

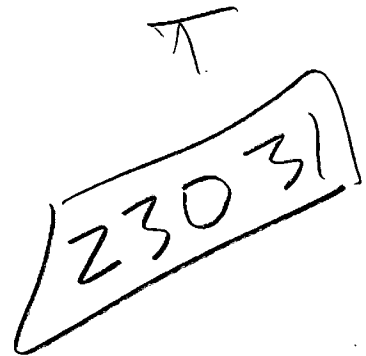
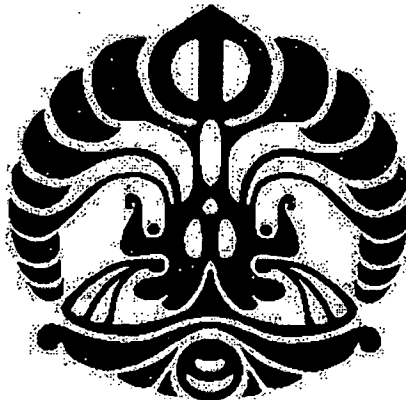
SOP-2009

**INVESTIGASI AKURASI KINERJA SISTEM JEJARING CT
(COMPUTED TOMOGRAPHY) - SCANNER, TPS (TREATMENT
PLANNING SYSTEM), DAN LINAC (LINEAR ACCELERATOR)
DI RUMAH SAKIT PUSAT PERTAMINA**

TESIS

Diajukan untuk memenuhi tugas akhir
dan syarat memperoleh gelar Magister Fisika UI

Kristina Tri Wigati
6305230063



PROGRAM MAGISTER FISIKA MEDIS
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS INDONESIA
DEPOK
2008

LEMBAR PENGESAHAN

Judul : Investigasi Akurasi Kinerja Sistem Jejaring CT (*Computed Tomography*) - Scanner, TPS (*Treatment Planning System*) dan Linac (*Linear Accelerator*) di Rumah Sakit Pusat Pertamina
Nama : Kristina Tri Wigati
NPM : 6305230063

Menyetujui,

Pembimbing

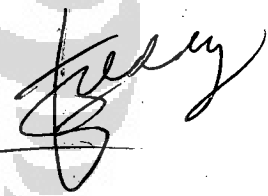
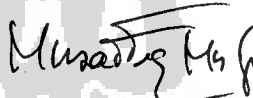


Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko
NIP. 130 319 678

Penguji I

Penguji II

Penguji III



Prof.DR.Dr.Soehartati G., Sp.Rad(K)Onk.Rad Dr. Mussadiq Musbach Dr.Freddy Haryanto

Ketua Program Studi Magister Fisika
Program Pascasarjana FMIPA UI



Dr. Dedi Suyanto
NIP. 130 935 271

Tanggal lulus : 5 Juni 2008

KATA PENGANTAR

Puji syukur yang tak terhingga kepada Allah Mahakasih, penulis sudah dapat menyelesaikan penelitian dan laporan ini sebagai tugas akhir untuk memperoleh kelulusan dalam program Magister.

Penulis menyadari bahwa dalam kegiatan penelitian dan penulisan laporan ini masih sarat dengan keterbatasan, namun dari yang terbatas ini, penulis berharap semoga tulisan ini dapat memberikan pengetahuan yang berguna bagi pembaca.

Akhir kata penulis menghaturkan rasa terima kasih yang tulus kepada:

1. Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko, sebagai dosen pembimbing yang sudah memberikan dukungan, bimbingan, kesabaran dalam membekali materi sejak awal perkuliahan hingga tugas akhir ini, dan untuk semua pelajaran yang telah tersirat dari dedikasi dan teladan dalam cara bekerja Ibu yang profesional.
2. Prof. Dr. dr. Soehartati Gondhowiardjo, Sp. Rad. Onk. (K) Rad., Dr. Mussadiq Musbach, dan Dr. Freddy Haryanto, sebagai dosen penguji yang sudah memberikan pengarahan, diskusi, dan masukan yang bermanfaat
3. Semua staff dosen Jurusan Fisika, FMIPA, Universitas Indonesia, yang sudah memberikan ilmu fisika medis dan biofisika (Alm. Dr. Rahmat Widodo Adi, Prof. Dr. dr. R. Susworo Sp. Rad. Onk. (K) Rad., Dr. Sastra Sukmawijaya, Dr. Prawito, Dr. Warsito, dan Dr. B.E.F Da Silva)
4. Pihak Rumah Sakit Pusat Pertamina, melalui dr. Wuri Suryandari Sp.Rad. (Ka.Radiologi), dr. Bambang Dwi Karyanto Sp. Rad. Onk. (K) Rad. (Ka.Radioterapi), dan dr. Joke S. Soemiatno Sp. Rad. Onk. (K) Rad. untuk perijinan dan kerjasama dalam penelitian ini
5. Tim radioterapi RSPP: Dea Ryangga S.Si., Sofia S.K.M., Rendra D.S. S.Si., Ramli Dipl.Rad., Arif Oesmanto S.Si., Zr. Marlin Anggraini, untuk segenap bimbingan dan kerjasamanya, terutama Indra Yohannes, M.Si., yang sudah sangat banyak membantu dalam pelaksanaan penelitian, memberikan pengarahan dan diskusi serta teladan semangat dan cara bekerja yang luar biasa. *Amazing!*

