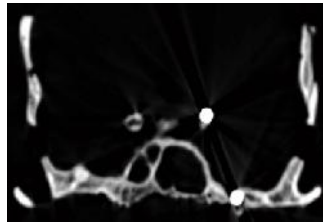
Slice 126



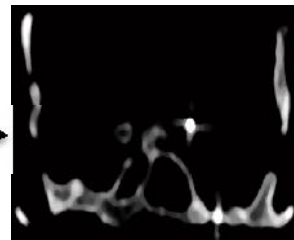
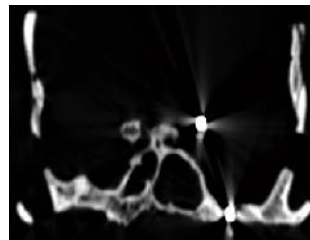
Slice 127



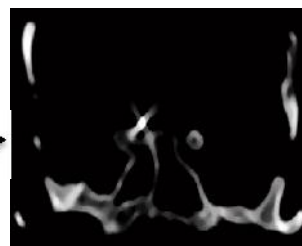
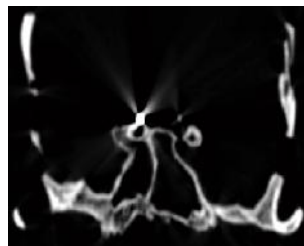
Slice 128



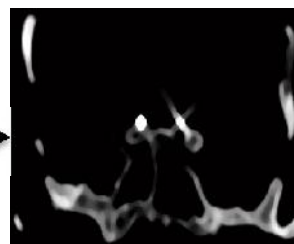
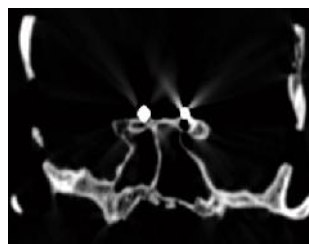
Slice 129



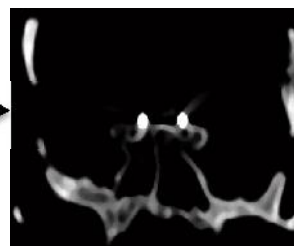
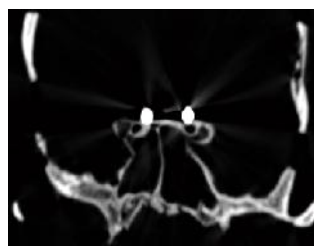
Slice 130



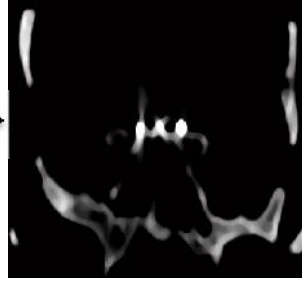
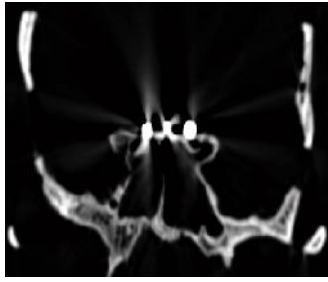
Slice 131



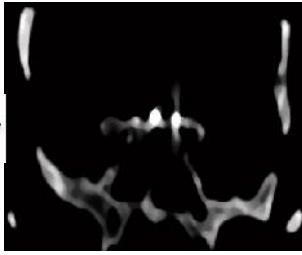
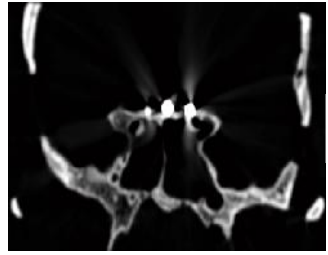
Slice 132



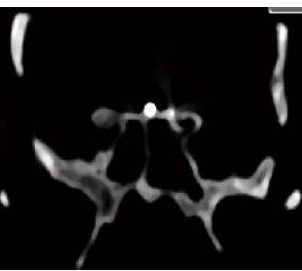
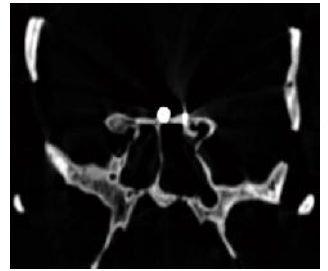
Slice 133



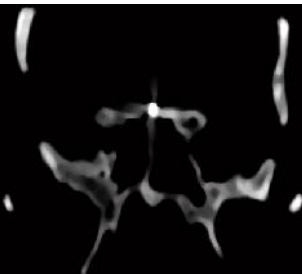
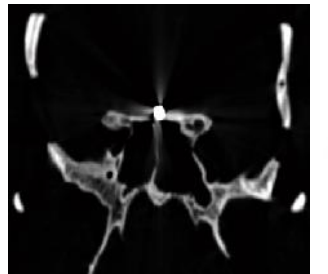
Slice 134



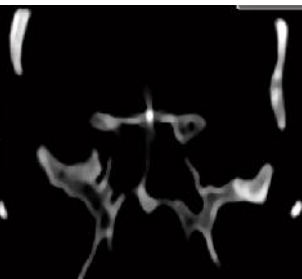
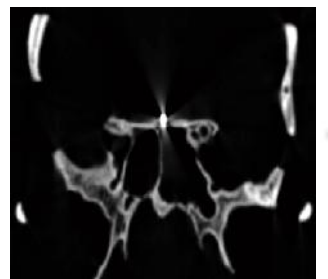
Slice 135



Slice 136



Slice 137



Slice 138

LAMPIRAN 2

Perhitungan diameter *seed* (geometri *seed*) pada 43 *slice* citra fantom kepala

