



**ANALISIS *NOISE* BERDASARKAN *SLICE THICKNESS*
DENGAN TEKNIK IRISAN AXIAL PADA CITRA
*COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN (CT-SCAN)***

SKRIPSI

Oleh

**Rela Gusti Ayu
NIM 131810201075**

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2018**



**ANALISIS *NOISE* BERDASARKAN *SLICE THICKNESS*
DENGAN TEKNIK IRISAN AXIAL PADA CITRA
*COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN (CT-SCAN)***

SKRIPSI

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat
untuk menyelesaikan Program Studi Fisika (S1)
dan mencapai gelar Sarjana Sains

Oleh

**Rela Gusti Ayu
NIM 131810201075**

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2018**

PERSEMBAHAN

Skripsi ini saya persembahkan untuk:

1. Kedua orang tua tercinta bapak Suhari dan ibu Astuti, terimakasih atas kasih sayang, do'a, dukungan dan pengorbanan yang luar biasa yang telah diberikan selama ini, semoga Allah SWT melimpahkan rahmat dan kasih sayang-Nya;
2. Kakak tercinta Rice Yunia Astriana (Almarhumah) yang selalu menjadi motivasi selama ini;
3. Adek tercinta Dadio Sarwo Kuncoro yang telah memberi dukungan selama ini;
4. Seluruh keluarga besar yang telah memberikan bimbingan, dukungan, serta motivasi dalam menyelesaikan skripsi ini;
5. Para guru dan dosen, terimakasih telah memberikan ilmu, dukungan dan bimbingan dengan penuh perhatian dan kesabaran;
6. Keluarga besar Fisika angkatan 2013 yang telah memberikan keceriaan, motivasi, dan kenangan yang tak terlupakan;
7. Para sahabat Amalia, Im, Kholif, Jamal, Angel, Septia, Darma, Ririn, Aprizal, Taufiq dan Diana yang telah memberikan cerita yang tak terlupakan;
8. Sahabat tercinta Rizky Eka Aulia, Novita Kartika Dewi, Khusnul Rahmining Ati dan Munfarida Rizki Mutamimah yang telah memberikan semangat dan dukungan;
9. Almamater kebanggaan Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

MOTO

“Ketetapan Allah pasti datang, maka jangan lah kamu meminta agar dipercepat (datang)nya. Maha suci Allah dan Maha tinggi Dia dari apa yang mereka persekutukan”

(terjemahan Surat *An-Nahl* ayat 1)*

“Sepotong intan terbaik dihasilkan dari dua hal: suhu dan tekanan tinggi di perut bumi. Semakin tinggi suhu yang diterimanya, semakin tinggi tekanan yang diperolehnya. Jika dia bisa bertahan, tidak hancur, dia justru berubah menjadi intan yang berkilau tiada tara. Keras. Kokoh. Mahal harganya.**)”

*) Departemen Agama Republik Indonesia. 1998. *Al Qur'an dan Terjemahannya*. Semarang: PT Kumudasmoro Grafindo.

***) Tere Liye. 2013. *Negeri Di Ujung Tanduk*. Jakarta: Gramedia Pustaka Utama.

PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Relu Gusti Ayu

NIM : 131810201075

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa karya ilmiah yang berjudul: *Analisis Noise Berdasarkan Slice Thickness Dengan Teknik Irisan Axial Pada Citra Computed Tomography Scan (Ct-Scan)* adalah benar-benar hasil karya sendiri, kecuali kutipan yang sudah saya sebutkan sumbernya, belum pernah diajukan pada institusi mana pun dan bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Penelitian ini merupakan bagian dari penelitian bersama dosen dan mahasiswa, dan hanya dapat dipublikasikan dengan mencantumkan nama dosen pembimbing.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa ada tekanan dan paksaan dari pihak mana pun serta bersedia mendapatkan sanksi akademik jika ternyata di kemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, 25 Juli 2018

Yang menyatakan,

(Relu Gusti Ayu)

NIM 131810201075

SKRIPSI

**ANALISIS NOISE BERDASARKAN SLICE THICKNESS DENGAN
TEKNIK IRISAN AXIAL PADA CITRA
COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN (CT-SCAN)**

Oleh:

**Rela Gusti Ayu
NIM 131810201075**

Pembimbing

Dosen Pembimbing Utama	: Dra. Arry Yuariatun Nurhayati, M.Si
Dosen Pembimbing Anggota	: Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, Msc., Ph. D
Dosen Pembimbing Lapangan	: Betty Rahayuningsih, S. Si., M. Si

PENGESAHAN

Skripsi yang berjudul “ Analisis *Noise* Berdasarkan *Slice Thickness* Dengan Teknik Irisan Axial Pada Citra *Computed Tomography Scan (CT-Scan)*” telah di uji dan disahkan pada:

hari, tanggal :

tempat : Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Tim Penguji:

Ketua,

Sekretaris,

Dra. Arry Yuariatun Nurhayati, M. Si
NIP 19610909 198601 2 001

Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, M.Sc., Ph.D
NIP 19620311 198702 1 001

Pembimbing Lapangan



Betty Rahayuningsih, S.Si., M.Si.
NIP 197103061999032001

Anggota I,

Anggota II,

Nurul Priyantari, S.Si., M.Si.
NIP 19700327 199702 2 001

.Drs. Sujito Ph.D
NIP 196102041987111001

Mengesahkan

Dekan Fakultas MIPA,

.Drs. Sujito Ph.D
NIP 196102041987111001

RINGKASAN

Analisis Noise Berdasarkan *Slice Thickness* Dengan Teknik Irisan Axial Pada Citra *Computed Tomography Scan (CT-Scan)*; Rela Gusti Ayu, 131810201075; 2018: halaman 41; Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

CT-scan (*Computed Thomography scan*) merupakan alat diagnostik dengan teknik radiografi dengan menggunakan sinar-X berenergi tinggi. Hasil *scanning* data dari CT digunakan untuk mengetahui, melihat atau memberikan diagnosis yang dipresentasikan pada citra tersebut, sehingga diperlukan suatu gambar citra yang bagus agar memudahkan mendiagnosa suatu kelainan. Kualitas citra yang baik dipengaruhi oleh beberapa faktor, salah satu faktor tersebut adalah *noise*. *Noise* adalah fluktuasi (standart deviasi) nilai CT pada jaringan atau materi yang homogen, salah satu faktor yang mempengaruhi *noise* yaitu *slice thickness*. *Slice thickness* yaitu tebalnya irisan atau potongan dari objek yang diperiksa. Oleh karena itu pemilihan *slice thickness* yang tepat perlu diperhatikan dengan mempertimbangkan kualitas yang baik tanpa mengurangi informasi penting yang disampaikan pada citra tersebut.

Tujuan penelitian ini untuk menganalisa *noise* yang dihasilkan berdasarkan nilai SD dari proses ROI dengan variasi *slice thickness* yang digunakan. *Noise* dapat diidentifikasi dengan melakukan *scanning water phantom* sebagai objek yang merupakan suatu bentuk permodelan dari objek manusia. *Scanning* dilakukan beberapa kali dengan pemilihan variasi *slice thickness*. Penelitian ini menggunakan 11 variasi *slice thickness* yang dianalisis. Masing-masing hasil citra tersebut dilakukan analisis ROI dengan menggunakan 5 titik ROI pada masing-masing *slice* untuk mendapatkan nilai standar deviasi sebagai representasi dari *noise*. Analisis berikutnya untuk mengetahui apakah *noise* tersebut masih dalam standar yang ditetapkan oleh Bapeten yang dilakukan perhitungan *noise* koreksi untuk membandingkan *noise* kondisi *scanning* dengan kondisi standar dan dianalisis secara statistik dengan menggunakan uji-F.

Berdasarkan hasil analisis dan pembahasan, nilai *noise* yang dihasilkan berdasarkan nilai SD dari proses ROI setiap perubahan *slice thickness* bervariasi, semakin tebal *slice thickness* maka SD akan semakin kecil begitu pula sebaliknya semakin tipis *slice thickness* SD akan semakin besar. Berdasarkan perhitungan nilai *noise* koreksi yang diperoleh secara keseluruhan dapat dikatakan bahwa nilai tersebut masih dalam batas toleransi karena nilai *noise* keseluruhan ≤ 2 . Hasil pengukuran nilai *noise* tersebut secara keseluruhan masih dalam batas normal. Menurut Bapeten (2011) nilai *noise* masih terjaga apabila selisih dari nilai CT kurang dari sama dengan 2, sehingga berdasarkan perhitungan rata-rata dari *noise* koreksi di bawah 2. Berdasarkan uji statistika didapatkan nilai signifikansi P sebesar 0,1834 ($P > 0,01$) dan diperoleh nilai $F_{hitung} < F_{tabel}$ ($1,8025 < 4,8491$) sehingga hal ini menunjukkan bahwa tidak terdapat perbedaan rata-rata antara nilai *slice thickness* dengan nilai SD. Mengacu pada hasil dapat disimpulkan bahwa tidak terdapat

pengaruh terhadap SD yang dihasilkan dengan variasi *slice thickness* yang digunakan. Pengaruh antara *slice thickness* terhadap nilai *noise* koreksi berdasarkan pengujian uji F diperoleh nilai $P=0.00$ ($P < 0.01$) atau nilai $F_{hitung} > F_{tabel}$ ($117.3045 > 4.8491$). Pengujian tersebut menunjukkan bahwa *slice thickness* berpengaruh terhadap nilai *noise* koreksi.



PRAKATA

Puji syukur kehadiran Allah SWT yang senantiasa memberikan rahmat dan hidayat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Analisis *Noise Berdasarkan Slice Thickness Dengan Teknik Irisan Axial Pada Citra Computed Tomography Scan (Ct-Scan)*”, sebagai salah satu persyaratan untuk menyelesaikan pendidikan program strata satu (S1) Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Jember.

Penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Dra. Arry Yuariatun Nurhayati, M. Si, selaku Dosen Pembimbing Utama, Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, M.Sc., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing Anggota dan Betty Rahayuningsih S.Si., M.Si., selaku Pembimbing Lapangan yang telah meluangkan waktu, pikiran dan bimbingannya dalam penulisan skripsi ini;
2. Nurul Priyantari, S. Si., M. Si., selaku Dosen Penguji I dan Drs. Sujito, Ph. D., selaku Dosen Penguji II yang telah memberikan kritik dan saran demi kebaikan skripsi ini;
3. Ka. BPFK Surabaya beserta seluruh staf BPFK Surabaya dan radiografer beserta staff Instalasi Radiologi RSUD H. Koesnadi Bondowoso, yang telah membantu selama proses penitilian;
4. Tim Biofisika Nia Nastiti Nariswari, Retno Aprilina, Mawar Habibi Jannah dan M. Lukman Hidayah yang selalu memberi semangat dan dukungan;
5. Teman-teman seperjuangan angkatan 2013 yang telah memberi dukungan selama ini.

Penulis juga menerima segala kritik dan saran dari semua pihak demi kesempurnaan skripsi ini. Akhirnya penulis berharap, semoga skripsi ini dapat bermanfaat.

Jember, Juni 2018

Penulis

DAFTAR ISI

Halaman

HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSEMBAHAN	iii
HALAMAN MOTO	iv
HALAMAN PERNYATAAN	v
HALAMAN PEMBIMBINGAN	vi
LEMBAR PENGESAHAN	vii
RINGKASAN	viii
PRAKATA	x
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR LAMPIRAN	xv
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	5
1.3 Batasan Masalah	5
1.4 Tujuan	5
1.5 Manfaat	5
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1 Computed Tomography Scanning (CT Scan)	6
2.2 Komponen Dasar pesawat CT scan	6
2.3 Proses Pembentukan Gambar pada CT Scan	7
2.3.1 Akuisisi Data	7
2.3.2 Rekontruksi Citra.....	9
2.4 Parameter Rekontruksi Citra	10
2.5 Parameter Pencitraan CT Scan	11
2.6 Kualitas Citra Computed Tomography Scanning	13

2.7 Pengertian <i>Noise</i> pada <i>CT scan</i>	14
2.8 Koefisien Atenuasi	16
2.9 Standar Kualitas Citra <i>CT scan</i>	17
2.10 DICOM <i>viewer</i>	18
2.11 <i>Phantom</i>	19
BAB 3. METODE PERCOBAAN	21
3.1 Alat dan Tempat Penelitian	21
3.2 Rancangan penelitian	22
3.2.1 Persiapan penelitian	22
3.2.2 Tahapan penelitian	23
3.3 Jenis dan sumber data	25
3.4 Definisi operasional variabel dan skala pengukuran	26
3.4.1 Variabel kontrol	26
3.4.2 Variabel bebas	26
3.4.3 Variabel terikat	26
3.5 Metode analisis data	26
BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN	29
4.1 Hasil dan Analisis Data Penelitian	29
4.1.1 Hasil dan Analisis citra <i>scanning water phantom</i> dengan variasi <i>slice thickness</i>	29
4.1.2 Hasil dan Analisis keseragaman <i>noise</i>	32
4.1.3 Hasil dan Analisi Data statistik menggunakan uji F	34
4.2 Pembahasan	34
BAB 5. PENUTUP	38
5.1 Kesimpulan	38
5.2 Saran.....	38
DAFTAR PUSTAKA	39
DAFTAR ISTILAH	42
LAMPIRAN-LAMPIRAN	45

DAFTAR TABEL

Halaman

2.1	Nilai CT pada jaringan yang berbeda	16
2.2	Nilai standart kualitas citra dari standart Australia Barat.....	18
4.1	Hasil standart deviasi pengukuran ROI (<i>Region of Interest</i>) dengan variasi <i>slice thickness</i>	29
4.2	Hasil Perhitungan <i>noise</i> koreksi (σ)	32
4.3	Hasil analisis menggunakan fungsi Uji-F.....	33

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1 Skema dasar akuisisi data pada CT <i>scan</i>	8
2.2 Tampilan citra <i>Scanning phantom</i>	15
2.3 Tampilan citra hasil <i>scanning</i> menggunakan Radian DICOM viewer	18
2.4 Hasil <i>scanning</i> citra setelah dilakukan ROI.....	19
2.5 Diagram sistem <i>Phantom</i>	20
3.1 Pesawat CT <i>scan</i>	21
3.2 <i>Phantom</i> yang digunakan	22
3.3 Topogram <i>Phantom</i>	23
3.4 Prosedur penelitian.....	24
3.5 Ilustrasi penentuan ROI (<i>Region of Interest</i>)	27
4.1 Hasil citra <i>water phantom</i> dengan variasi <i>slice thickness</i>	30
4.2 Grafik hubungan antara nilai <i>noise</i> koreksi dengann variasi <i>slice thickness</i>	32

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
3.1 Pemasangan <i>Phantom</i> pada pesawat CT-scan	45
3.2 Informasi Pemeriksaan.....	45
4.1 Hasil ROI menggunakan <i>Radian DICOM viewer</i>	46
4.2 Hasil standar deviasi pengukuran ROI dengan variasi <i>slice thickness</i>	49
4.3 Hasil gambar scanning citra water phantom sebelum dan sesudah ROI ...	50
4.4 Hasil Perhitungan <i>noise</i> terkoreksi	61
4.5 Tabel statistika Uji F	62
4.6 Hasil Uji-F <i>slice thickness</i> dengan rata-rata SD.....	63
4.7 Hasil Uji-F <i>slice thickness</i> dengan rata-rata nilai <i>noise</i> terkoreksi	63

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Tomografi terkomputerisasi (*Computed Tomography*, CT) atau lebih dikenal dengan *CT-scan* adalah suatu teknik pencitraan tampang lintang bagian dalam objek dengan dipandu komputer (Herman, 2009). CT secara luas telah digunakan dalam bidang kedokteran sebagai alat inspeksi standar di rumah sakit, karena keadaan internal tubuh seperti otak, leher, dada, tulang belakang, panggul, dan perut dapat diperiksa. *CT-scan* sebagai alat diagnostik dengan teknik radiografi menggunakan sinar-X berenergi tinggi yang mampu menampilkan gambar anatomi tubuh dalam manusia dalam bentuk irisan atau *slice* dan divisualisasi tiga dimensi (Stern *et al.*, 2007). Dalam bidang kesehatan sinar-X dimanfaatkan sebagai sumber radiasi yang biasa digunakan pada pemeriksaan radiologi diagnostik suatu penyakit (Chismawan, 2001).

Prinsip kerja *CT-scan* menggunakan sinar-X sebagai sumber radiasi. Sinar-X berasal dari tabung yang terletak berhadapan dengan sejumlah detektor, dimana keduanya bergerak secara sinkron memutar pasien sebagai objek yang ditempatkan diantaranya (Rasad, 2000). Pada prinsipnya, CT menciptakan gambar penampang dengan mengkontruksi proyeksi objek dengan foton yang dipancarkan melewati salah satu bidang objek. Foton yang dipancarkan akan melewati objek tersebut, beberapa akan diserap dan beberapa ditransmisikan, sehingga terjadi penurunan atenuasi. Foton yang ditransmisikan benda, diterima oleh detektor dan divisualisasikan dengan komputer, kemudian direkonstruksi dari objek yang dipindai maka akan tampak pada komputer (Cantatore dan Muller, 2011).

Pencitraan organ tubuh diperlukan untuk menegakkan diagnosis suatu penyakit yang mengalami kelainan fisiologis maupun patologis secara akurat (Bushong, 2002). Dengan ditemukannya *CT-scan* oleh Comac dan Hounsfield, telah merevolusi dunia radiologi, karena dengan pesawat *CT scan* ini memungkinkan mendapatkan citra 3D dari pasien (Bushberg *et al.*, 2012). Kelebihan lain dari *CT-scan* dibanding dengan radiografi konvensional, yaitu citra yang diperoleh *CT-scan* beresolusi lebih tinggi, sinar-X dalam *CT-scan* dapat

difokuskan pada satu organ atau objek saja, dan perolehan citra *CT-scan* menunjukkan posisi objek itu secara tepat dan akurat (Buzug, 2008).

Pengolahan citra atau gambar dalam dunia medis memegang peranan yang penting dalam mendiagnosa pasien. Namun sering tidak disadari akan pentingnya informasi yang ditampilkan dalam suatu pengolahan citra. Citra atau gambar merupakan suatu representasi, kemiripan atau imitasi dari sebuah objek sebagai keluaran suatu sistem perekaman data yang bersifat optik maupun digital (Bertalya, 2005).

Hasil *scanning* data dari CT digunakan untuk melihat, mengetahui atau memberikan suatu diagnosis berdasarkan irisan anatomi yang dipresentasikan pada citra tersebut. Gambar yang dihasilkan oleh pesawat *CT-scan* ini mampu memberikan informasi yang tepat, karena gambar objek yang dihasilkan berupa potongan/irisan yang berasal dari lebih satu sudut pandang, yang tidak dapat dilakukan dengan pesawat sinar-X konvensional. Selain itu gambaran *scanning* pesawat *CT-scan* dapat menampilkan citra struktur objek lapis demi lapis berdasarkan perbedaan kerapatan struktur materi penyusun jaringan (Chiu, 1995).

Penelitian tentang *CT-scan* telah berkembang pesat, yakni penelitian mulai dari aspek sumber radiasi sinar-X dan aspek kualitas citra yang dihasilkannya. Semua penelitian tentang aspek-aspek tersebut pada dasarnya ditujukan untuk menghasilkan *CT-scan* dengan citra keluaran berkualitas baik, citra berkualitas baik yang dimaksud adalah citra yang sesuai dengan standar dan sudah sudah lolos dalam uji kesesuaian oleh Bapeten. Kualitas citra yang baik telah diketahui dipengaruhi oleh beberapa faktor, yakni: *spatial resolution*, *contras resolution*, keseragaman citra, *noise* dan artefak (Seeram, 2001). Dari beberapa faktor kualitas citra tersebut, hanya *contras resolution* dan *noise* yang diduga berkaitan dengan *slice thickness* (Ardiyanto, 2013).