6. Bapak Supriyanto (SMK Pembangunan Jakarta), untuk kerjasama dalam pembuatan fantom
7. Supriyanto, M.Si., Heru Prasetyo, M.Si., Dwi Seno M.Si., dan Yessie Widya Sari, M.Si., atas semua diskusi untuk lebih mengerti tentang fisika medis
8. Teman-teman mahasiswa Program Magister Fisika Medis UI 2005/2006, Tuti Amalia, Arsianty Juwita, Ardhi Susilo Wibowo, I Wayan Balik S, Jumali dan Ferdinan Siahaan, terimakasih atas kebersamaan, dukungan dan pengalaman suka-duka dalam belajar bersama. *Keep in touch!*
9. Suster M. Petra OSF, S.Pd., dan staf guru SMA Marsudirini Bekasi yang telah memberikan motivasi untuk selalu belajar dan mengembangkan talenta.
10. Adik-adik bimbinganku yang sungguh membuatku bersemangat untuk menjadi 'manusia pembelajar'.
11. Teman-teman mudika wilayah St. Elisabeth untuk semua dukungannya.
12. Keluargaku tercinta, Bapakku N. Semi Hadisiwoyo, Ibuku Theresia Sutilah, Masku Robertus Bambang Irawan serta Adikku Rita Sugiarti dan Yohanes Boli Luon yang merupakan sumber inspirasiku, terimakasih untuk segenap kasih dan pergorbanan kalian yang telah membuatku tumbuh dan berkembang.
13. Semua sahabatku: Maria Jelita, S.Si., Chyntia Rozyandra, S.P., Fr. Dian Lina, S.P., Victor, S.P., Isidora Vincentia, S.H., Willy Kumbaya, S.T., dan Valiant S.Si., untuk semua semangat dan keceriaan kalian untuk mendukungku.
14. Yohanes Igo Lein, yang melengkapi semangatku untuk menyelesaikan semuanya.
15. Semua pihak yang tidak dapat kusebutkan satu persatu, yang telah memberikan dukungan sehingga karya ini dapat diselesaikan.
16. *Last*, seluruh anggota tubuhku: jari-jemari, otak, mata, telinga, tangan dan kaki, yang telah bekerjasama dengan baik, kalian... sungguh berharga! Hufh...

Semoga karya ini dapat bermanfaat dan dapat menjadi referensi yang menunjang dalam bidang fisika medis.

Scientia et caritas!

Jakarta, Juli 2008

Kristina Tri Wigati

DAFTAR ISI

LEMBAR JUDUL	
LEMBAR PENGESAHAN	
KATA PENGANTAR	i
DAFTAR ISI	iii
DAFTAR GAMBAR	iv
DAFTAR TABEL	v
DAFTAR LAMPIRAN	vi
ABSTRAK	vii
BAB 1. PENDAHULUAN	1
BAB II. TINJAUAN PUSTAKA	3
2.1. Alur Proses Radioterapi	3
2.2. Komputerisasi Tomografi (CT-scan)	4
2.3. <i>Linear Accelerator</i> (Linac)	12
BAB III. METODOLOGI PENELITIAN	14
3.1. Perancangan Fantom	15
3.2. Pengambilan Data dan Pengukuran Parameter Citra CT scan	18
3.3. Pengukuran Parameter Citra pada Sistem TPS	19
3.4. Tinjauan pada Sistem Laser	19
BAB IV. HASIL PENELITIAN	22
4.1. Tampilan Citra	22
4.2. Akurasi Tampilan Jarak	24
4.3. Akurasi Tampilan Penampang Obyek	26
4.4. Akurasi Tampilan Bilangan CT (HU) dan Densitas Massa Material ...	28
4.5. Laser CT	31
4.6. Laser Linac	33
BAB V. PEMBAHASAN	34
BAB VI. KESIMPULAN	40
DAFTAR PUSTAKA	42
LAMPIRAN	44