Citra Awal (174x174) mm		
<i>Slice</i>	Diameter (mm)	Nilai <i>Error</i>
7	4,7	0,175
8	5,5	0,375
94	4,4	0,1
95	6,3	0,575
96	6,2	0,55
97	5,8	0,45
98	6	0,5
99	5,4	0,35
100	6,3	0,575
101	6,1	0,525
102	4	0
103	6,3	0,575
104	5,9	0,475
105	6,8	0,7
106	6,4	0,6
107	6,2	0,55
108	4,6	0,15
109	5,7	0,425
110	6,7	0,675
111	6,3	0,575
112	4,6	0,15
116	4,4	0,1
117	5,7	0,425
118	5,7	0,425
119	6,2	0,55
120	6,1	0,525
122	3,8	0,05
123	5,5	0,375
124	6,2	0,55
125	6,1	0,525
126	6,1	0,525
127	6,4	0,6
128	6	0,5
129	6,3	0,575
130	5,7	0,425
131	5,1	0,275
132	5,8	0,45
133	6,1	0,525
134	6,1	0,525

135	5,8	0,45
136	6	0,5
137	5,4	0,35
138	5,2	0,3
	Rata-Rata	0,429 = 42,9 %
	S	0,178

Citra Terfilter (676x676) piksel			
<i>Slice</i>	Diameter (piksel)	Diameter (mm)	Nilai <i>Error</i>
7	10,8	2,77	0,30
8	14,2	3,65	0,08
94	10,8	2,77	0,30
95	13,6	3,5	0,12
96	16,2	4,16	0,04
97	12,1	3,11	0,22
98	14,2	3,66	0,08
99	14,2	3,66	0,08
100	14,2	3,66	0,08
101	11,4	2,93	0,26
102	16,2	4,16	0,042
103	16,2	4,16	0,04
104	16,8	4,32	0,08
105	17,2	4,42	0,12
106	17,2	4,42	0,12
107	8,2	2,11	0,47
108	15,8	4,06	0,01
109	15,8	4,06	0,0
110	15,8	4,06	0,01
111	15,8	4,06	0,01
112	10,3	2,65	0,33
116	10,3	2,65	0,33
117	14,2	2,65	0,33
118	14,2	3,65	0,08
119	14,2	3,65	0,08
120	14,2	3,65	0,08
122	11,7	3,02	0,25
123	14,2	3,65	0,08
124	16,8	4,32	0,08
125	16,8	4,32	0,08
126	13,9	3,57	0,10
127	16,8	4,32	0,08
128	16,8	4,32	0,08
129	15,8	4,32	0,08
130	16,2	4,16	0,04
131	12,4	3,19	0,20
132	12,8	3,29	0,17

133	16,8	4,32	0,08
134	15,8	4,06	0,01
135	15	3,86	0,03
136	15	3,86	0,03
137	15,2	3,91	0,021
138	11,4	2,93	0,266
		Rata-Rata	0,128 = 12,8 %
		s	0,113

Rumus :

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \text{ atau } \sqrt{\frac{\sum x_i^2 - \frac{(\sum x_i)^2}{n}}{n-1}}$$

s = Standar Deviasi

$$\text{Nilai Error} = \left| \frac{\text{Diameter Asli Seed} - \text{Diameter Terukur Seed}}{\text{Diameter Asli Seed}} \right|$$

Diameter asli *seed* = 4 mm

Daftar Pustaka

1. Wijaya, Marvin Ch., Agus Prijono (2007). *Pengolahan Citra Digital Menggunakan Matlab*. Bandung. Informatika.
2. Bertalya (2005). *Representasi Citra*. Depok. Universitas Gunadarma.
3. J.D. Bronzino (2000). *The Biomedical Engineering Handbook 2nd Edition, vol. 1*. CRC Press, Boca Raton.
4. Susworo, R. (2007). *Radioterapi, Dasar-Dasar Radioterapi dan Tata Laksana Radioterapi Penyakit Kanker*. Jakarta. Universitas Indonesia (UI Press).
5. Milvita, Dian (2004). *Dosimetri Sumber Iridium-192 Bentuk Siglepin dengan Metode Monte Carlo: Recommendations of the American Association of Physists in Medicine Task Goup No. 43. (1995)*. Jakarta. Tesis. Universitas Indonesia.
6. Podgorsak, E.B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teacher And Students*. Vienna. International Atomic Energy Agency.
7. Seeram, E (1982). *Computed tomography technology*, Philadelphia, WB Saunders.
8. Hafid, Tibe (2012). *Analisis Nilai Noise Citra CT Scan dengan Variasi Filter dan Faktor Eksposi*. Makassar. Skripsi. Universitas Hasanuddin.
9. Capthan Manual (2006). *The Phantom Laboratory Capthan® 600 Manual*.

10. Busberg, J. T., et al. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging. Second Edition*. Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins.
11. Maulianti (2012). *Perbandingan Kualitas Citra pada Sistem Cone Beam Computed Tomography Simulator*. Jakarta. Skripsi. Universitas Indonesia.
12. Lehmann, J., et al. 2007. *Commissioning Experience with Cone-Beam Computed Tomography for Image Guided Radiation Therapy*. Journal of applied clinical medical physics, Vol. 8 No.8.
13. Prasetyo, Eko (2011). *Pengolahan Citra Digital dan Aplikasinya Menggunakan Matlab*. Yogyakarta. Andi.
14. Wolfgang Birkfellner, et. al. (2003). *Computer Enhanced Stereoscopic Vision In A Head Mounted Operating Binocular*. Institute of Physics Publishing Ltd.