CT-scan mempunyai proses pencitraan yang cukup kompleks, hal ini memungkinkan terjadinya kesalahan oleh kesalahan kalibrasi, kegagalan fungsi sistem pembangkit dan deteksi sinar-X, karena itu untuk menjamin kualitas gambar *CT-scan*, diperlukan pengukuran nilai *noise* yang merupakan program dari kendali mutu peralatan dan fungsi *CT-scan* (AAPM, 2002).

Menurut Seeram (2001), *noise* merupakan fluktuasi (ketidak tetapan) nilai CT *number* yang merupakan nilai koefisien atenuasi pada suatu material yang homogen sehingga dapat untuk membedakan koefisien atenuasi pada jaringan normal dan patologi. *Noise* dapat didiskripsikan dengan *standard deviasi* (σ) dari nilai-nilai piksel yang terdapat dalam matriks dari sebuah gambaran CT- *scan*. *Noise* citra didefinisikan secara statis berdasarkan standar deviasi nilai intensitas CT atau piksel pada daerah homogen (Goldman, 2007).

Analisis citra CT-*scan* dapat dilakukan melalui analisis kualitatif maupun kuantitatif. Analisis kualitatif dilakukan melalui hasil penilaian dari beberapa ahli mengenai citra bersangkutan. Untuk menganalisa citra *noise* secara kuantitatif dapat dilakukan melalui pengukuran *region of interest* (ROI) pada citra hasil *scanning* diperoleh nilai standar deviasi (SD) dari hasil proses ROI atau proses operasi wilayah citra yang dikehendaki digunakan untuk mengindikasikan penyimpangan fluktuasi CT *number* yang berhubungan dengan *noise*/derau. Semakin besar SD maka semakin tinggi *noise* pada citra (Goldman, 2007). Air direkomendasikan sebagai bahan untuk menentukan bilangan CT karena air merupakan lebih dari 90% penyusun jaringan lunak pada tubuh manusia, karena bilangan CT air mempunyai nilai 0 HU, maka untuk jaringan yang mempunyai kerapatan yang lebih tinggi dari air mempunyai bilangan CT positif, sedangkan yang mempunyai kerapatan lebih rendah dari air mempunyai bilangan CT negatif (Papp, 2006).

Noise dapat diidentifikasi dengan melakukan *scanning water phantom* sebagai objek yang merupakan suatu bentuk permodelan dari objek manusia. *Scanning* dilakukan beberapa kali dengan pemilihan variasi *slice thickness*. Salah satu faktor yang menyebabkan *noise* adalah *slice thickness* yaitu tebalnya irisan atau potongan dari objek yang diperiksa. *Slice thickness* yang tebal akan menimbulkan gambaran yang mengganggu seperti garis-garis dan apabila *slice thickness* terlalu tipis akan menghasilkan *noise* yang tinggi. Namun nilai *noise* yang terlalu besar akan mengganggu resolusi kontras dari gambaran CT-*scan* yang akhirnya akan mempengaruhi hasil diagnosa (Bushong, 2000).

Penelitian tentang kualitas citra sangat penting dilakukan karena kualitas citra yang baik dapat memberikan informasi yang tepat bagi para tim medis sehingga tindakan medis yang tepat dapat dilakukan dan juga, sebagai sarana deteksi dini terhadap suatu penyakit, serta memberikan kemudahan bagi tenaga medis dalam membaca hasil *CT-scan* sehingga kesalahan diagnosis secara minimal dapat dihindari. *Noise* sangat penting untuk mengukur performa *CT-scan* ketika perbedaan koefisien atenuasi yang terjadi secara natural yang sangat kecil antara jaringan yang normal dan tidak normal. Oleh karena itu penelitian ini dilakukan untuk mengetahui seberapa besar *noise* yang terjadi setiap ketebalan irisan yang berbeda-beda. *Noise* sendiri merupakan salah satu parameter penting dalam menentukan kualitas citra. Sehingga *noise* ditentukan berdasarkan variasi ketebalan irisan yang berpengaruh terhadap resolusi spasial citra yang dihasilkan. Pada citra kedokteran *noise* sangat mengganggu karena mengurangi kualitas citra sehingga menyulitkan untuk mendeteksi penyakit atau sel kanker (Bushong, 2000). Pada penelitian ini diharapkan dapat diketahui *slice thickness* yang tepat berdasarkan nilai standar deviasi dan masih dalam batas kualitas yang diijinkan.

Penelitian sebelumnya pernah dilakukan oleh Alshipli dan Kabir (2017), pada penelitian tersebut menggunakan *CT dual source* dengan mode *scanning* yang digunakan adalah mode irisan *spiral* atau *helical* sedangkan pada penelitian ini dengan menggunakan *CT single source* dengan mode irisan *axial* dan menggunakan variasi *slice thickness* lebih banyak. Hasil penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa *noise* mengalami penurunan dengan seiring dengan kenaikan ketebalan *slice*. Ketebalan *slice* yang diperoleh dengan ketebalan *slice* terendah dengan *noise* yang lebih rendah adalah pada ketebalan *slice* 3 mm dengan *regions* antara 0.6 mm sampai 6 mm. Namun pada penelitian tersebut tidak dianalisis bahwa nilai *noise* tersebut memenuhi nilai standar kualitas citra. Sehingga penelitian ini dilakukan untuk sebagai uji kualitas citra *CT-scan* dalam kondisi optimum untuk melakukan pemeriksaan.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang maka rumusan masalah pada penelitian ini adalah :

1. Bagaimana pengaruh *slice thickness* terhadap *noise* yang dihasilkan berdasarkan nilai standar deviasi hasil ROI pada citra CT-*scan*?
2. Bagaimana hasil *noise* citra *scanning phantom* berdasarkan standar kualitas citra CT-*scan* dari Bapeten?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini yaitu dibatasi pada penentuan *noise* berdasarkan standar deviasi nilai intensitas CT atau piksel dengan menggunakan parameter *slice thickness* (ketebalan irisan) dan parameter lainnya tetap mengikuti protokol CT *scan* yang digunakan sesuai dengan objek yang disimulasikan.

1.4 Tujuan

Tujuan yang diharapkan dari penelitian ini adalah:

1. Mengetahui pengaruh *slice thickness* terhadap *noise* yang dihasilkan berdasarkan nilai standar deviasi hasil ROI pada citra CT-*scan*.
2. Mengetahui hasil *noise* citra *scanning phantom* berdasarkan standar kualitas citra CT-*scan* dari BAPETEN.

1.5 Manfaat

Hasil penelitian ini diharapkan dapat memberikan masukan dan kajian pustaka yang berguna bagi akademis khususnya di bidang Fisika Radiasi yang berkenaan tentang kualitas citra, dan menambah pemahaman untuk mengetahui nilai *noise* sehingga mendapatkan kualitas citra yang baik pada *scan* dengan *noise* yang sekecil mungkin dan dapat membantu dokter untuk mendiagnosis atau mengidentifikasi jaringan secara tepat.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Computed Tomography Scanning (CT-scan)*

CT-scan adalah gambaran yang dibangun oleh komputer menggunakan sinar-X yang dikumpulkan dari berbagai titik di sekeliling dan membentuk bagian yang disebut *scanned* sehingga dapat menghasilkan gambaran *cross-sectional tomographic plane (slice)* yaitu irisan dari bagian tubuh CT-scan termasuk teknik pencitraan khusus sinar-X yang menampilkan citra khusus objek lapis demi lapis berdasarkan perbedaan sifat densitas struktur materi penyusunan jaringan dengan bantuan teknik rekonstruksi secara matematis. CT-scan merubah tampilan analog menjadi digital, berupa piksel (*picture element*). Piksel adalah titik-titik kecil gambaran, dimana hasil penggambarannya berupa hasil rekonstruksi (Brontrager, 2001).

CT-scan merupakan alat diagnostik dengan teknik radiografi yang banyak digunakan untuk menghasilkan citra radiografi tubuh bagian dalam (*interna*) dengan menggunakan paparan sinar-X berenergi tinggi. CT-scan dapat menghasilkan gambar-gambar yang sangat akurat dari objek-objek di dalam tubuh seperti tulang, organ, dan pembuluh darah. Gambar-gambar ini sangat berguna dalam mendiagnosa berbagai penyakit, seperti kanker, penyakit jantung, stroke, kelainan organ reproduktif, dan kelainan gastrointestinal. Citra yang dihasilkan CT-scan jauh lebih detail dibanding citra yang diperoleh x-ray biasa. (Stern *et al.*, 2007).

2.2 *Komponen Dasar CT scan*

Menurut Bushberg (2002), CT-scan memiliki komponen utama yaitu komputer, *gantry* dan meja pemeriksaan (*couch*), serta operator terminal. *Gantry* dan *couch* berada di dalam ruang pemeriksaan sedangkan komputer dan operator terminal berada terpisah di dalam ruang kontrol.

a. Komputer

Komputer sebagai pengendali dari semua instrument pada CT-scan. komputer dalam CT-scan memiliki 4 fungsi dasar, yaitu: sebagai kontrol akuisisi

data, rekonstruksi gambar, penyimpanan data gambar, dan menampilkan gambar *scanning*.

b. *Gantry* dan meja pemeriksaan (*couch*)

Gantry adalah perangkat CT yang melingkar yang terdapat tabung sinar-X, *data acquisition system (DAS)*, dan *detector array*. Struktur pada *gantry* mengumpulkan pengukuran atenuasi yang diperlukan untuk dikirim ke komputer untuk direkonstruksi citra. *Gantry* dapat disudutkan ke depan dan ke belakang hingga 30° untuk menyesuaikan bagian tubuh. Meja pemeriksaan merupakan tempat untuk memosisikan pasien, biasanya terhubung otomatis dengan komputer dan *gantry*. Meja ini terbuat dari kayu atau fiber karbon yang dapat digunakan untuk mendukung pemeriksaan tetapi tidak menimbulkan artefak pada gambar *scanning*. Kebanyakan dari meja pemeriksaan dapat diprogram untuk bergerak keluar dan masuk *gantry*.

c. Tabung sinar-X

Berdasarkan strukturnya, tabung sinar-X hampir sama dengan tabung sinar-X konvensional tetapi perbedaannya terletak pada kemampuannya untuk menahan panas dan *output* yang tinggi.

2.3 Proses Pembentukan Gambar pada CT-scan

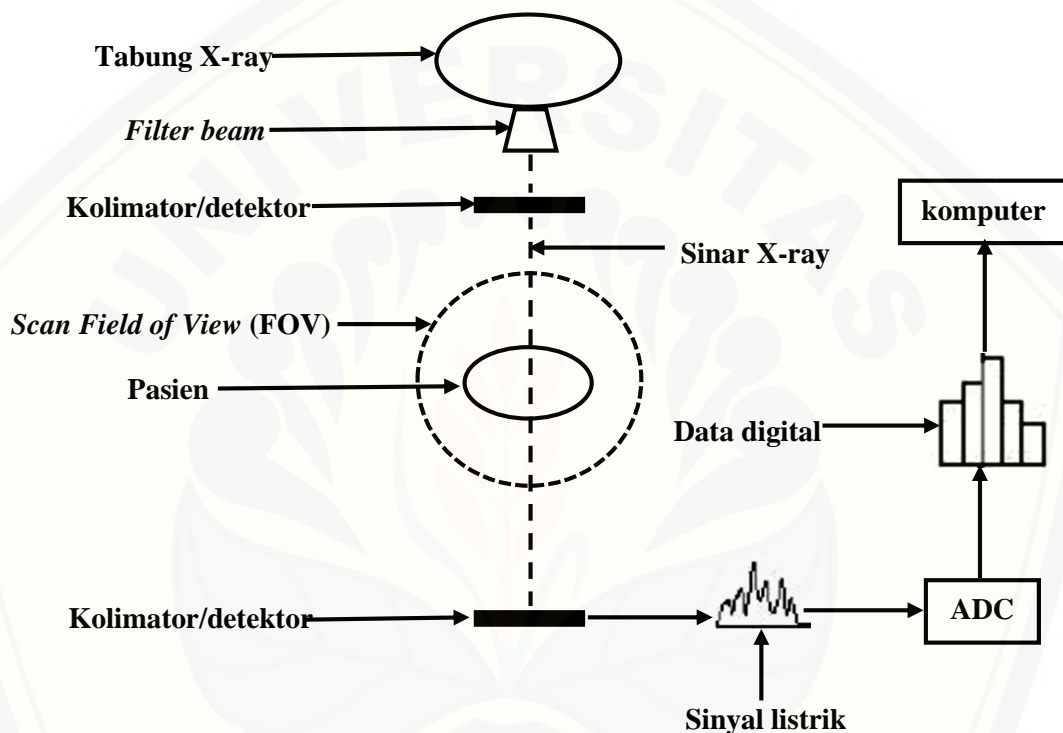
Pembentukan gambar oleh CT-scan meliputi proses akuisisi data dan rekonstruksi citra. Setelah melalui tahap tersebut hasil gambar nantinya dapat disimpan untuk dapat dianalisis ulang (Seeram, 2001).

2.3.1 Akuisisi Data

Tahap pertama pada akuisisi data adalah kumpulan hasil penghitungan transmisi sinar-X setelah melalui tubuh pasien. Selama *scanning* tabung sinar-X dan detektor berputar mengelilingi pasien untuk mendapatkan data atenuasi pasien. Detektor menangkap radiasi yang diteruskan melalui pasien dari beberapa lokasi dan dari beberapa sudut (Bushberg, 2002 dan Seeram, 2001).

Skema dasar akuisisi data dapat dilihat pada Gambar 2.1, dimana sinar-X yang dikeluarkan dari tabung sinar-X dalam bentuk berkas yang menembus irisan melintang tubuh objek yang diamati yang terletak diantara *Field of View (FOV)*.

Struktur anatomi objek yang diamati akan mengatenuasi sinar-X yang melewati objek, sebelum akhirnya ditangkap oleh serangkaian detektor. Setiap elemen detektor ini mengatur intensitas sinar-X yang teratenuasi yang melewati suatu objek. Intensitas sinyal elektrik dari detektor kemudian diubah oleh *analog-digital conversion* (ADC), menjadi suatu data masukan untuk komputer (Ohnesorge, 2007).



Gambar 2.1 Skema dasar akuisisi data pada CT scan (Seeram, 2001).

Tabung sinar-X digunakan sebagai sumber radiasi yang berkas sinarnya dibatasi oleh kolimator. Sinar-X tersebut menembus tubuh dan diarahkan ke detektor. Intensitas sinar-X yang diterima oleh detektor akan berubah sesuai dengan kepadatan tubuh sebagai objek, dan detektor akan merubah berkas sinar-X yang diterima menjadi arus listrik, dan kemudian diubah oleh integrator menjadi tegangan listrik analog. Tabung sinar-X tersebut diputar dan sinarnya diproyeksikan dalam berbagai posisi, besar tegangan listrik yang diterima diubah menjadi besaran digital oleh *Analog to Digital Converter* (A/DC) yang kemudian

dicatat oleh komputer. Selanjutnya data *digital* tersebut diolah dengan menggunakan *Image Processor* dan akhirnya dibentuk gambar yang ditampilkan ke layar monitor TV. Gambar yang dihasilkan dapat dibuat ke dalam film dengan *Multi Imager* atau Laser Imager. Berkas radiasi yang melalui suatu materi akan mengalami pengurangan intensitas secara eksponensial terhadap tebal bahan yang dilaluinya. Pengurangan intensitas yang terjadi disebabkan oleh proses interaksi radiasi-radiasi dalam bentuk hamburan dan serapan yang probabilitas terjadinya ditentukan oleh jenis bahan dan energi radiasi yang dipancarkan. Dalam *CT-scan*, untuk menghasilkan citra objek, berkas radiasi yang dihasilkan sumber dilewatkan melalui suatu bidang objek dari berbagai sudut. Radiasi terusan ini dideteksi oleh detektor untuk kemudian dicatat dan dikumpulkan sebagai data masukan yang kemudian diolah menggunakan komputer untuk menghasilkan citra dengan suatu metode yang disebut sebagai rekonstruksi (Bushberg *et al.*, 2012).

Menurut Bushberg (2002), metode akuisisi data *CT scan* ada dua, yaitu:

- a. Metode konvensional *slice by slice* atau metode aksial. Prinsipnya, tabung sinar-X dan detektor bergerak mengelilingi pasien dan mengumpulkan data proyeksi pasien. Saat pengambilan data proyeksi, posisi meja berhenti. Kemudian meja pasien bergerak untuk menuju posisi kedua dan dilakukan proses *scanning* berikutnya begitu seterusnya.
- b. Metode *spiral* atau *helical*. pada metode ini tabung sinar-X bergerak mengelilingi pasien yang juga bergerak. Pada metode ini, berkas sinar-X membentuk pola *spiral* atau *helical*. Data untuk rekonstruksi citra pada setiap *slice* diperoleh dengan interpolasi. Teknik ini memiliki kelebihan dalam waktu yang relatif cepat.

2.3.2 Rekonstruksi Citra

Setelah detektor mendapatkan perhitungan transmisi yang cukup, data dikirim kekomputer untuk proses selanjutnya. Proses rekonstruksi citra pada *CT scan* adalah proses dimana melibatkan beberapa jenis algoritma yang mengolah data nilai koefisien attenuasi dari jaringan tubuh pasien (Objek) (Gonzales dan Rafael, 2008). Gambar *CT-scan* yaitu gambar yang berasal dari CRT (*cathode ray tube*) yang dibuat oleh ribuan piksel (*picture element*) kecil. Setiap gambar yang

direkonstruksi Komputer akan memberi nilai bilangan CT (*computed tomography*) spesifik untuk setiap piksel dari CRT (*Cathode Ray Tube*), operator dapat merubah sesuai keinginan untuk merubah skala yang ditampilkan. Bilangan CT yang ditampilkan oleh CRT mendeteksi gambar yang sebenarnya (Ballinger, 1995).

2.4 Parameter Rekontruksi Citra

Menurut Ballinger (1995), beberapa parameter yang digunakan untuk merekontruksi citra yaitu:

a. Piksel

Piksel yaitu Bilangan CT (*computed tomography*) di layar CRT yang disusun dari beberapa bagian terkecil, setiap bagian memiliki bagian volume dari objek/badan. Setiap piksel memberikan bilangan CT tujuannya menampilkan bayangan di layar. Piksel didasarkan pada nilai *absorpsi linier*.

b. Matrix

Matrix adalah susunan bilangan atau angka dua dimensi yang digunakan untuk menggambarkan bilangan piksel di dalam gambar layar CT.

c. Voxel (Volume objek)

Yaitu elemen dasar untuk menetapkan volume jaringan dimana setiap piksel memiliki bagian untuk merekonstruksi bayangan.

d. Bilangan CT (*CT number*)

Yaitu bilangan atau angka yang digunakan untuk menetapkan relative koefisien penyerapan untuk setiap piksel jaringan di dalam bayangan dibanding dengan koefisien penyerapan air.

Irisan dari suatu objek terbagi dalam elemen volume yang kecil disebut *voxel*. Masing-masing *voxel* memiliki suatu nilai tertentu yang menyatakan atenuasi rata-rata sinar-X oleh objek pada posisi tersebut. Sedangkan elemen gambar dalam bidang 2 dimensi disebut piksel. Satu bagian volume dari gambar yang direkonstruksi (*vokel*) diwakili oleh ukuran piksel di bidang (x,y) dan ketebalan irisan (s) dalam sumbu -z. teknik rekonstruksi gambar CT kemudian dapat dilakukan dengan membagi-bagi irisan jaringan yang disinari menjadi beberapa piksel dimana masing-masing piksel mewakili *CT number*-nya masing-masing.