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	Diagram alir proses radioterapi.....	4
Gambar 2.2.	Skala Hounsfield untuk berbagai jaringan.....	5
Gambar 2.3.	Skematik ilustrasi kemungkinan konfigurasi matriks detektor dan ukuran berkas pada sistem MSCT 4-slice, (a) Dari arah tepi menuju sentral, elemen detektor memiliki ukuran yang semakin kecil, (b) Berkas sempit menyinari 2 elemen sentral yang memproduksi 2 irisan masing-masing 0.5 mm, (c) 4 x 1 mm, (d) 4 x 2.5 mm, dan (e) 4 x 5 mm.....	7
Gambar 2.4.	Salah satu contoh sistem MSCT simulator untuk radioterapi, dengan meja datar dan ukuran bore yang lebar	9
Gambar 2.5.	Penentuan titik isocenter berdasarkan laser.....	11
Gambar 2.6.	(a) Konfigurasi sistem, dan (b) penentuan titik isocenter pada sistem linac	13
Gambar 3.1.	(a) Linear accelator Siemens PRIMUS 2D Plus, (b) Pesawat CT-scan Siemens Sensation 4 dengan <i>movable</i> laser, (c) Salah satu tampilan gambar dari TPS Philips Pinnacle	14
Gambar 3.2.	(a) Desain fantom, (b) Konstruksi ruang tabung pengisi, (c) Tabung pada posisi sentral.....	15
Gambar 3.3.	Irisan Penampang fantom	16
Gambar 3.4.	Fantom air berisi berbagai jenis material dengan densitas berbeda (Alumunium, Akrilik, Teflon, Gliserin, Nilon, Udara dan Air).....	17
Gambar 3.5.	(a) Proses <i>canning</i> fantom, (b) Tinjauan pada sistem CT.....	19
Gambar 3.6.	Tinjauan pada sistem TPS.....	20
Gambar 3.7.	(a) Evaluasi laser pada ruang CT simulator, (b) Evaluasi laser pada ruang linac	21
Gambar 4.1.	Citra irisan fantom hasil rekonstruksi.....	23
Gambar 4.2.	Sebaran deviasi hasil pengukuran jarak untuk tipe I / 10.0 mm ..	26
Gambar 4.3.	Grafik deviasi pengukuran diameter material alumunium.....	28
Gambar 4.4.	Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material alumunium pada tipe I	30
Gambar 4.5.	Grafik Hubungan Densitas Massa Dengan Bilangan CT (HU)...	31

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1.	Densitas berbagai material dalam fantom.....	22
Tabel 4.2.	Jumlah dan tebal irisan hasil rekontruksi tipe I dan II.....	22
Tabel 4.3.	Perbedaan antara jarak hasil rekunstruksi CT dan TPS dengan jarak yang sebenarnya.....	25
Tabel 4.4.	Sebaran data dari tabel 4.3 dalam berbagai rentang deviasi	26
Tabel 4.5.	Perbedaan antara ukuran penampang hasil rekonstruksi CT dan TPS dengan ukuran penampang sebenarnya	27
Tabel 4.6.	Hasil pengukuran bilangan CT dan densitas massa.....	29
Tabel 4.7.	Kisaran deviasi (dalam%) hasil pengukuran densitas massa pada sistem TPS	30
Tabel 4.8.	Perbandingan Nilai Bilangan CT (HU) Berbagai Material pada Tipe I dan II.....	30
Tabel 4.9.	Deviasi pengukuran posisi dengan laser CT.....	32
Tabel 4.10.	Deviasi pengukuran laser linac.....	33

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Hasil Pengukuran Densitas Massa Material Pengisi Fantom	45
Lampiran 2. Spesifikasi Sistem dalam Pengambilan Citra CT-Scan	46
Lampiran 3. Koordinat Citra yang Digunakan Dalam Pengukuran	47
Lampiran 4a. Hasil Pengukuran Jarak pada Sistem CT-Scan Tipe I	48
Lampiran 4b. Hasil Pengukuran Jarak pada Sistem CT-Scan Tipe II	49
Lampiran 4c. Hasil Pengukuran Jarak pada Sistem TPS Tipe I	50
Lampiran 4d. Hasil Pengukuran Jarak pada Sistem TPS Tipe II	51
Lampiran 5. Grafik Akurasi Jarak	52
Lampiran 6a. Hasil Pengukuran Diameter pada Sistem CT Scan Tipe I	53
Lampiran 6b. Hasil Pengukuran Diameter pada Sistem CT Scan Tipe II	54
Lampiran 6c. Hasil Pengukuran Diameter pada Sistem TPS Scan Tipe I	55
Lampiran 6d. Hasil Pengukuran Diameter pada Sistem TPS Scan Tipe II	56
Lampiran 7. Grafik Akurasi Diameter	57
Lampiran 8a. Rataan Pengukuran Bilangan Hounsfield pada Sistem CT Tipe I	58
Lampiran 8b. Rataan Pengukuran Bilangan Hounsfield pada Sistem CT Tipe II	59
Lampiran 8c. Rataan Pengukuran Bilangan Hounsfield pada Sistem TPS	60
Lampiran 9. Grafik Akurasi Densitas	61
Lampiran 10. Evaluasi Pergerakan Laser Pada Ruang CT Simulator	63
Lampiran 11. Evaluasi Pergerakan Laser Pada Ruang Linac	64