Kumpulan CT *number* dari piksel-piksel tersebut dapat dinyatakan dalam bentuk matriks untuk keperluan rekonstruksi dan penampilan gambar (Ballinger, 1995).

2.5 Parameter Pencitraan CT-scan

Gambar pada CT-scan dapat terjadi sebagai hasil dari berkas-berkas sinar-X yang mengalami perlemahan setelah menembus objek, ditangkap detektor, dan dilakukan pengolahan dalam komputer. Nilai *noise* pada pencitraan CT-scan sangat bergantung pada pemilihan parameter pemeriksaan CT-scan (Bushberg, 2002). Sehubungan dengan hal tersebut, maka dalam CT-scan dikenal beberapa parameter untuk pengontrolan eksposi dan *output* gambar yang optimal. Menurut Bushberg (2002), adapun beberapa parameter dalam CT-Scan, sebagai berikut :

a. *Slice thickness* (tebal irisan)

Slice thickness adalah tebal tipisnya suatu irisan citra atau potongan dari objek yang diperiksa (Papp, 2006). Pada umumnya ukuran yang tebal akan menghasilkan gambaran dengan detail yang rendah, sebaliknya ukuran yang tipis akan menghasilkan gambaran dengan detail yang tinggi. Jika ketebalan irisan semakin tinggi, maka gambaran akan cenderung terjadi artefak, dan jika ketebalan irisan semakin tipis, maka gambaran cenderung akan menjadi *noise* (Bushberg, 2002).

Semakin tipis *slice thickness* semakin baik kualitasnya. Tetapi, disatu sisi ukuran *slice thickness* yang semakin tipis akan menghasilkan *noise* yang tinggi. Selain itu, dengan mempertipis irisan maka jumlah irisan akan bertambah banyak sehingga semakin besar radiasi yang diterima oleh pasien (McNitt-Gray *et al*, 1999). Sehingga untuk aplikasi klinis, perlu dilakukan optimasi sesuai dengan keperluan yang digunakan. Pada pemeriksaan organ yang berukuran kecil atau untuk melihat kelainan yang berukuran kecil, digunakan *slice thickness* tipis, demikian sebaliknya untuk organ yang berukuran besar dapat menggunakan *slice thickness* yang tebal (Wang, 1999).

Pemilihan *slice thickness* pada saat pembuatan gambar CT-scan mempunyai pengaruh langsung terhadap *spatial resolution* yang dihasilkan. Dengan *slice thickness* yang meningkat (tipis) maka spasial rasolusi gambar semakin baik,

demikian sebaliknya. Pada pemeriksaan yang membutuhkan rekonstruksi gambar dalam potongan sagital maupun coronal diperlukan *slice thickness* yang tipis, karena jika menggunakan *slice thickness* yang tebal, gambar akan tampak besar, sedangkan dengan *slice thickness* yang tipis gambar akan nampak lebih halus (Papp, 2006).

b. *Field of view* (FOV)

FOV adalah diameter maksimal dari gambar yang akan direkonstruksi. FOV kecil akan meningkatkan detail gambar (resolusi) karena FOV yang kecil mampu mereduksi ukuran piksel, sehingga dalam rekonstruksi matriks hasilnya lebih teliti. Namun bila ukuran FOV lebih kecil maka area yang mungkin dibutuhkan untuk keperluan klinis menjadi sulit untuk dideteksi.

c. Faktor eksposi (penyinaran)

Faktor eksposi adalah faktor-faktor yang berpengaruh terhadap eksposi meliputi tegangan tabung (kV), arus tabung (mA) dan waktu (S). Besarnya tegangan tabung dapat dipilih secara otomatis pada tiap-tiap pemeriksaan (Jaengsri, 2004). Arus tabung yaitu kuat lemahnya arus yang dihasilkan sinar-X, apabila arus tabung besar maka elektron yang dihasilkan akan semakin besar. Waktu yaitu lamanya waktu penyinaran, sangat berpengaruh terhadap jumlah elektron, arus tabung dan waktu berpengaruh terhadap jumlah elektron dan kuantitas sinar-X. *Image quality* tergantung pada produksi sinar-X yang berarti pula dipengaruhi oleh mili ampere (mA), waktu (s) dan tegangan tabung (kV). Salah satu usaha dalam pengendalian *image noise* pada gambaran CT-scan adalah dengan melakukan pemilihan kV yang tepat pada saat *scanning* dengan harapan dapat memberikan kualitas hasil yang optimum dalam rangka menegakkan diagnosis.

d. *Window width*

Window width adalah rentang nilai *computed tomography* yang dikonversi menjadi *gray level* untuk ditampilkan dalam TV monitor. Setelah komputer menyelesaikan pengolahan gambar melalui rekontruksi matriks dan algoritma maka hasilnya akan dikonversi menjadi skala numerik yang dikenal dengan dengan nama nilai CT. Nilai ini memiliki satuan HU (Hounsfield Unit) (Handee dan Ritenour, 2002).

d. *Window Level*

Window level (WL) adalah nilai tengah pada *window* yang digunakan untuk menampilkan gambar. Nilainya tergantung pada karakteristik pelemahan dari struktur objek yang diperiksa dan menunjukkan nilai keabu-abuan. *Window level* menentukan densitas gambar yang dihasilkan (Hendee dan Ritenour, 2002). Menurut Berland (1987) pada pengaturan WL (WW tetap) pada saat WL naik +50 menjadi +200, perubahan gambar dari putih menjadi hitam. Nilai WL dengan CT *number* tinggi (putih) semakin tinggi nilai CT *number* mengakibatkan gambaran terlihat hitam menurun.

2.6 Kualitas Citra *Computed Tomography Scanning*

Menurut Sutoyo dan Mulyanto (2009) dan Seeram (2001), komponen yang mempengaruhi kualitas gambar CT-*scan* adalah *spatial resolution*, kontras *resolution*, *noise* dan artefak.

a. *Spatial resolution*

Spasial resolusi merupakan derajat kekaburan (*blurring*) pada citra CT-*scan* kemampuan untuk dapat membedakan objek/organ yang berukuran kecil dengan densitas yang berbeda pada latar belakang yang sama. Spasial resolusi dipengaruhi oleh faktor geometri, rekonstruksi algoritma, ukuran matriks, magnifikasi, dan FOV.

b. Kontras resolusi

Menurut Seeram (2001) dan Bushberg (2002), kontras resolusi adalah kemampuan untuk membedakan atau menampakan objek-objek dengan perbedaan densitas yang sangat kecil dan dipengaruhi oleh faktor eksposi, *slice thicknees*, FOV dan pemilihan filter (rekonstruksi algoritma).

c. *Noise*

Noise adalah fluktuasi (standar deviasi) nilai CT *number* pada jaringan atau materi yang homogen. *Noise* tergantung pada beberapa faktor antara lain : mAs, *scan time*, kVp, tebal irisan, ukuran objek dan algoritma. Sebagai contoh adalah air memiliki CT *Number* 0. Semakin besar standar deviasi maka semakin tinggi *noise* pada citra.

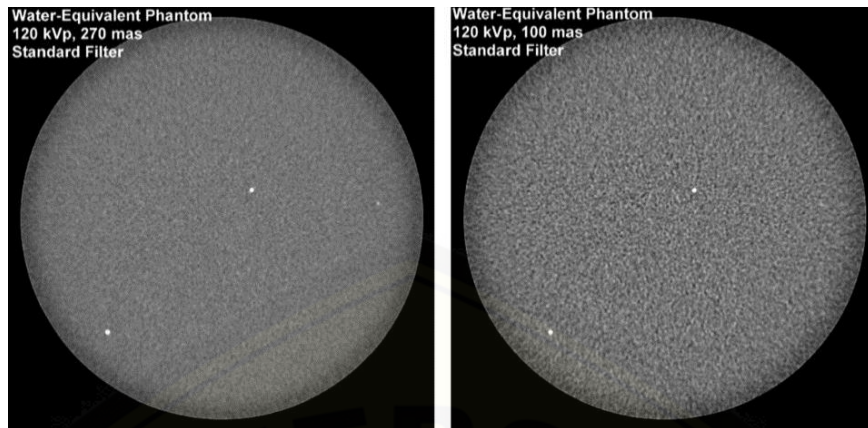
d. Artefak

Secara umum artefak adalah kesalahan dalam gambar (adanya sesuatu dalam gambar) yang tidak ada hubungannya dengan objek yang diperiksa. Dalam CT-*scan* artefak didefinisikan sebagai pertentangan / perbedaan antara rekonstruksi CT *number* dalam gambar dengan koefisien atenuasi yang sesungguhnya dari objek yang diperiksa.

2.7 Pengertian *Noise* pada *Computed Tomography Scanning*

Salah satu parameter kualitas citra adalah *noise*, *noise* menggambarkan bagian dari citra CT-*scan* yang memuat informasi yang tidak berguna (menurunkan kualitas citra). Pada sebuah pesawat CT-*scan* jika ada satu gambar dengan material yang homogen (misal :air) dan tampak CT *number* pada daerah tersebut, akan ditemukan bahwa CT *number* tidak akan bernilai sama tetapi bervariasi di sekitar nilai rata-rata atau nilai mean. Variasi CT *number* di atas atau di bawah nilai rata-rata disebut dengan *noise*. Jika semua nilai piksel adalah sama, maka *noise* akan bernilai nol. Variasi yang terlalu besar pada nilai piksel akan menghasilkan *noise* tinggi (Goldman, 2007).

Noise adalah fluktuasi nilai CT *number* diantara titik (*picture element*) pada jaringan atau materi yang homogen (Bushong, 2000). *Noise* dapat diuraikan dengan standar deviasi (σ) dari nilai matrik citra (piksel) dari sebuah gambaran CT-*scan*. *Noise* muncul sebagai hasil fluktuasi CT *number*, pengukuran *noise* dilakukan dengan menggunakan *region of interest* (ROI) pada citra yang dihasilkan pada pemindaian *phantom* homogen. Perhitungann nilai standar deviasi (SD) dari ROI pada citra dapat menjadi indikasi penyimpangan fluktuasi CT *number* yang berhubungan dengan *noise*. Semakin besar standar deviasi maka semakin tinggi *noise* pada citra seperti pada Gambar 2.2 tampilan citra *noise* dapat dilihat dari hasil *scanning phantom* (Gabriel, 1996).



Gambar 2.2 Tampilan citra *scanning phantom* (sumber: Gabriel, 1996).

Noise muncul sebagai hasil fluktuasi bilangan CT, pengukuran *noise* dilakukan dengan menggunakan ROI pada citra yang dihasilkan pada pemindaian *phantom* homogen. Perhitungan nilai standar deviasi (SD) dari ROI pada citra dapat menjadi indikasi penyimpangan fluktuasi bilangan CT yang berhubungan dengan *noise*. Semakin besar standar deviasi maka semakin tinggi *noise* pada citra (Goldman, 2007). Untuk melakukan pengukuran *noise* dapat dilakukan dengan menghitung standart deviasi dalam ROI dari gambar yang direkontruksi $f_{i,j}$, sebagai berikut:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i,j \in ROI} (f_{i,j} - \bar{f})^2}{N-1}} \quad (2.1)$$

Dimana i dan j adalah indek gambar 2D, N sebagai total piksel di dalam ROI, dan \bar{f} adalah intensitas piksel rata-rata yang dihitung dengan:

$$\bar{f} = \frac{1}{N} \sum_{i,j \in ROI} f_{i,j} \quad (2.2)$$

Perhitungan nilai standart deviasi dari nilai *noise* diperoleh dengan mencari rata-rata *noise*, selanjutnya setiap nilai *noise* dikurangi dengan nilai rata-rata kemudian dikuadratkan, hasil tersebut dijumlahkan dan dibagi dengan jumlah data dikurangi satu, lalu diakar kuadratkan. Hasil perhitungannya ditabulasikan

kemudian dapat ditentukan batasan simpangan baku maksimal dan minimal dari base line (nilai rata-rata *noise*) (Goldman,2007).

2.8 Koefisien Atenuasi

Jaringan yang terdapat dalam setiap unit pencitraan (disebut piksel) mengabsorpsi sinar-X yang melewatinya dalam proporsi tertentu, misalnya pada tulang mengabsorpsi banyak sinar-X sedangkan udara hampir tidak mengabsorpsi sinar-X. Kemampuan untuk mengabsorpsi sinar-X ini dikenal dengan atenuasi. Pada jaringan tubuh yang sama, akan mengabsorpsi sinar-X yang relatif konstan dan dikenal dengan koefisien atenuasi jaringan. Pada CT, koefisien atenuasi ini dipetakan dalam skala antara -1000 HU dan +1000 HU. Penamaan ini berdasarkan penghargaan kepada Sir Jeffery Hounsfield. Pada Tabel 2.1 merupakan tabel rata-rata HU pada beberapa jenis jaringan (Bontrager, 2001).

Tabel 2.1 Nilai CT pada jaringan yang berbeda (Joseph dan Taffi, 2010).

Jenis Jaringan	Nilai CT (HU)	Densitas
Tulang	+1000	Putih
Jaringan lunak	+100 s/d +300	Abu-Abu
Otot	+10 sd/45	Abu-Abu
Materi putih	+20 s/d +30	Abu-Abu Merah
Materi abu-abu	+37 s/d +45	Abu-Abu
hati	+40 s/d +60	Abu -Abu
Ginjal	+30	Abu-Abu
Darah	+20	Abu-Abu
CSF	+15	Abu-Abu
Air	0	Abu-Abu
Lemak	-100 s/d -50	Abu-Abu
Paru-paru	-200	Abu-Abu
Udara	-1000	Hitam

Densitas dari suatu jaringan akan sebanding dengan penyerapan suatu jaringan. Jaringan dengan kepadatan yang tinggi akan menyerap energi sinar-X lebih banyak sehingga pelemahannya menjadi tinggi dan sinar-X yang mampu diteruskan akan menjadi sedikit. Sedangkan jaringan yang memiliki kepadatan yang rendah akan menyerap energi sinar-X lebih sedikit sehingga pelemahannya menjadi sedikit dan sinar-X yang diteruskan banyak. Rumus yang digunakan dalam energi sinar-X seperti pada persamaan 2.1.

Setiap materi memiliki koefisien nilai serap bahan yang berbeda-beda. Hal inilah yang menjadi patokan nilai dari bilangan CT (*CT number*). CT. Bilangan CT / nilai CT adalah nilai koefisien atenuasi sinar-X yang ditentukan oleh energi rata-rata sinar-X dan nomor atom penyerap (Bushong, 2001).

Bilangan CT yang bervariasi di atas atau di bawah rata-rata disebut sebagai *noise*. *Noise* menggambarkan bagaian dari citra CT *scan* yang memuat informasi yang tidak berguna (menurunkan kualitas citra). Jika semua nilai piksel sama maka *noise* akan bernilai “nol”, sedangkan variasi yang terlalu besar pada nilai piksel akan menghasilkan nilai *noise* yang tinggi yang dapat mengganggu resolusi kontras dari citra CT *scan* dan akhirnya mempengaruhi hasil diagnosis (Prasetyo, 2011).

2.9 Standar Kualitas Citra

Kualitas citra medis memiliki perbedaan parameter penilaian berdasarkan jenis pemeriksaan dan kebutuhan. Menurut Sprawal (1995), terdapat 5 karakteristik untuk mengevaluasi kualitas pencitraan CT-*scan* seperti: *spatial resolution*, kontras resolusi, nilai *noise*, distorsi dan artefak CT- *scan*. Kualitas citra medis memiliki perbedaan parameter penilaian berdasarkan jenis pemeriksaan dan kebutuhan. Uji kualitas citra dilakukan untuk memastikan kualitas citra CT *scan* selalu dalam kondisi optimum untuk melakukan pemeriksaan (Safety, 2006). Dengan nilai standar sebagai tabel 2.2.

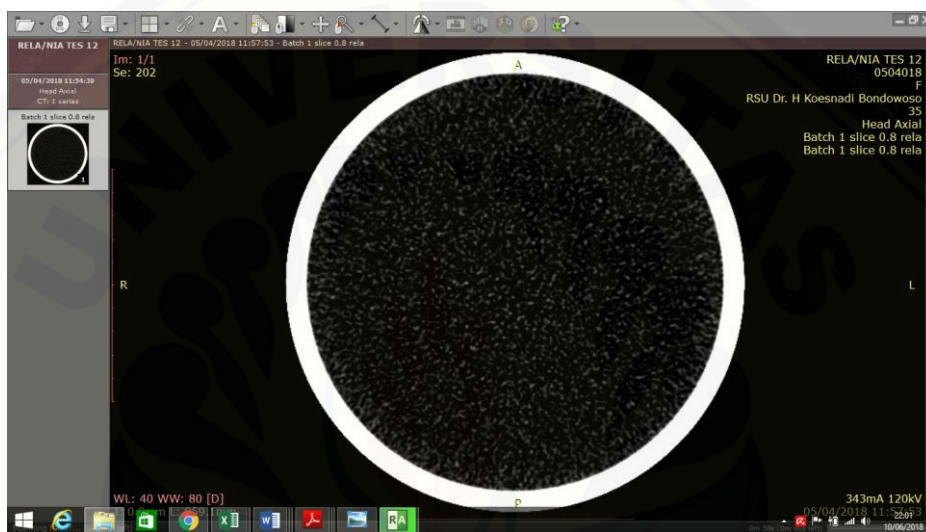
Tabel 2.2 Nilai Standar kualitas citra dari standar Australia Barat (Safety, 2006)

Parameter	Nilai Standar (Batas Toleransi)
<i>Image Noise</i>	Max. <i>noise</i> – min. <i>noise</i> ≤ 2 CT
<i>CT value</i>	Koefisien korelasi > 0.99
<i>Bilangan CT uniformitas</i>	Tengah ± 4 CT <i>number</i> Tepi ± 2 CT dari tengah
<i>Slice thickness</i>	± 0.5 mm

Penilaian dan batas toleransi pada pengujian nilai CT pada beberapa item yaitu untuk CT pusat: Nilai ROI nilai CT dari pusat citra (-4 sampai 4), Δ CT: nilai selisih nilai CT dari ROI di pusat citra dengan nilai CT dari ROI di tepi citra (-2 sampai 2) (Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir, 2011).

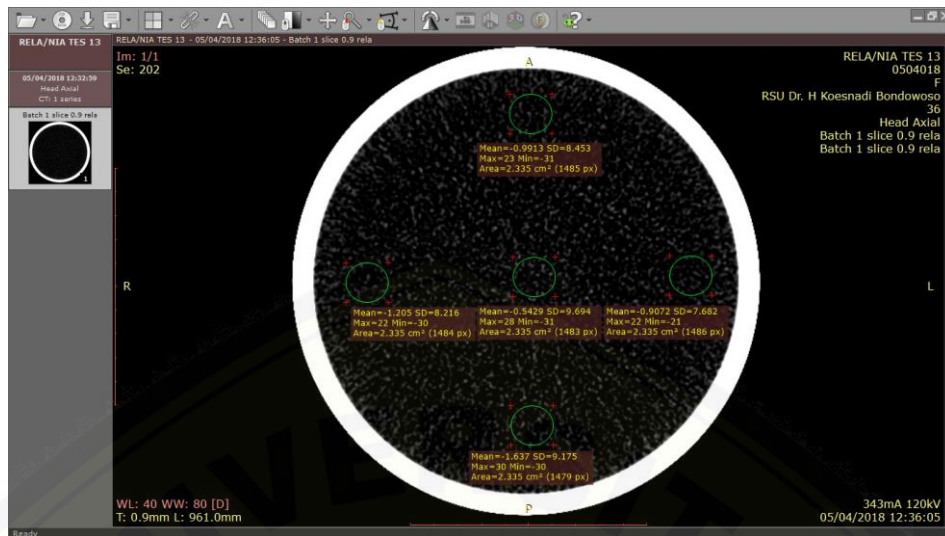
2.10 DICOM viewer

DICOM *viewer* adalah sebuah *software* atau aplikasi untuk memproses dan menampilkan gambar medis berbasis DICOM (*digital imaging communication in medicine*) format. DICOM *viewer* yang digunakan adalah *radiant DICOM viewer* (Medixant, 2016). Proses ROI dapat dilakukan dengan menggunakan *radiant DICOM viewer*. Tampilan *radiant DICOM viewer* dapat dilihat pada Gambar 2.3 berikut:



Gambar 2.3 Tampilan citra hasil *scanning* menggunakan *Radian DICOM viewer*

ROI pada citra digital adalah proses pembagian wilayah menjadi daerah yang tidak saling melingkupi dan citra yang diperoleh akan terdiri atas bagian objek dan bagian latar belakang. Pengolahan ini menggambarkan penggunaan operasi wilayah citra yang dikendaki, artinya kita dapat memilih objek atau wilayah yang mengandung informasi data citra yang kita kehendaki. Proses ROI pada citra hasil *scanning* dapat dilihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Hasil *scanning* citra setelah dilakukan ROI.

Tujuan utama dari ROI adalah untuk menggabungkan bagian citra untuk memperoleh bagian yang berarti (Jain, 1995). Dalam proses ROI diperoleh beberapa nilai yang ditampilkan yaitu *mean* merupakan rata-rata nilai piksel (nilai HU CT *images*) SD merupakan standar deviasi menunjukkan lebar perbedaan nilai intensitas citra, *Min* dan *Max* menunjukkan nilai minimum dan maksimum nilai piksel pada citra, Area (px) yaitu luas dalam sentimeter persegi dan menunjukkan perhitungan piksel *number* yang digunakan (Seletchi dan Dului, 2006).

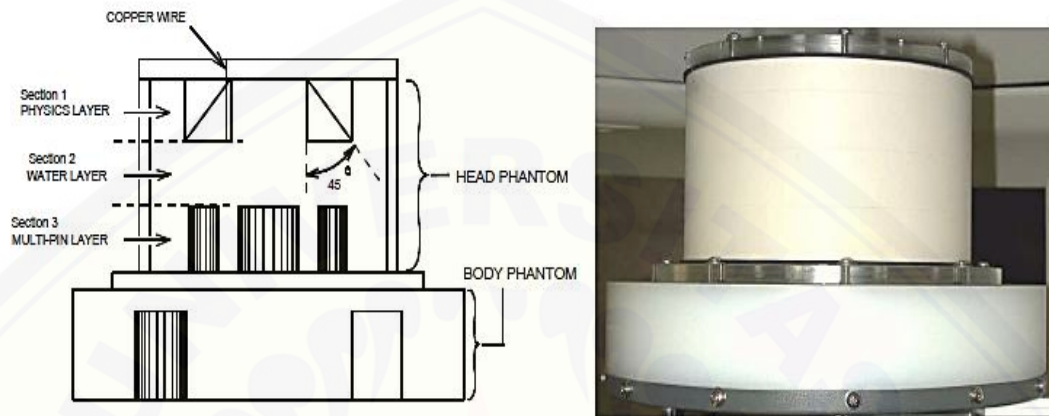
2.9 Phantom

Phantom merupakan suatu simulasi atau permodelan dari jaringan tubuh manusia yang memiliki komposisi penyusun dan sifat yang dibuat semirip mungkin dengan jaringan tubuh manusia. *Phantom* secara khusus dirancang dalam bidang pencitraan medis untuk mengevaluasi, menganalisis dan menyempurnakan kinerja berbagai perangkat pencitraan. Penggunaan *phantom* juga untuk mengurangi resiko dari radiasi (Suwono, 2015).

Referensi dosis yang diterima pada pemeriksaan CT-scan umumnya menggunakan *phantom polymethyl methacrylate* (PMMA) yang berbentuk silinder atau lebih dikenal *head* atau *body phantom*. *Body phantom* (32 cm) memiliki ukuran yang lebih besar dari *head phantom* (16 cm). Oleh karena itu,

penerimaan dosis pada *body phantom* kurang homogen dari pada *head phantom* (AAPM, 2008).

Phantom PMMA memiliki dua bagian yaitu *head phantom* dan *body phantom* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Diagram sistem *phantom* (Brilliance CT, 2016)

Menurut Brilliance CT (2016), bagian kepala berupa kerangka polivinil klorida (PVC) yang berisis air (cairan *phantom*) yang terdiri dari tiga lapisan yaitu:

1. Lapisan fisik untuk pengukuran uji resolusi dan pengukuran ketebalan bagian tomografi (lebar irisan)
2. Lapisan air (lapisan cairan *phantom* untuk mengukur *noise* dan keseragaman)
3. Lapisan multi-pin untuk pemeriksaan skala kontras.

Sedangkan pada *body phantom* yang berupa silinder nilon. *Phantom* ini memiliki beberapa fitur yaitu pin teflon dan pin air (cairan *phantom*).

BAB 3. METODE PENELITIAN

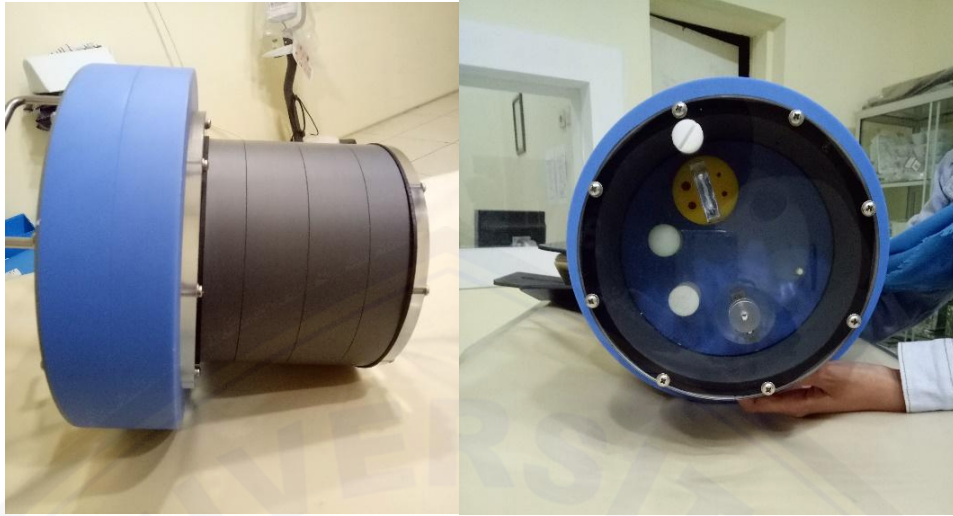
3.1 Alat dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan secara eksperimental yang dilakukan mulai tanggal 22 Januari 2018 sampai 18 April 2018. Penelitian dilaksanakan di instalasi radiologi RSUD H. Koesnadi Bondowoso. Dengan menggunakan seperangkat pesawat CT scan philips type MRC 880 seperti pada Gambar 3.1 dan *water Phantom Phillips Brilliance 16 Series* P. N: 4535 671 35962.



Gambar 3.1 Pesawat CT scan philips type MRC 880

Phantom yang digunakan yaitu *water phantom* pada bagian *head phantom* dengan diameter luar 20 cm dan diameter dalam 16 cm yang terbuat dari bahan akrilik berisi air murni. Tampilan *phantom* yang digunakan seperti yang terlihat pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Phantom yang digunakan

3.2 Rancangan Penelitian

3.2.1 Persiapan Penelitian

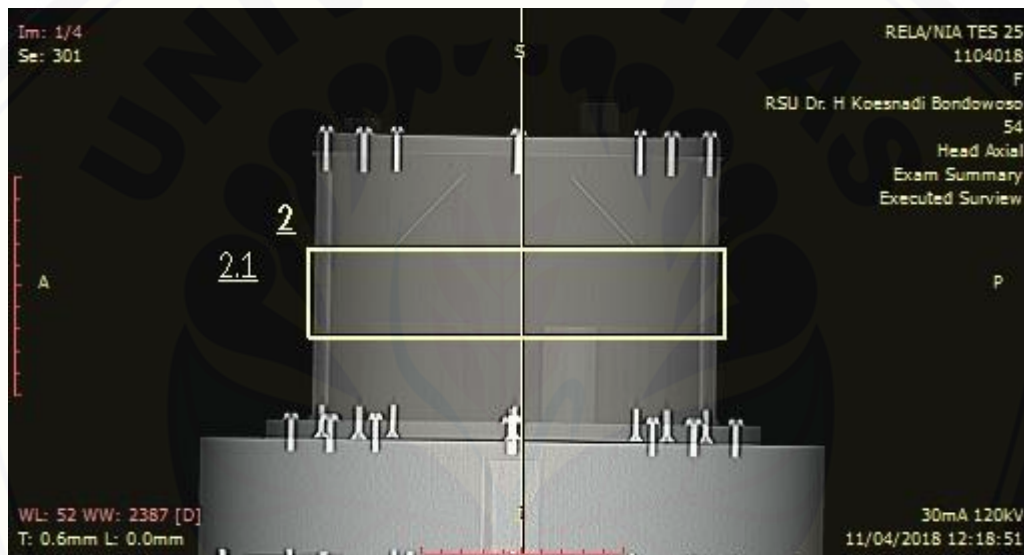
Langkah awal sebelum melakukan penelitian dimulai dengan observasi yaitu melaksanakan proses magang di BPFK Surabaya terlebih dahulu, guna mendapatkan informasi dan pengetahuan sebelum melakukan penelitian. Selama proses observasi tersebut dimanfaatkan pula untuk mengidentifikasi masalah yang terjadi di lapang. Kemudian dilanjutkan dengan penentuan topik serta diskusi agar dapat informasi terkait penelitian yang akan dilakukan dengan Dosen pembimbing lapang. Berdasarkan hasil diskusi diperoleh suatu permasalahan yang dijadikan topik mengenai analisis *noise* terhadap variasi *slice thickness*. Setelah topik permasalahan dan judul ditentukan, dilanjutkan pengajuan proposal sebagai sebuah rancangan dalam bentuk tulisan agar penelitian yang akan dilakukan lebih jelas dan sistematis.

Persiapan penelitian dilakukan dengan tiga tahap yaitu penentuan tempat penelitian, penentuan alat yang akan digunakan dan perijinan. Penentuan tempat penelitian ditinjau dari kesediaan alat untuk menunjang proses penelitian. RSUD H. Koesnadi Bondowoso dipilih sebagai tempat untuk pengambilan data. Tahap penentuan alat yang nantinya akan digunakan untuk proses pengambilan data yang sesuai dengan kebutuhan penelitian. Alat yang perlu dipersiapkan adalah satu set pesawat CT scan *Philips type MRC 880* dan *water Phantom Phillips*. Setelah tempat penelitian ditentukan dengan mempertimbangkan alat yang sesuai,

kemudian dilanjutkan ke proses perijinan. Perijinan dilakukan dengan pihak-pihak yang terkait mengenai birokrasi penggunaan alat dan pengambilan data sebelum kita melakukan penelitian tersebut.

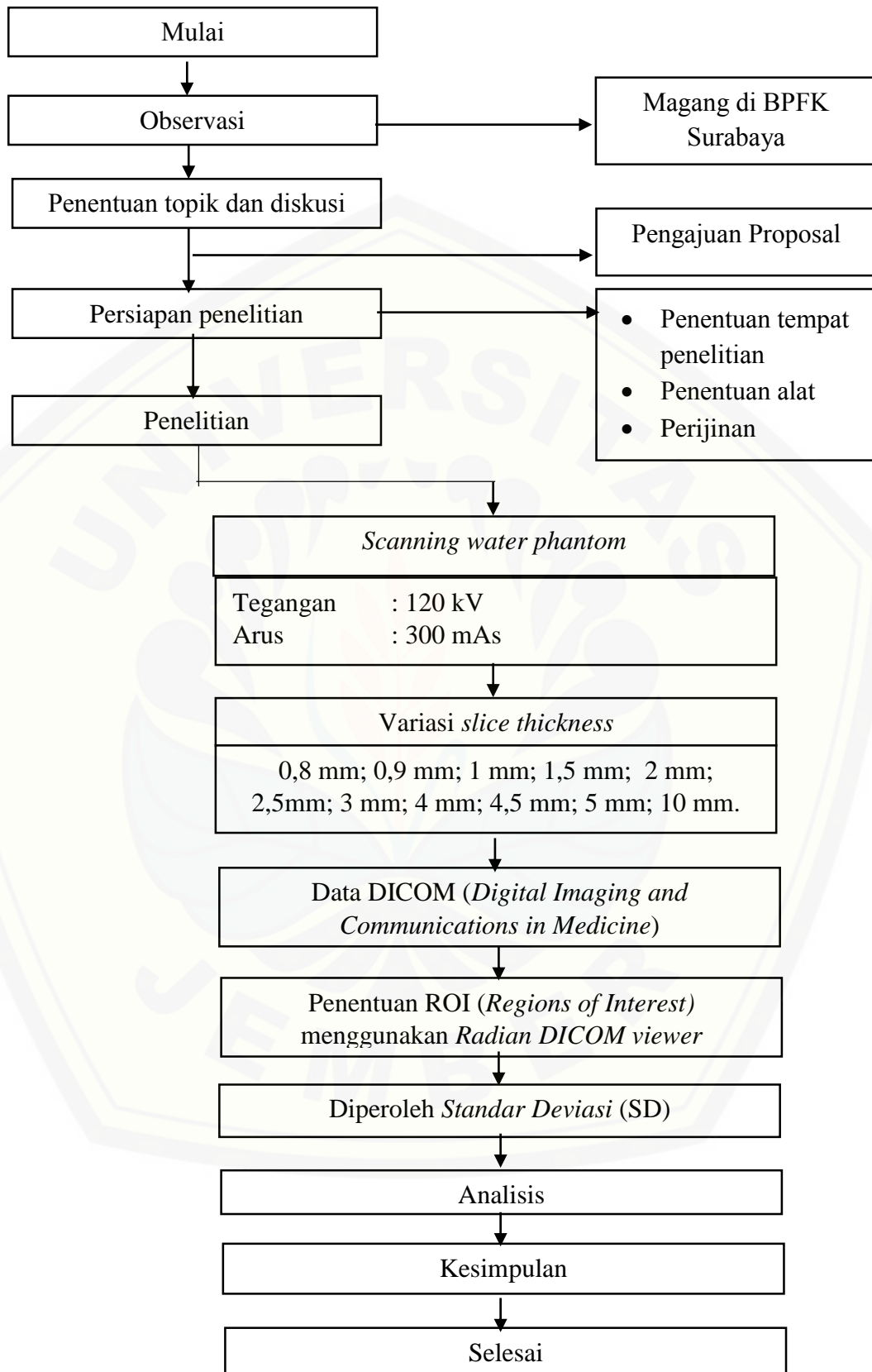
3.2.2 Tahapan Penelitian

Tahapan penelitian yang dilakukan pertama dengan melakukan *scanning water phantom* menggunakan mode irisan axial. Sebelum proses *scanning* dilakukan topogram *phantom* terlebih dahulu untuk mengetahui area yang akan dilakukan proses *scanning* seperti pada Gambar 3.3. Pengambilan citra dilakukan sesuai dengan protokol pemeriksaan kepala yang ditetapkan oleh rumah sakit.



Gambar 3.3 Topogram *phantom*

Area yang di-scan yaitu bagian kedua pada *head phantom* dengan FOV yang digunakan sebesar 203 mm. Objek akan diberikan perlakuan berdasarkan variabel penelitian yang digunakan untuk dianalisis *noise* pada citra. Variabel yang digunakan adalah variabel kontrol, variabel bebas dan variabel terikat. Variabel kontrol yang digunakan adalah tegangan tabung, arus tabung dan diameter ROI. Sedangkan variabel bebas yang digunakan dalam penelitian ini adalah *slice thickness*. Penelitian ini untuk mengindikasikan adanya *noise* pada setiap ketebalan irisan yang berbeda-beda. Rancangan penelitian yang dilakukan mengikuti prosedur penelitian pada Gambar 3.4.



Gambar 3.4 Prosedur penelitian

Phantom dipasang pada ujung meja pemeriksaan seperti pada Lampiran 3.1 dan informasi pemeriksaan yang diperoleh setelah dilakukan *scanning* seperti pada Lampiran 3.2. Pengaturan parameter yang digunakan yaitu tegangan tabung sebesar 120 kV, arus-waktu tabung sebesar 300 mAs. *Scanning* dilakukan beberapa setiap ketebalan irisan yang berbeda-beda yaitu 0,8 mm; 0,9 mm; 1 mm; 1,5 mm; 2 mm; 2,5mm; 3 mm; 4 mm; 4,5 mm; 5 mm dan 10 mm, sehingga diperoleh 11 citra *water phantom* dari proses *scanning* tersebut. Setelah proses *scanning* tersebut citra didapatkan dalam format DICOM yang nantinya akan diolah dan dianalisis menggunakan *software* pengolah gambar yaitu *Radiant DICOM viewer* untuk melakukan proses ROI. Proses ROI dilakukan dengan meletakkan di 5 titik berbeda pada citra dengan membuat pola *elips* berdiameter 2,22 cm², kemudian diulang untuk setiap ketebalan irisan yang berbeda. Dari proses ROI diperoleh nilai *mean*, *min*, *max* dan SD (Standar Deviasi). Nilai SD ini yang nantinya digunakan untuk merepresentasikan *noise*.

Perhitungann nilai standar deviasi (SD) dari ROI pada citra dapat menjadi indikasi penyimpangan fluktuasi *CT number* yang berhubungan dengan *noise*. Dengan kata lain *noise* citra didefinisikan secara statis berdasarkan standar deviasi nilai intensitas CT pada daerah keseragaman. Kemudian setelah mendapatkan nilai standar deviasi dari 5 titik ROI masing-masing *slice thickness* dilakukan analisis. Untuk analisis *noise* berdasarkan Perka Bapeten dilakukan perhitungan evaluasi *noise* secara kuantitatif. Analisis statistik diimplementasikan menggunakan fungsi uji-F. Setelah semua data diperoleh kemudian dianalisis pengaruh variabel bebas dengan variabel terikat yang dihasilkan secara keseluruhan dalam pembahasan. Kemudian dari pembahasan dapat ditarik kesimpulan berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan.

3.3 Jenis dan Sumber Data

Jenis sumber data yang digunakan dalam penelitian ini adalah jenis sumber data kuantitatif. Berdasarkan pengolahan ROI dihasilkan data kuantitatif. Data kuantitaif yang didapat dari hasil ROI berupa nilai *mean*, standar deviasi, *min* dan *max*. Nilai standar deviasi yang diperoleh digunakan untuk mengidentifikasi *noise*

pada citra. Sumber data yang digunakan untuk mengidentifikasi *noise* berdasarkan nilai standar deviasinya adalah data primer dimana data tersebut didapat setelah melakukan eksperimen.

3.4 Definisi Operasional Variabel dan Skala Pengukuran

Variabel – variabel yang digunakan dalam penelitian ini yaitu variabel kontrol, variabel bebas dan variabel terikat. Variabel kontrol merupakan variabel yang dibuat konstan, variabel bebas merupakan variabel yang nilainya dapat diubah, sedangkan variabel terikat adalah variabel yang mengalami perubahan karena pengaruh dari variabel bebas.