INVESTIGASI AKURASI KINERJA SISTEM JEJARING CT (COMPUTED TOMOGRAPHY) -SCANNER, TPS (TREATMENT PLANNING SYSTEM) DAN LINAC (LINEAR ACCELERATOR) DI RUMAH SAKIT PUSAT PERTAMINA

(ACCURACY INVESTIGATION OF PERFORMANCE NETWORK SYSTEM OF CT (COMPUTED TOMOGRAPHY) -SCANNER, TPS (TREATMENT PLANNING SYSTEM) AND LINAC (LINEAR ACCELERATOR) AT PERTAMINA CENTRAL HOSPITAL)

Kristina Tri Wigati
(ch_wigati@yahoo.com)

Departemen Fisika, FMIPA, Universitas Indonesia, Depok 16424
(Tesis Magister, 64 + vii Halaman, 18 Gambar, 10 Tabel, Tahun 2008)

ABSTRAK

Telah dilakukan investigasi akurasi kinerja sistem jejaring CT scan Siemens Somatom Sensation 4, TPS Philips Pinnacle3, dan Linac Siemens PRIMUS 2D Plus milik Rumah Sakit Pusat Pertamina, Jakarta. Untuk investigasi ini, telah dibuat fantom khusus untuk mengukur akurasi jarak, ukuran penampang, dan densitas massa obyek pada citra tampilan CT dan TPS. Khusus untuk memperoleh hubungan antara bilangan CT (HU) dan densitas massa obyek digunakan material fantom air, udara, akrilik, nilon, teflon, gliserin, dan aluminium. Pengambilan data dilakukan dengan 2 metode *scanning*, metode I dengan kondisi 120 kVp, tebal irisan 10 mm dan kolimasi 1 mm, serta metode II dengan kondisi 120 kVp, tebal irisan 10 mm dan kolimasi 2.5 mm. Hasil pengukuran jarak menunjukkan deviasi dalam rentang 0.00% - 0.19% untuk metode I yang diperoleh dari 50% data, dan rentang 0.20% - 0.39% untuk metode II yang diperoleh dari 40% data. Tampilan penampang obyek memiliki ukuran relatif lebih besar dibandingkan dengan penampang sebenarnya dengan rentang deviasi 0,38% sampai dengan 8.37%. Perbedaan tertinggi terjadi pada material aluminium dengan densitas 2.7 g/cm³. Penentuan deviasi densitas massa diperoleh setelah dilakukan kalibrasi nilai bilangan CT menjadi data densitas massa pada sistem TPS. Berdasarkan observasi dari 40% dan 77.8% data pada metode I dan II, diperoleh deviasi densitas massa kurang dari 1%. Dalam penelitian ini juga dilakukan investigasi terhadap akurasi sistem laser untuk penentuan variasi posisi. Sistem laser memiliki akurasi yang sangat tinggi yaitu mendekati 100% pada ruang CT simulator dan 99% pada ruang linac.

Kata-kata kunci : Akurasi, Pengukuran, Jarak, Densitas, CT scan –TPS

ABSTRACT

Performance accuracy of a network system, which consists of CT Scanner Siemens Somatom Sensation 4, Treatment Planning System Philips Pinnacle 3, and Linac Siemens PRIMUS 2D at Pertamina Central Hospital, Jakarta has been investigated. A special phantom has been made for measurement in this work. With this phantom, the accuracy of distance, diameter, and mass density of object were measured through the CT image and DRR as well. Data was collected by using 2 scanning method with operation condition 120 kVp, 10 mm slice thickness, 1 mm collimation for scanning method I, and 120 kVp, 10 mm slice thickness, 2.5 mm collimation for scanning method II. The measurement result indicated that the inaccuracy of reconstruction with scanning method I and II, for distance respectively in the range 0.00% - 0.19% and 0.20% - 0.39%, for diameter and mass density of both method respectively in the range 0.38% - 8.37% and less than 1%. Furthermore, the accuracy of laser system of CT and linac were also observed, and the result of both laser systems were in a good accuracy.