3.3.1 Variabel kontrol

Variabel kontrol pada penelitian ini meliputi tegangan tabung yang digunakan adalah 120 kV, arus-waktu tabung yaitu 300 mAs, dan diameter ROI yang digunakan adalah 2,22 cm².

3.3.2 Variabel bebas

Variabel bebas dalam penelitian ini yaitu *slice thickness* dari potongan objek yang akan diperiksa. Variasi *slice thickness* yang digunakan pada penelitian ini adalah irisan 0,8 mm; 0,9mm; 1mm, 1,5mm; 2mm; 2,5mm; 3mm; 4mm; 4,5mm; 5mm dan 10mm.

3.3.3 Variabel terikat

Variabel terikat dalam penelitian ini adalah nilai standar deviasi yaitu nilai intensitas CT atau piksel pada daerah yang homogen dan kualitas citra CT *scan* yang ditentukan karena pengaruh dari variabel bebas yang digunakan.

Skala pengukuran yang digunakan pada penelitian ini yaitu skala pengukuran rasio untuk menyatakan perbandingan hasil yang diperoleh dari setiap ketebalan irisan yang digunakan melalui proses *scanning* objek (*water phantom*). Perbandingan hasil tersebut didasarkan pada nilai standar deviasi yang diperoleh menggunakan ROI.

3.5 Metode Analisis Data

3.5.1 Analisis *Noise* Berdasarkan Standar Deviasi

Analisis *noise* dilakukan dengan cara menghitung standar deviasi menggunakan ROI berdiameter 2,22 cm². Pengukuran ROI pada 5 (lima) area pada masing-masing *slice* seperti Gambar 3.5. Data yang diperoleh berupa data digital yaitu *digital imaging and communication in medicine (DICOM)*. Data yang didapat kemudian dicatat. Langkah selanjutnya data diolah menggunakan uji F yang diolah menggunakan program *microsoft excel*. Nilai-nilai *noise* hasil pengukuran dibandingkan dengan hasil pengolahan statistika menggunakan uji F dengan tingkat signifikansi sebesar 0,01 untuk keseluruhan data *noise* yang diperoleh.

3.5.2 Analisis Keseragaman *Noise*

Analisis keseragaman *noise* citra digunakan untuk mengetahui hasil citra yang dihasilkan dengan menghitung variasi *noise* pada ROI yang berbeda dan mengetahui bahwa hasil analisis *noise* masih dalam batas toleransi yang ditetapkan sebagai uji kesesuaian. Untuk mengetahui nilai *noise* diperoleh dari perhitungan nilai standar deviasi menggunakan persamaan 3.1 pada ke lima posisi pengukuran ROI sebagai berikut:

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{kV_m}{120} \sqrt{\frac{mAs_m \times slice_m}{300 \times 8}} \quad (3.1)$$

Dengan:

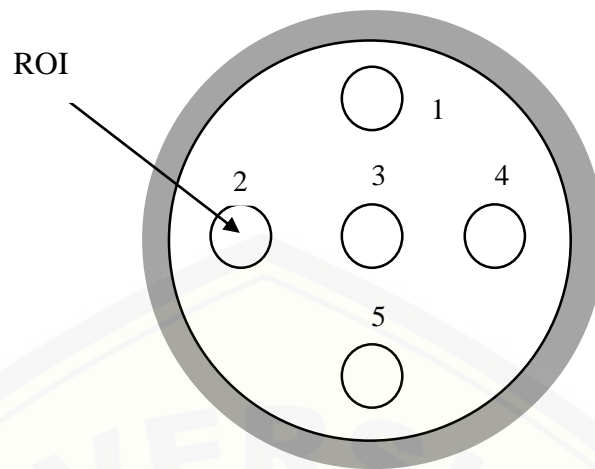
σ_s adalah *noise*

σ_m adalah standar deviasi

kV_m adalah nilai kV pada saat melakukan *scan* pada *phantom*

mAs_m adalah nilai mAs pada saat melakukan *scan* pada *phantom*

$slice_m$ adalah tebal irisan pada saat melakukan *scan* pada *phantom*



Gambar 3.5 Gambar ilustrasi penentuan ROI

Nilai *noise* tersebut sesuai dengan batas toleransi yang telah ditentukan tidak boleh lebih dari 2 CT nilai standar dan nilai maksimum *noise* dikurang dengan nilai minimum *noise* kurang dari sama dengan 2 angka CT.

BAB 5. PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan yang diperoleh berdasarkan hasil penelitian dan pembahasan yaitu:

1. *Slice thickness* berpengaruh terhadap hasil standar deviasi yang diterima sebagai indikasi *noise*. Semakin tebal *slice thickness* maka standar deviasi akan semakin kecil begitu pula sebaliknya semakin tipis *slice thickness* standar deviasi akan semakin besar. Dari penelitian ini diketahui *slice thickness* dengan nilai standar deviasi paling kecil yang diperoleh yaitu pada *slice thickness* 10 mm dengan nilai standar deviasi sebesar 2,822.
2. Perhitungan *noise* berdasarkan analisis dari Bapeten menyatakan bahwa nilai-nilai *noise* tersebut masih dalam batas toleransi yang sudah ditetapkan oleh Bapeten dengan nilai $\Delta \text{noise} \leq 2$ dan *slice thickness* berpengaruh terhadap nilai *noise* yang dihasilkan.

5.2 Saran

Saran yang dapat diberikan dari hasil penelitian ini yaitu sebaiknya pada penelitian selanjutnya untuk analisis kualitas citra dilakukan lebih dari satu parameter, sehingga dapat diketahui nilai *slice thickness* yang baik dan optimal digunakan dalam pemeriksaan tanpa mengurangi informasi yang disampaikan pada citra tersebut dengan beberapa parameter. Lebih baik lagi jika menggunakan dua alat pesawat CT-*scan* untuk membandingkan hasil yang diperoleh dari keduanya, karena setiap alat memiliki performa yang berbeda-beda sehingga data yang dihasilkan akan lebih akurat.

DAFTAR PUSTAKA

- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). 2002. *Quality Control in Diagnostic Radiology*. AAPM Report no. 74: Medical Physics Publishing. USA: Madison.
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). 2008. *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. AAPM Report no : 96 Medical Physics Publishing. USA: Collage Park.
- Alshipli, M. dan N. A. Kabir. 2007. Effect of *Slice Thickness* On Image *Noise* and Diagnostistic Content Of Single-Source-Dual Energy Computed Tomography. *Journal of Physics*. 851(012005): 1742-6596.
- Ardiyanto, J. 2013. *CT Scan Dasar*. Semarang: Materi Diklat.
- Ballinger, P. W. 1995. *Atlas of Radiographic and Related Anatomy*. London: The Mosby Company.
- Berland, L. L. 1987. *Practical CT: Technology and Techniques*. New York: Revan Press.
- Bertalya. 2005. *Representasi Citra*. Depok: Universitas Gunadarma.
- Bontrager, K. L. 2001. *Text book of Positioning and Related Anatomy*. Fifth Edition. St. Louis: CV. Mosby Company.
- Brilliance CT. 2006. *0- Level system Performance Manual 453567359211 Revision E*. Philips Medical System.
- Bushberg, J. T. 2002. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Second Edition. Philadelphia, USE: Lippincot Williams & Wilkins.
- Bushberg, J. T., J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, dan J. M. Boone. 2012. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Third Edition. Philadelphia, USE: Lippincot Williams & Wilkins.
- Bushong, C. S. 2001. *Computed Tomography*. New York: Mc Graw Hill Company.
- Buzug, T. M. 2008. *Computed Tomography From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*. Berlin: Springer-Verlag.
- Cantatore, A dan P. Muller. 2011. *Introduction to computed tomography*. Sweden: Linköping University.

- Chiu L. C. 1995. *Clinical Computed Tomography for the Technologist*. Second Edition. New York: Raven Press.
- Chrismawan, H. 2001. *Pengaruh Tegangan Tabung Sinar-X dan Ketebalan Objek terhadap Paparan Radiasi Hambur dengan Menggunakan Dosimeter Film*. Skripsi. Semarang: Universitas Diponegoro.
- Gabriel, J. F. 1996. *Fisika Kedokteran*. Jakarta: buku Kedokteran EGC Edisi VII.
- Goldman, L. W. 2007. *Principles of CT: Radiation Dose And Image Quality*. Journal of nuclear medicine technology.
- Gonzalez, R.C. and E. W. Rafael. 2008. *Digital Image Processing*. United State, America: Prentice-Hall, Inc.
- Hendee, W. R. dan E. R. Rittenour. 2002. *Medical Imaging Physics*. New York, USA: Wiley-Liss inc.
- Herman, T. G. 2009. *Fundamentals of Computerized Tomography*. USA: Springer.
- Jaengsri, N. 2004. *CT Protocol*. Bangkok: Radiology Departement Of Takshin Hospital.
- Jain, A. K. 1995. *Fundamentals of Digital Image Processing*. New Delhi: Prentice-Hall of India.
- Joseph, N. dan R. Taffi. 2010. *Quality Assurance and The Helical (Spiral) Scanner*. CE Essentials. Online Radiography Continuing Education for Radiologic X-ray Technologist.
- Lin, P. P dan T. J. Beck. 1993. AAPM report no. 39. *Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners*. New York: The American Institute of Physics.
- Medixant. 2016. *Radiant DICOM Viewer User Manual Version 3.0.2*. Medixant.
- McNitt-Gray, M. F., C. H. Cagnon, T. D. Solberg, and I. Chetty. 1999. *Radiation dose in Spiral CT: The relative effects of collimation and pitch*. The International Journal of Medical Physics and Practice. USA: AAPM.
- Neseth R., 2000, *Procedures and Documentation for CT and MRI*. CIC Edizioni Internazionali.
- Ohnesorge, B. M. 2007, *Multi-slice and Dual-Source CT in Cardiac Imaging*. Verlag Berlin Heidelberg: Springer.

- Papp, J. 2006. *Quality Management in The Imaging Sciences*, third edition. Mosby Elsevier: Inc. Missouri.
- Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir. Nomor 9 tahun 2011. Tentang Uji Kesesuaian Pesawat sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional. Jakarta: BAPETEN.
- Prasetyo, E. 2011. *Pengolahan Citra Digital dan Aplikasinya menggunakan Matlab*. Yogyakarta: Andi.
- Rasad, S. 2000. *Radiologi Diagnostik*. Jakarta: Balai penerbit FKUI.
- Safety act, Radiation. 2006. *Diagnostik X-ray Equipment Compliance Testing*. Western Australia: Radiological Council.
- Seeram, E. 2001. *Computed Tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. Second edition. Philadelphia: WB Saunders Company.
- Seletchi, E.D. dan O. G. Dului. 2007. *Image Processing and Data Analysis in Computed Tomography*. Romania: University of Bucharest.
- Sprawls, P. 1995. *Physical Principlee of Medical Imagingg*, Second Edition. Medison, Wisconsin: Medical Physic Publishing.
- Stern, S., H. Freier, K. Farris, A. Gantt, B. Matkovich, J. Nakasone, J. Neal, R. Scott, dan M. A. Spohrer. 2007. *Tabulation and Graphical Summary of 2000 servey of Computed Tomography*. Nationwide Evaluation of X-Ray Trends, Kentucky: CRCPD Inc
- Supangat. A. 2007. *Statistika dalam Kajian Deskriptif, Inferensi, dan Nonparametik*. Jakarta: Prenada Media Group.
- Sutoyo, T., dan E. Mulyanto. 2009. *Teori Pengolahan Citra Digital*. Yogyakarta: Andi Offset.
- Suwono, S. P. 2015. *Optimasi Alumunium Oksida untuk Aplikasi Alternatif Phantom Tulang Kortikal*. Semarang: Universitas Negeri Semarang.
- Wang, Y. 1999. *Physics Of Radiography*. Brooklyn, New York: Polytechnic University.

DAFTAR ISTILAH

A

Axial adalah potongan melintang searah poros.

Atenuasi adalah pelemahan sinar-X setelah melewati objek.

B

Bilangan CT adalah bilangan atau angka yang digunakan untuk menetapkan koefisien relative penyerapan untuk setiap pixel jaringan.

C

Coronal adalah bidang vertikal yang melalui tubuh, letaknya tegak lurus terhadap bidang median atau sagital. membagi tubuh menjadi bagian depan (frontal) dan belakang (dorsal).

CRT (Cathode Ray Tube) adalah suatu tabung ruang hampa yang berisi suatu senapan elektron (*electron guns*) dan suatu elemen pemanas, yang berfungsi untuk mempercepat dan membelokkan berkas elektron (*electron beams*), atau sebagai *output device* untuk menampilkan hasil program atau instruksi sehingga dapat dengan mudah dilihat oleh personil yang mengoprasikannya.

CSF adalah cairan serebrospinal yaitu cairan penting yang terdapat dalam otak dan tulang belakang manusia.

CT Scan adalah suatu alat pencitraan atau prosedur medis untuk menggambarkan bagian-bagian tubuh tertentu menggunakan bantuan sinar-X khusus.

D

Data Acquisition System (DAS) adalah untuk menangkap sinar-X yang telah menembus objek, mengubah sinar-X dalam bentuk cahaya tampak, kemudian mengubah cahaya tampak tersebut menjadi sinyal-sinyal elektron, lalu

kemudian menguatkan sinyal-sinyal elektron tersebut dan mengubah sinyal elektron tersebut kedalam bentuk data digital.

Detektor adalah suatu bahan yang peka terhadap radiasi, yang bila dikenai radiasi akan menghasilkan tanggapan mengikuti mekanismenya.

F

Fisiologis adalah berkaitan dengan faal (ciri-ciri tubuh)

Foton adalah partikel dasar atau kuantum radiasi elektromagnetik.

H

HU (*Hounsfield Unit*) adalah satuan dari nilai pelemahan sinar-X setelah melewati objek yang nilai tersebut menggambarkan perbedaan organ.

I

Integrator adalah rangkaian yang digunakan operasi integrasi secara matematik karena dapat menghasilkan tegangan keluaran yang sebanding dengan integral masukan.

Interpolasi adalah cara menentukan nilai yang berada diantara dua nilai yang diketahui berdasarkan suatu fungsi persamaan.

N

Noise adalah sinyal-sinyal yang tidak diinginkan yang selalu ada dalam suatu sistem transmisi, *noise* ini akan mengganggu kualitas dari sinyal terima yang diinginkan.

P

Patologis adalah kajian dan diagnosis penyakit melalui pemeriksaan organ, jaringan, cairan tubuh, dan seluruh tubuh (autopsi).

Phantom adalah suatu bentuk permodelan dari objek manusia yang digunakan dalam bidang radiologi baik radiodiagnostik maupun radioterapi untuk evaluasi kualitas gambar radiograf secara realistis.

Piksel adalah bilangan CT di layar CRT yang tersusun dari beberapa bagian terkecil.

Protokol adalah program yang ditetapkan vendor, dimana di dalamnya terdapat beberapa pengaturan dan parameter pemindaian untuk mendiskripsikan pemeriksaan CT yang dilakukan.

S

Sinar-X konvensional adalah salah satu jenis pesawat sinar-X yang digunakan untuk radiografi dengan pergerakannya yang terbatas pada stasioner.

Slice thickness adalah tebal tipisnya suatu irisan citra atau potongan dari objek yang diperiksa.

T

Tomografi adalah teknik radiografi untuk memperlihatkan struktur jaringan anatomi yang berada pada sebuah bidang jaringan dimana struktur anatomi atas dan di bawahnya terlihat kabur.

Transmisi adalah sinar yang diteruskan.

V

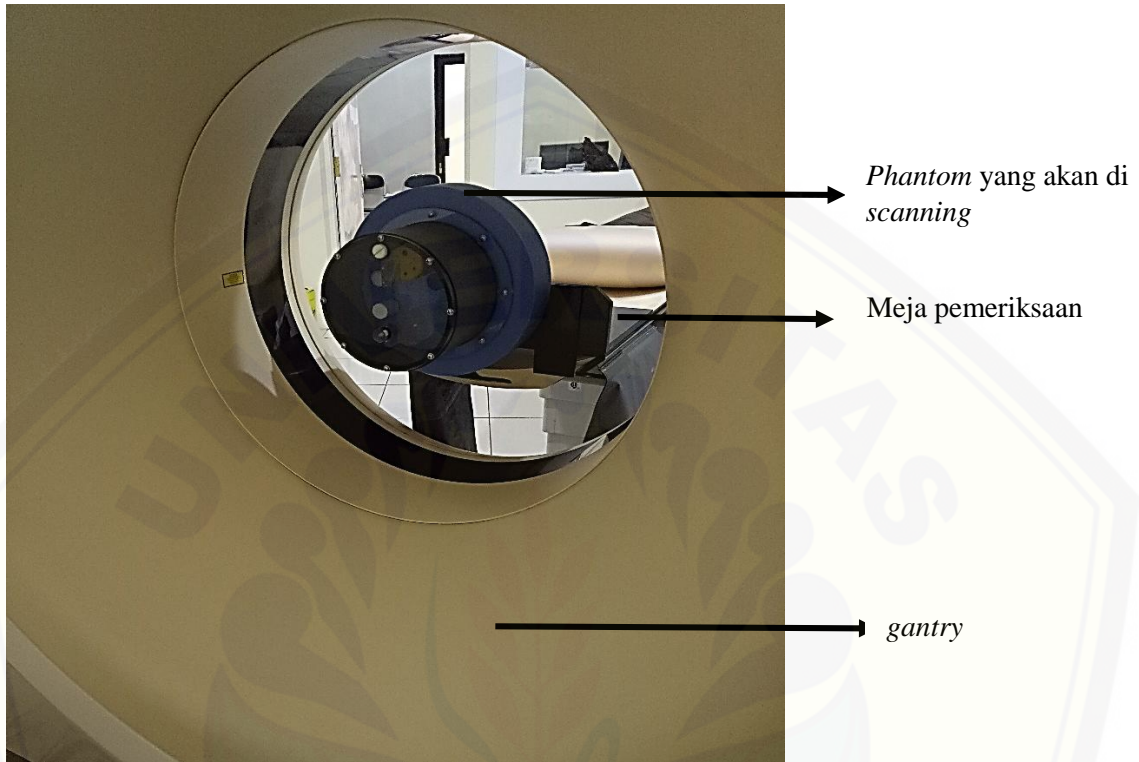
Voxel (volume objek) adalah elemen dasar untuk menetapkan volume jaringan dimana setiap piksel memiliki bagian untuk merekonstruksi bayangan.

W

Windowing adalah menganalisa suatu data dengan cara mengambil suatu bagian yang mewakilinya

LAMPIRAN

LAMPIRAN 3.1 Pemasangan *Phantom* pada Pesawat Sinar-X



LAMPIRAN 3.2 Informasi Pemeriksaan

Exam Information		RELA/NIA TES 25					
Im: 3/4		1104018					
Se: 301		F					
Study ID	54	RSU Dr. H Koesnadi Bondowoso					
Time	11/04/2018 12:17 PM	54					
Total DLP	157 mGy*cm	Head Axial					
		Exam Summary					
		Dose Information					
Dose							
#	Scan Label	Scan Mode	mAs	kV	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type [cm]
1		Surview		120	0.085	2.2	BODY 32 CM
2		Axial	300	120	38.7	154.8	HEAD 16 CM

LAMPIRAN 4.1 Hasil ROI menggunakan *Radian DICOM viewer* (tegangan: 120 kV ; Arus-waktu: 300 mAs)

4.1.1 Hasil proses ROI menggunakan *Radian DICOM Viewer* pada *slice thickness* 0,8mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	33	-31	1410	-0,1348	9,818
2	2,22	26	-28	1416	-0,4598	8,292
3	2,22	29	-28	1415	-0,1707	9,247
4	2,22	22	-27	1408	-0,8474	8,07
5	2,22	27	-36	1407	-0,3256	8,796
rata-rata		27,4	-30	1411,2	-0,3877	8,8446

4.1.2 Hasil proses ROI menggunakan *Radian DICOM Viewer* pada *slice thickness* 0,9mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	21	-23	1411	-1,062	6,856
2	2,22	21	-25	1413	-1,301	7
3	2,22	26	-27	1415	-1,432	8,521
4	2,22	17	-24	1408	-1,236	7,137
5	2,22	21	-26	1408	-1,176	7,633
rata-rata		21,2	-25	1411	-1,2414	7,4304

4.1.3 Hasil proses ROI menggunakan *Radian DICOM Viewer* pada *slice thickness* 1 mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	19	-20	1405	-0,8634	6,767
2	2,22	24	-24	1413	-1,355	6,949
3	2,22	20	-24	1410	-1,89	7,811
4	2,22	19	-22	1409	-2,078	6,526
5	2,22	17	-30	1405	-1,614	7,019
rata-rata		19,8	-24	1408,4	-1,5601	7,0144

4.1.4 Hasil proses ROI menggunakan *Radian DICOM Viewer* pada *slice thickness* 1,5mm

ROI	Area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	18	-16	1410	-0,1859	5,45
2	2,22	13	-15	1409	-0,7332	5,092
3	2,22	19	-20	1411	-1,563	6,008
4	2,22	15	-16	1408	-0,8715	5,19
5	2,22	15	-21	1410	-0,6206	5,198
rata-rata		16	-17,6	1409,6	-0,7948	5,3876

4.1.5 Hasil proses ROI menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness* 2 mm

ROI	Area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	13	-14	1410	-0,21	4,328
2	2,22	11	-15	1409	-0,7722	4,733
3	2,22	15	-19	1411	-1,287	5,249
4	2,22	12	-19	1408	-1,318	4,559
5	2,22	11	-16	1410	-0,6454	4,508
rata-rata		12,4	-16,6	1409,6	-0,8465	4,6754

4.1.6 Hasil proses ROI menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness* 2,5mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	10	-16	1406	-0,4417	3,931
2	2,22	13	-12	1410	-0,9164	4,279
3	2,22	16	-19	1410	-1,215	5,06
4	2,22	11	-11	1411	-1,081	3,865
5	2,22	14	-14	1409	-0,7403	4,196
rata-rata		12,8	-14,4	1409,2	-0,8789	4,2662

4.1.7 Hasil proses ROI menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness* 3 mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	11	-11	1411	-0,3884	3,456
2	2,22	11	-13	1415	-0,916	3,79
3	2,22	11	-13	1416	-1,102	4,392
4	2,22	10	-13	1406	-0,6793	3,525
5	2,22	13	-14	1405	-0,847	4,112
rata-rata		11,2	-12,8	1410,6	-0,7865	3,855

4.1.8 Hasil proses ROI menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness* 4 mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	9	-11	1408	-0,238	3,193
2	2,22	7	-14	1411	-0,747	3,278
3	2,22	12	-12	1412	-1,001	4,102
4	2,22	11	-13	1409	-0,8311	3,59
5	2,22	9	-10	1411	-0,5663	3,267
rata-rata		9,6	-12	1410,2	-0,6767	3,486

4.1.9 Hasil proses ROI menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness* 4,5mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	9	-10	1406	-0,5399	3,048
2	2,22	10	-11	1417	-0,7142	3,384
3	2,22	12	-11	1417	-0,65	3,661
4	2,22	9	-12	1411	-0,7881	3,36
5	2,22	9	-11	1411	-0,7421	3,151
rata-rata		9,8	-11	1412,4	-0,6869	3,3208

4.1.10 Hasil proses ROI menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness* 5 mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	8	-10	1407	-0,1948	2,725
2	2,22	11	-11	1410	-1,056	3,228
3	2,22	11	-16	1409	-0,7878	3,457
4	2,22	8	-9	1410	-0,9164	2,856
5	2,22	9	-11	1409	-0,4266	3,237
rata-rata		9,4	-11,4	1409	-0,6763	3,1006

4.1.11 Hasil proses ROI menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness* 10mm

ROI	area (cm ²)	max	min	piksel	mean	SD
1	2,22	8	-8	1409	-0,8503	2,645
2	2,22	8	-12	1417	-0,8039	2,773
3	2,22	10	-10	1417	-0,5872	3,16
4	2,22	7	-9	1410	-1,737	2,737
5	2,22	8	-11	1411	-0,4827	2,797
rata-rata		8,2	-10	1412,8	-0,8922	2,8224

LAMPIRAN 4.2 Hasil standar deviasi pengukuran ROI dengan variasi *slice thickness*

<i>slice thickness</i> (mm)	SD 1 ROI	SD 2 ROI	SD 3 ROI	SD 4 ROI	SD 5 ROI	rata-rata SD ROI	Standar Deviasi SD	standar error SD
0,8	9,818	8,292	9,247	8,07	8,796	8,845	0,7101	0,355
0,9	6,856	7	8,521	7,137	7,633	7,430	0,6759	0,338
1	6,767	6,949	7,811	6,526	7,019	7,014	0,4844	0,242
1,5	5,45	5,092	6,008	5,19	5,198	5,388	0,3712	0,186
2	4,328	4,733	5,249	4,559	4,508	4,675	0,3516	0,176
2,5	3,931	4,279	5,06	3,865	4,196	4,266	0,4766	0,238
3	3,456	3,79	4,392	3,525	4,112	3,855	0,3958	0,198
4	3,193	3,278	4,102	3,59	3,267	3,486	0,3766	0,188
4,5	3,048	3,384	3,661	3,36	3,151	3,321	0,2369	0,118
5	2,725	3,228	3,457	2,856	3,237	3,101	0,3011	0,151
10	2,645	2,773	3,16	2,737	2,797	2,822	0,1974	0,099

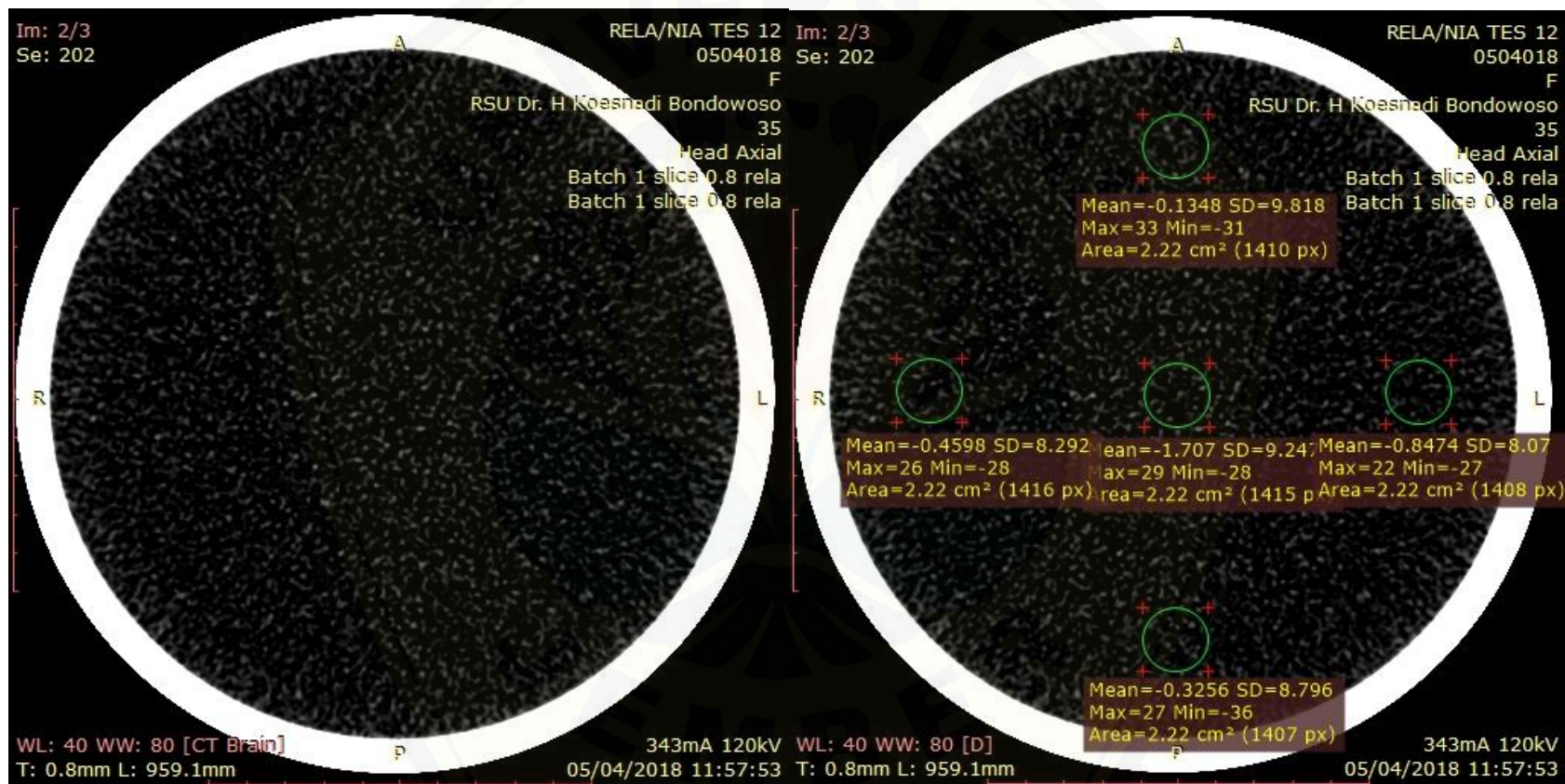
Nilai standar deviasi (SD) diperoleh dari hasil ROI

$$\text{standar deviasi} = \sqrt{\frac{\sum (SD - \overline{SD})^2}{n - 1}}$$

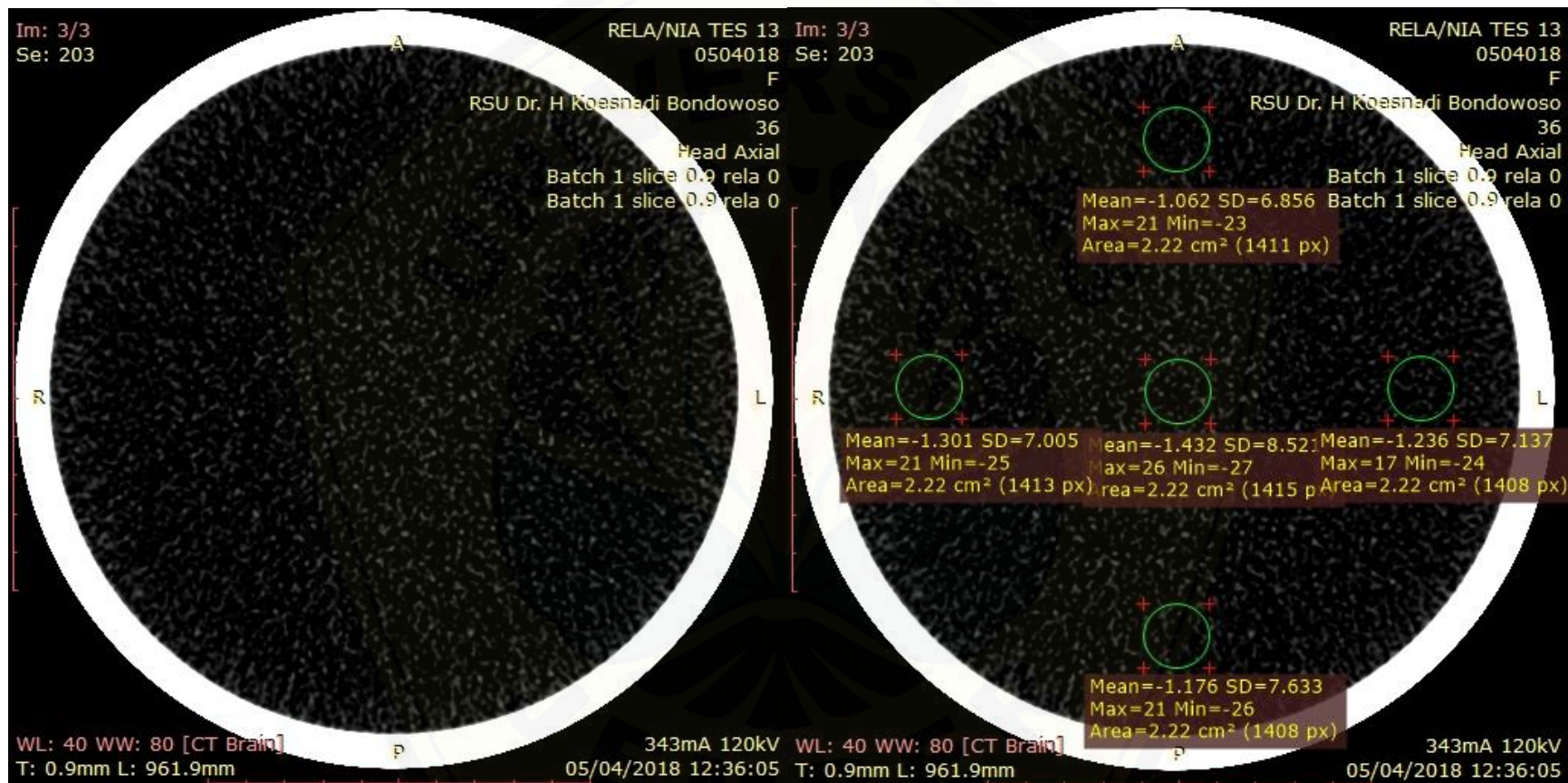
$$\text{standar error} = \frac{\text{standar deviasi}}{\sqrt{n-1}}$$

LAMPIRAN 4.3. Hasil gambar *scanning* citra *water phantom* dan sesudah ROI (tegangan 120 Kv dan arus 300 mAs)

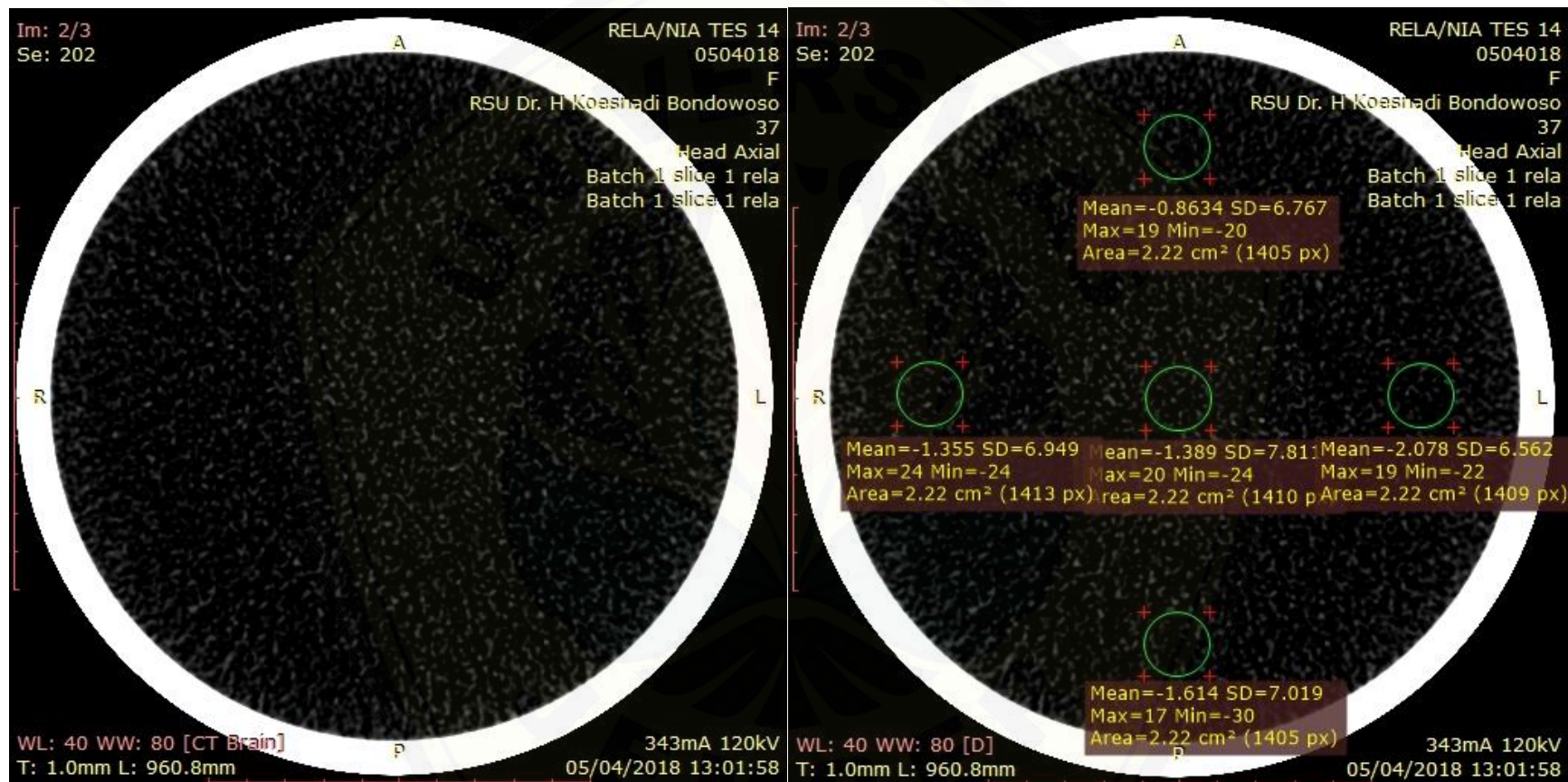
4.3.1 Tampilan hasil *scanning* *water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness* 0,8 mm



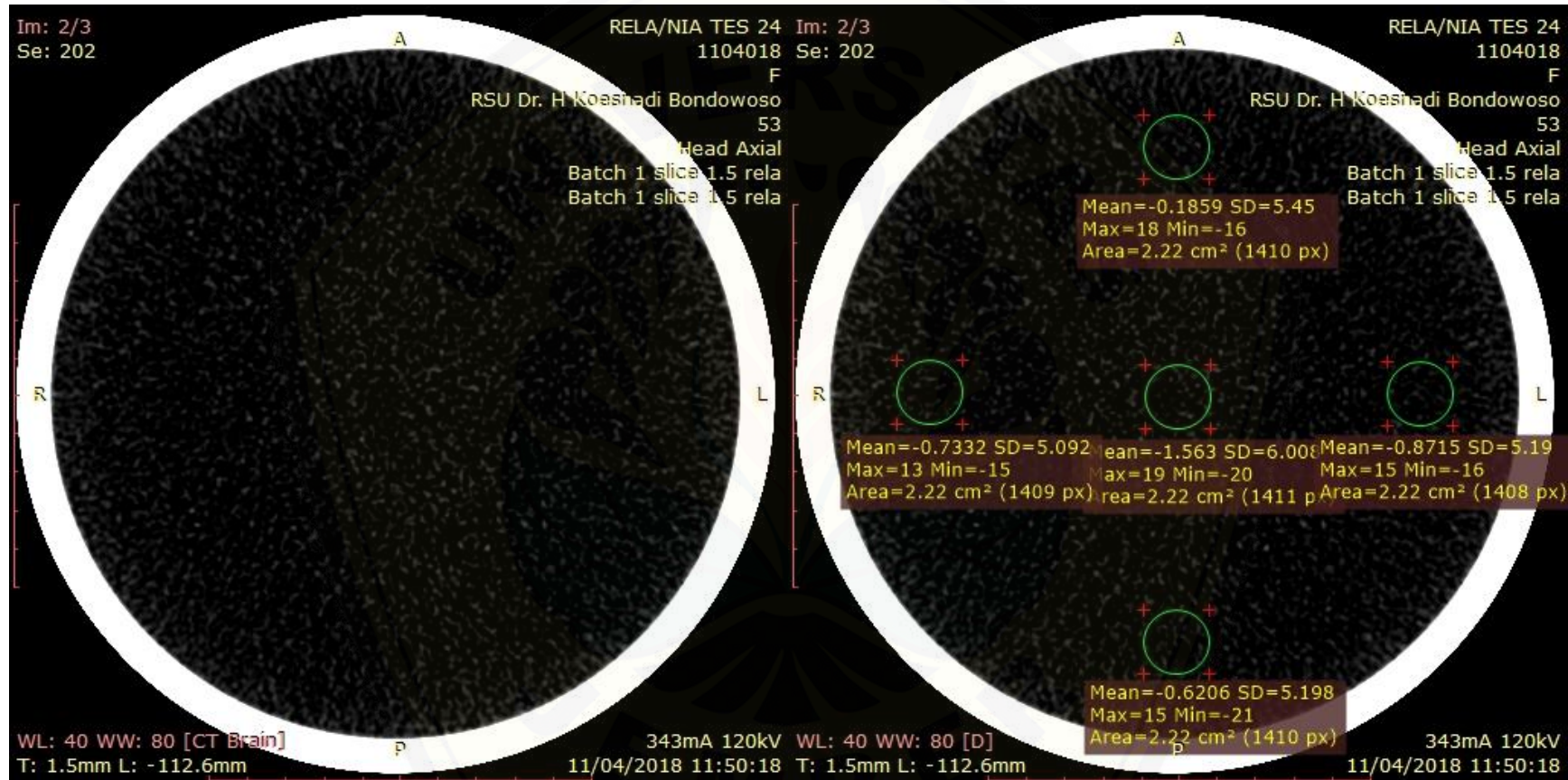
4.3.2 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 0,9 mm*



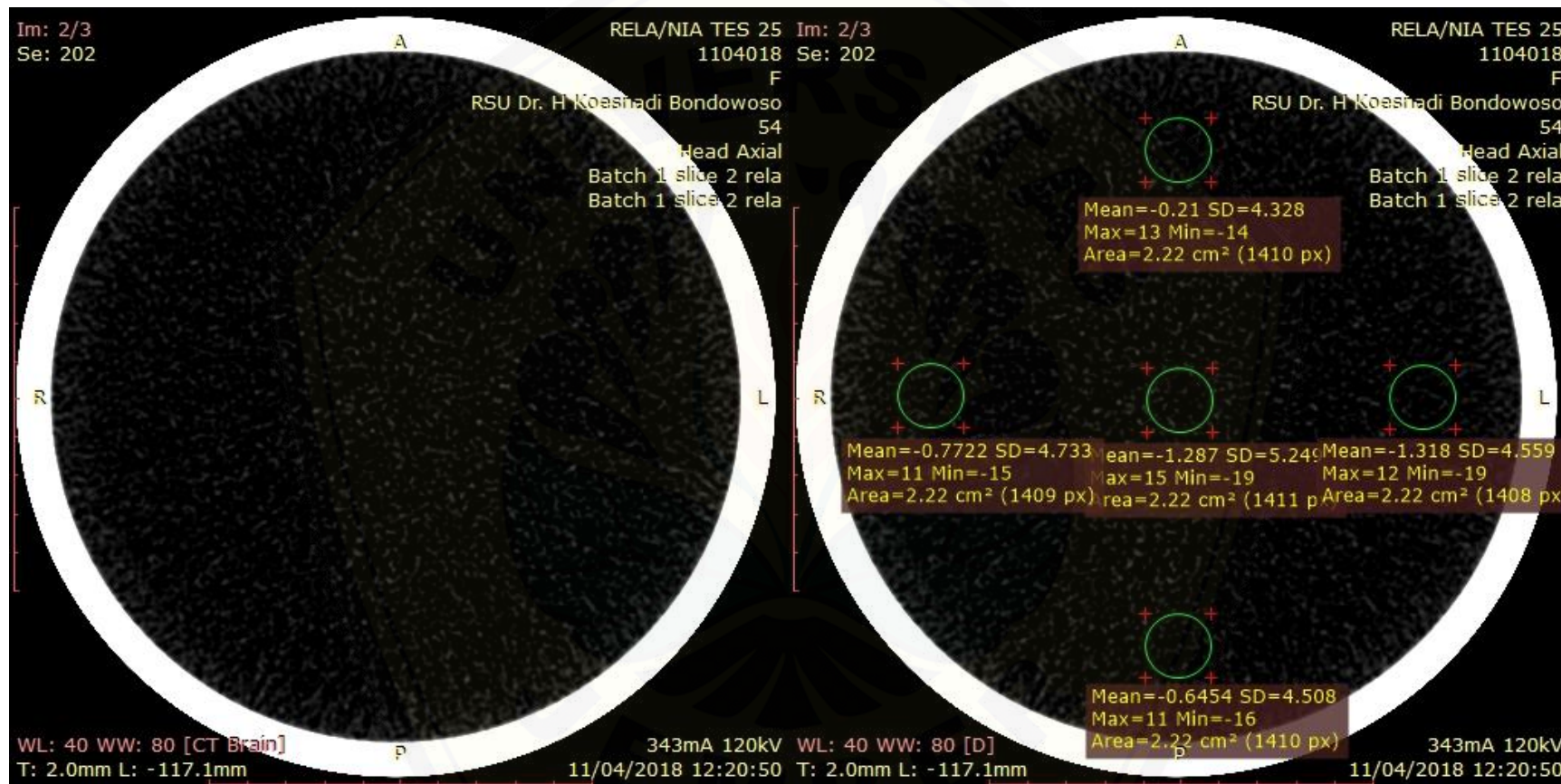
4.3.3 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 1 mm*



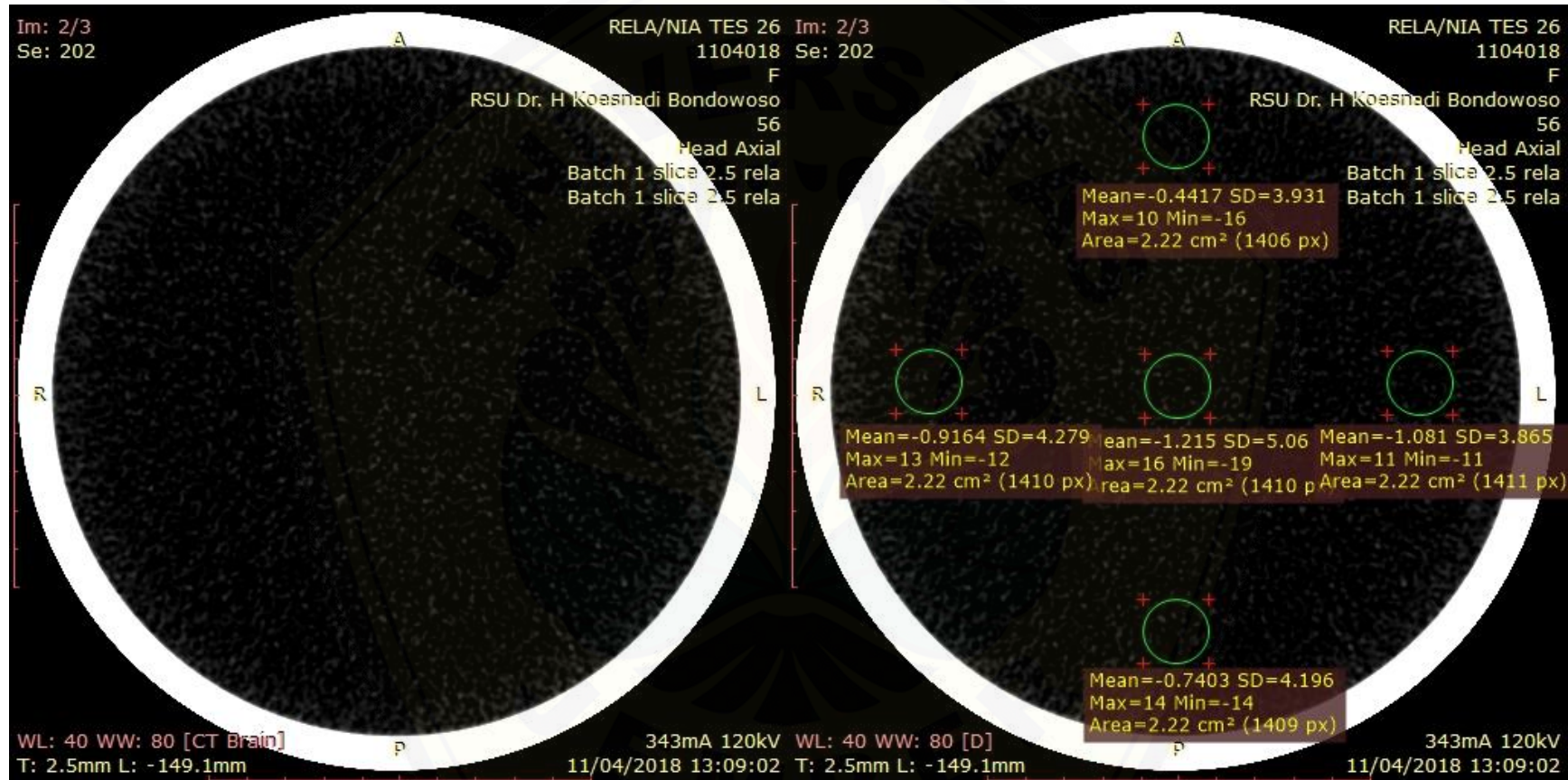
4.3.4 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 1,5 mm*



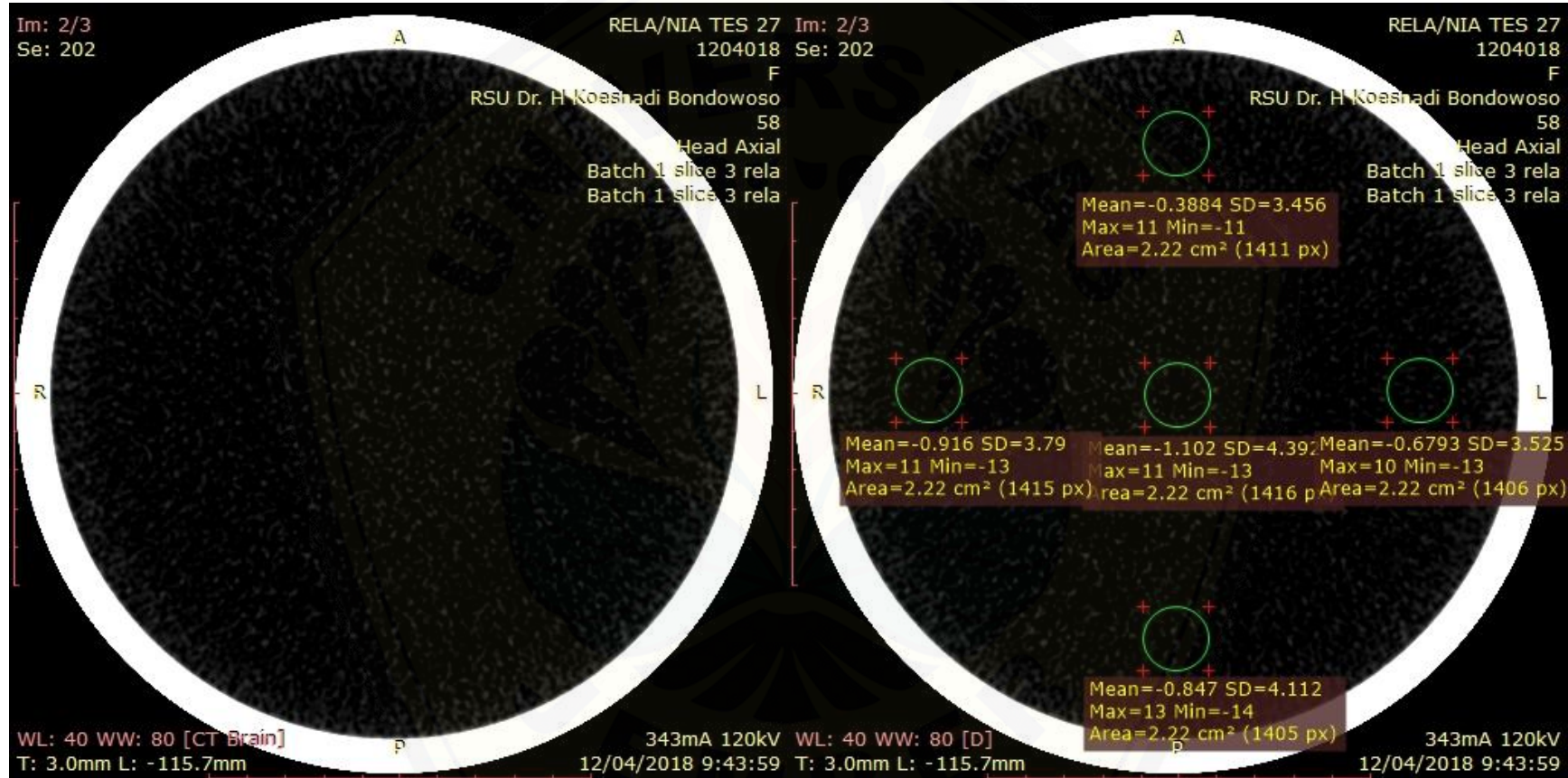
4.3.5 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 2 mm*



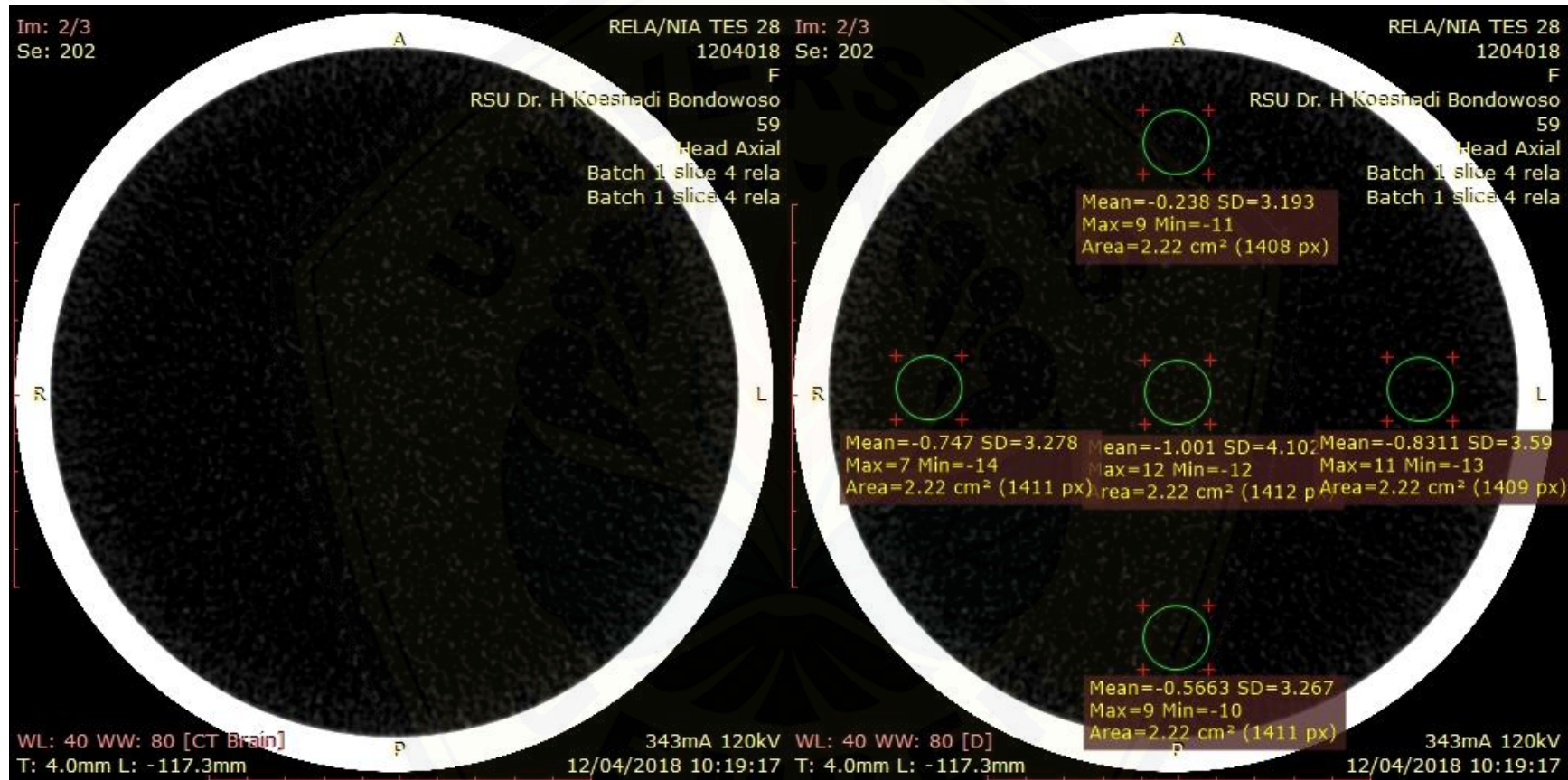
4.3.6 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 2,5 mm*



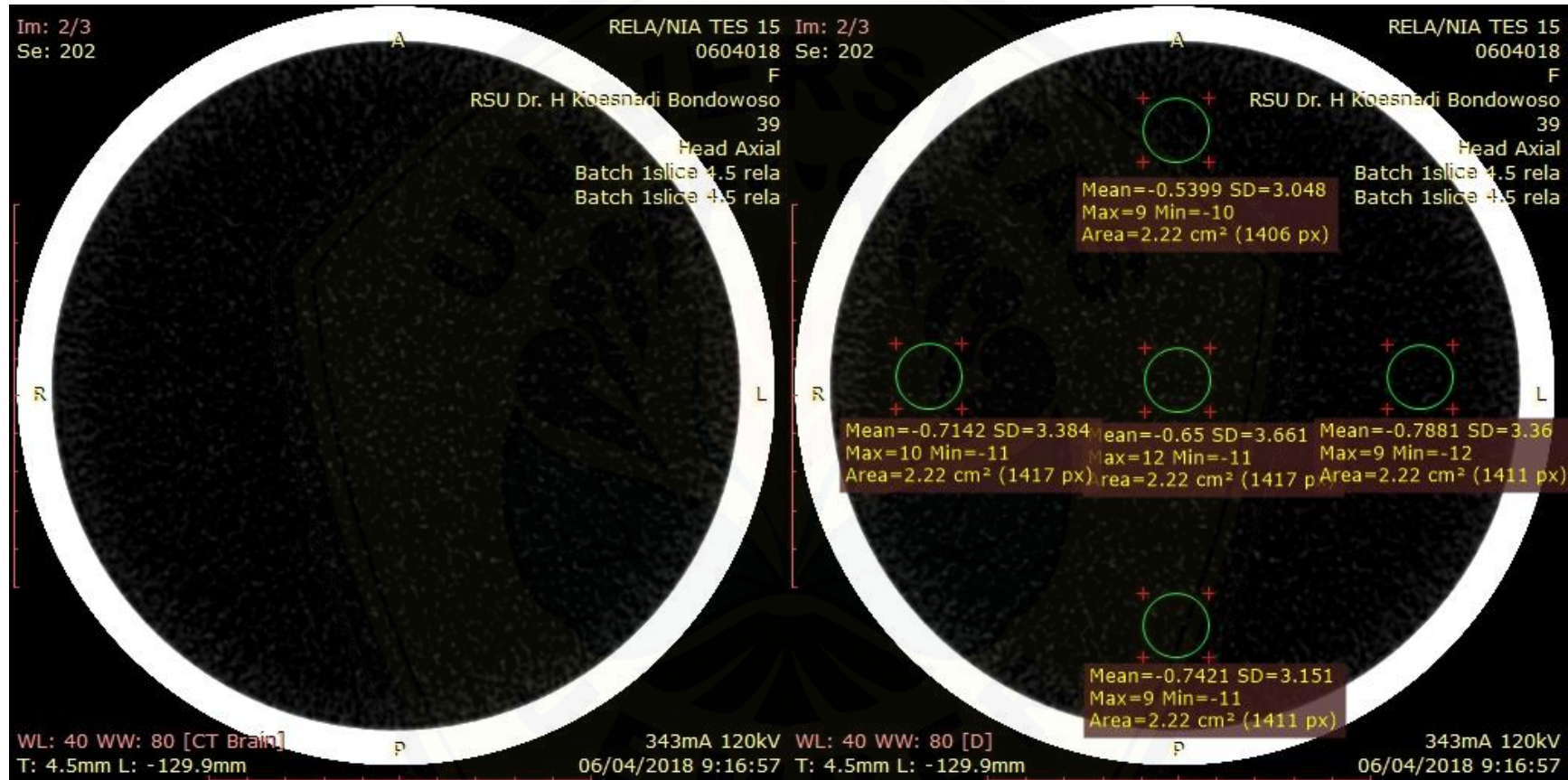
4.3.7 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 3 mm*



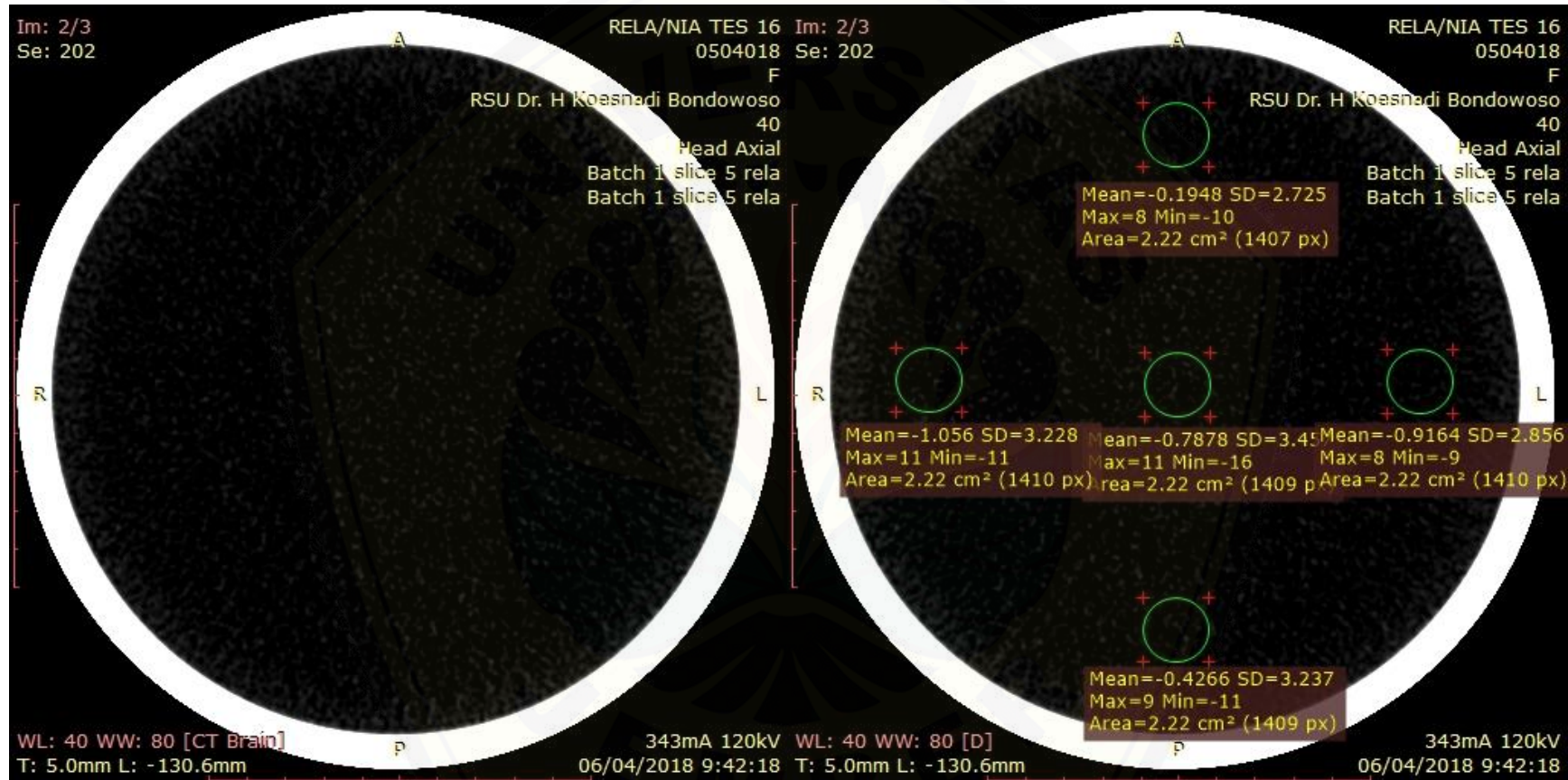
4.3.8 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 4 mm*.



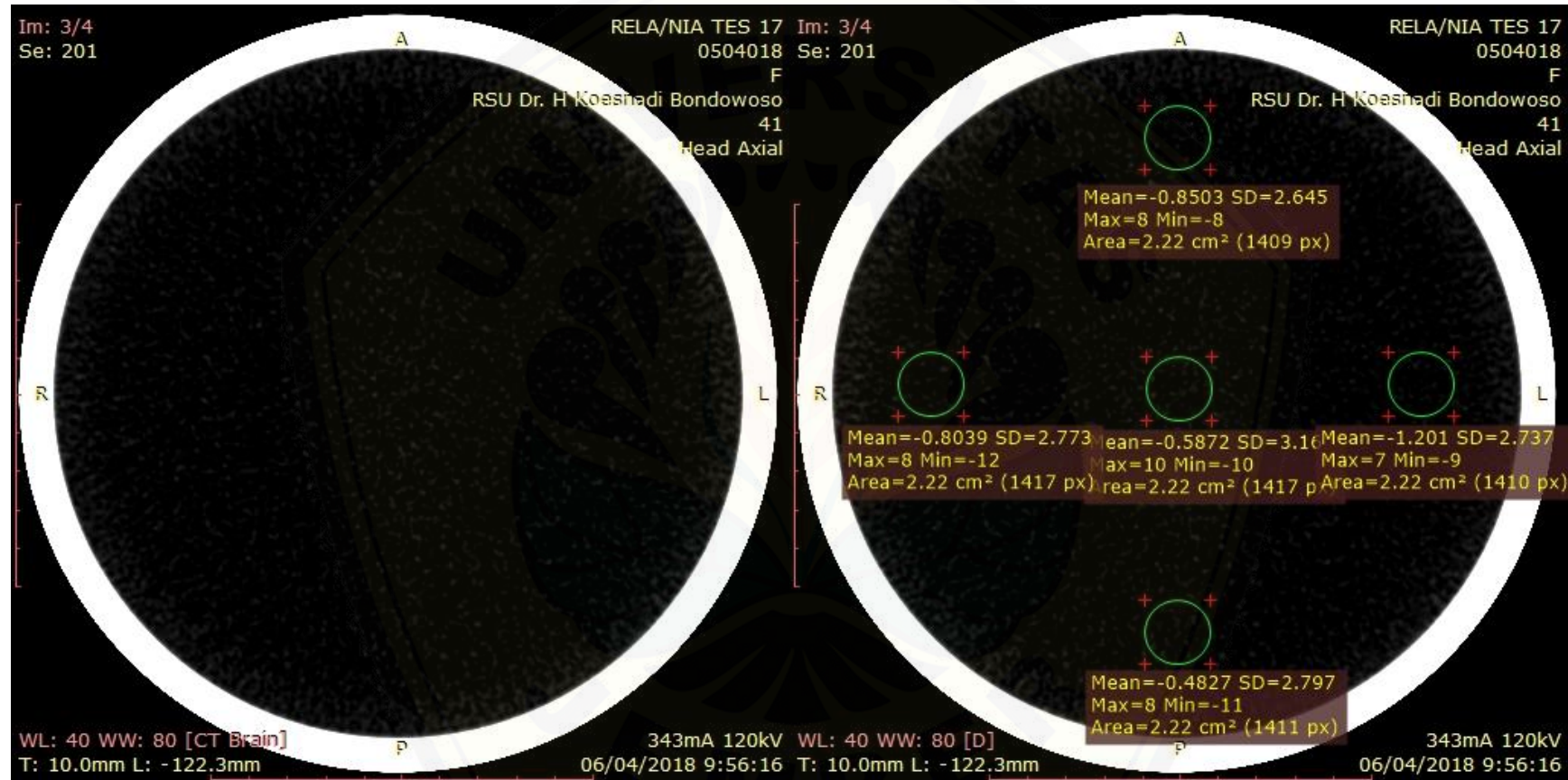
4.3.9 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 4,5 mm*



4.3.10 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 5 mm*



4.3.11 Tampilan hasil *scanning water phantom* menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada *slice thickness 10 mm*



LAMPIRAN 4.4 Tabel Hasil Perhitungan *Noise* Terkoreksi (σ_s)

<i>slice thickness</i> (mm)	SD 1	SD 2	SD	SD 4	SD 5	σ_s					<i>noise max-noise min</i>	rata-rata σ_s	standar deviasi σ_s	standart error
						1	2	3	4	5				
0,8	9,818	8,292	9,247	8,07	8,796	3,105	2,622	2,924	2,552	2,782	0,553	2,797	0,225	0,112
0,9	6,856	7	8,521	7,137	7,633	2,300	2,350	2,858	2,394	2,560	0,558	2,492	0,227	0,113
1	6,767	6,949	7,811	6,526	7,019	2,392	2,457	2,762	2,307	2,482	0,454	2,480	0,171	0,086
1,5	5,45	5,092	6,008	5,19	5,198	2,360	2,205	2,602	2,247	2,251	0,397	2,333	0,161	0,080
2	4,328	4,733	5,249	4,559	4,508	2,164	2,367	2,625	2,280	2,254	0,461	2,338	0,176	0,088
2,5	3,931	4,279	5,06	3,865	4,196	2,197	2,392	2,829	2,161	2,346	0,668	2,385	0,266	0,133
3	3,456	3,79	4,392	3,525	4,112	2,116	2,321	2,690	2,159	2,518	0,573	2,361	0,242	0,121
4	3,193	3,278	4,102	3,59	3,267	2,258	2,318	2,901	2,539	2,310	0,59	2,465	0,266	0,133
4,5	3,048	3,384	3,661	3,36	3,151	2,286	2,538	2,746	2,520	2,363	0,46	2,491	0,178	0,089
5	2,725	3,228	3,457	2,856	3,237	2,154	2,552	2,733	2,258	2,559	0,579	2,451	0,238	0,119
10	2,645	2,773	3,16	2,737	2,797	2,957	3,100	3,533	3,060	3,127	0,576	3,156	0,221	0,110

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{kVm}{120} \sqrt{\frac{mAs \cdot m \cdot X \cdot slice \cdot m}{300 \cdot X \cdot 8}}$$

Dengan:

- σ_s adalah *noise* terkoreksi
 σ_m adalah standar deviasi
kVm adalah nilai kV pada saat melakukan *scan* pada *phantom* (120 kV)
mAsm adalah nilai mAs pada saat melakukan *scan* pada *phantom* (300 mAs)
slice-m adalah tebal irisan pada saat melakukan *scan* pada *phantom*

LAMPIRAN 4.5 Tabel statistika F

$\alpha = 0,0100$

df untuk penyebut (N2)	df untuk pembilang (N1)														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	4052	4999	5403	5625	5764	5859	5928	5981	6022	6056	6083	6106	6126	6143	6157
2	98.50	99.00	99.17	99.25	99.30	99.33	99.36	99.37	99.39	99.40	99.41	99.42	99.42	99.43	99.43
3	34.12	30.82	29.46	28.71	28.24	27.91	27.67	27.49	27.35	27.23	27.13	27.05	26.98	26.92	26.87
4	21.20	18.00	16.69	15.98	15.52	15.21	14.98	14.80	14.66	14.55	14.45	14.37	14.31	14.25	14.20
5	16.26	13.27	12.06	11.39	10.97	10.67	10.46	10.29	10.16	10.05	9.96	9.89	9.82	9.77	9.72
6	13.75	10.92	9.78	9.15	8.75	8.47	8.26	8.10	7.98	7.87	7.79	7.72	7.66	7.60	7.56
7	12.25	9.55	8.45	7.85	7.46	7.19	6.99	6.84	6.72	6.62	6.54	6.47	6.41	6.36	6.31
8	11.26	8.65	7.59	7.01	6.63	6.37	6.18	6.03	5.91	5.81	5.73	5.67	5.61	5.56	5.52
9	10.56	8.02	6.99	6.42	6.06	5.80	5.61	5.47	5.35	5.26	5.18	5.11	5.05	5.01	4.96
10	10.04	7.56	6.55	5.99	5.64	5.39	5.20	5.06	4.94	4.85	4.77	4.71	4.65	4.60	4.56
11	9.65	7.21	6.22	5.67	5.32	5.07	4.89	4.74	4.63	4.54	4.46	4.40	4.34	4.29	4.25
12	9.33	6.93	5.95	5.41	5.06	4.82	4.64	4.50	4.39	4.30	4.22	4.16	4.10	4.05	4.01
13	9.07	6.70	5.74	5.21	4.86	4.62	4.44	4.30	4.19	4.10	4.02	3.96	3.91	3.86	3.82
14	8.86	6.51	5.56	5.04	4.69	4.46	4.28	4.14	4.03	3.94	3.86	3.80	3.75	3.70	3.66
15	8.68	6.36	5.42	4.89	4.56	4.32	4.14	4.00	3.89	3.80	3.73	3.67	3.61	3.56	3.52
16	8.53	6.23	5.29	4.77	4.44	4.20	4.03	3.89	3.78	3.69	3.62	3.55	3.50	3.45	3.41
17	8.40	6.11	5.18	4.67	4.34	4.10	3.93	3.79	3.68	3.59	3.52	3.46	3.40	3.35	3.31
18	8.29	6.01	5.09	4.58	4.25	4.01	3.84	3.71	3.60	3.51	3.43	3.37	3.32	3.27	3.23
19	8.18	5.93	5.01	4.50	4.17	3.94	3.77	3.63	3.52	3.43	3.36	3.30	3.24	3.19	3.15
20	8.10	5.85	4.94	4.43	4.10	3.87	3.70	3.56	3.46	3.37	3.29	3.23	3.18	3.13	3.09
21	8.02	5.78	4.87	4.37	4.04	3.81	3.64	3.51	3.40	3.31	3.24	3.17	3.12	3.07	3.03
22	7.95	5.72	4.82	4.31	3.99	3.76	3.59	3.45	3.35	3.26	3.18	3.12	3.07	3.02	2.98
23	7.88	5.66	4.76	4.26	3.94	3.71	3.54	3.41	3.30	3.21	3.14	3.07	3.02	2.97	2.93
24	7.82	5.61	4.72	4.22	3.90	3.67	3.50	3.36	3.26	3.17	3.09	3.03	2.98	2.93	2.89
25	7.77	5.57	4.68	4.18	3.85	3.63	3.46	3.32	3.22	3.13	3.06	2.99	2.94	2.89	2.85
26	7.72	5.53	4.64	4.14	3.82	3.59	3.42	3.29	3.18	3.09	3.02	2.96	2.90	2.86	2.81
27	7.68	5.49	4.60	4.11	3.78	3.56	3.39	3.26	3.15	3.06	2.99	2.93	2.87	2.82	2.78
28	7.64	5.45	4.57	4.07	3.75	3.53	3.36	3.23	3.12	3.03	2.96	2.90	2.84	2.79	2.75
29	7.60	5.42	4.54	4.04	3.73	3.50	3.33	3.20	3.09	3.00	2.93	2.87	2.81	2.77	2.73
30	7.56	5.39	4.51	4.02	3.70	3.47	3.30	3.17	3.07	2.98	2.91	2.84	2.79	2.74	2.70
31	7.53	5.36	4.48	3.99	3.67	3.45	3.28	3.15	3.04	2.96	2.88	2.82	2.77	2.72	2.68
32	7.50	5.34	4.46	3.97	3.65	3.43	3.26	3.13	3.02	2.93	2.86	2.80	2.74	2.70	2.65
33	7.47	5.31	4.44	3.95	3.63	3.41	3.24	3.11	3.00	2.91	2.84	2.78	2.72	2.68	2.63
34	7.44	5.29	4.42	3.93	3.61	3.39	3.22	3.09	2.98	2.89	2.82	2.76	2.70	2.66	2.61
35	7.42	5.27	4.40	3.91	3.59	3.37	3.20	3.07	2.96	2.88	2.80	2.74	2.69	2.64	2.60
36	7.40	5.25	4.38	3.89	3.57	3.35	3.18	3.05	2.95	2.86	2.79	2.72	2.67	2.62	2.58
37	7.37	5.23	4.36	3.87	3.56	3.33	3.17	3.04	2.93	2.84	2.77	2.71	2.65	2.61	2.56
38	7.35	5.21	4.34	3.86	3.54	3.32	3.15	3.02	2.92	2.83	2.75	2.69	2.64	2.59	2.55
39	7.33	5.19	4.33	3.84	3.53	3.30	3.14	3.01	2.90	2.81	2.74	2.68	2.62	2.58	2.54
40	7.31	5.18	4.31	3.83	3.51	3.29	3.12	2.99	2.89	2.80	2.73	2.66	2.61	2.56	2.52
41	7.30	5.16	4.30	3.81	3.50	3.28	3.11	2.98	2.87	2.79	2.71	2.65	2.60	2.55	2.51
42	7.28	5.15	4.29	3.80	3.49	3.27	3.10	2.97	2.86	2.78	2.70	2.64	2.59	2.54	2.50
43	7.26	5.14	4.27	3.79	3.48	3.25	3.09	2.96	2.85	2.76	2.69	2.63	2.57	2.53	2.49
44	7.25	5.12	4.26	3.78	3.47	3.24	3.08	2.95	2.84	2.75	2.68	2.62	2.56	2.52	2.47
45	7.23	5.11	4.25	3.77	3.45	3.23	3.07	2.94	2.83	2.74	2.67	2.61	2.55	2.51	2.46

LAMPIRAN 4.6 Hasil Uji -F *slice thickness* dengan rata-rata SD

	<i>slice thickness</i>	<i>rata-rata SD</i>
Mean	3,2	4,9276
Variance	7,256	4,0255
Observations	11	11
df	10	10
F	1,8025	
P(F<=f) one-tail	0,1834	
F Critical one-tail	4,8491	

LAMPIRAN 4.7 Hasil Uji-F *slice thickness* dengan rata-rata nilai *noise* koreksi

	<i>Slice thickness</i>	<i>Rata-rata nilai noise koreksi</i>
Mean	3,2	2,4441
Variance	7,256	0,0618
Observations	11	11
df	10	10
F	117,3045	
P(F<=f) one-tail	0	
F Critical one-tail	4,8491	