Keywords : Accuracy, Measurement, Distance, Density, CT scan - TPS

BAB I

PENDAHULUAN

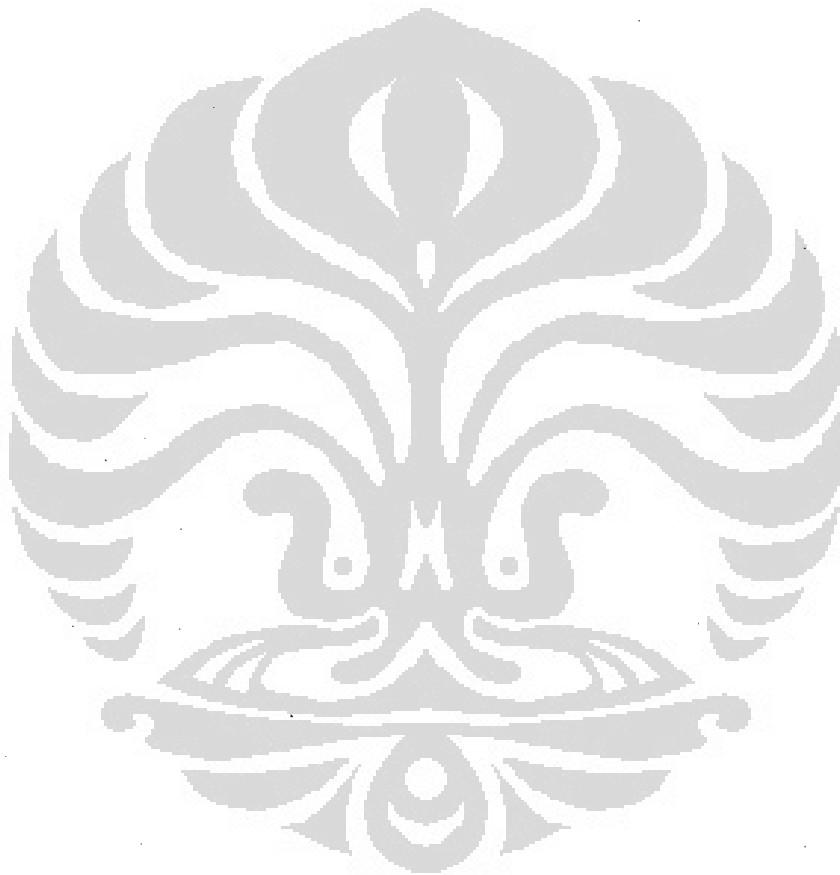
Tujuan dari radioterapi adalah memberikan dosis optimal pada volume target tumor dan seminimal mungkin pada jaringan sehat di sekitarnya. Oleh karena itu, ketelitian dan ketepatan dalam pemberian radiasi sangat penting dan harus dievaluasi secara seksama ketika merencanakan perlakuan radioterapi. Beberapa penelitian menunjukkan bahwa terdapat ketidaktelitian yang signifikan pada perlakuan radioterapi eksternal melalui penggunaan marker eksternal (*skin marker*) yang tidak secara akurat merepresentasikan keadaan internal target. Terdapat juga kesalahan sistematik pada penentuan struktur target yang disebabkan oleh ketidaksesuaian antara citra CT anatomi pasien dengan CT simulasinya. Ketidaktelitian lebih lanjut disebabkan oleh adanya pergerakan organ internal dan deformasi sebelum dan selama perlakuan radioterapi ^[1].

Berbagai masalah tersebut di atas menunjukkan bahwa perencanaan dan pelaksanaan radioterapi eksternal merupakan proses yang kompleks dan berhubungan dengan berbagai ketidaktelitian. Adalah tugas fisikawan medis untuk melakukan kontrol kualitas terhadap keseluruhan peralatan yang digunakan dalam proses radioterapi untuk memperoleh hasil dengan ketelitian tinggi.

Ketidaktelitian dalam radioterapi dapat dibedakan menjadi 2 macam. Pertama, ketidaktelitian dosimetrik yang meliputi inhomogenitas, distribusi dan kalkulasi dosis, serta berbagai parameter yang menentukan output pesawat radioterapi. Kedua, ketidaktelitian geometrik (*ketidaktelitian spatial*) yang meliputi akurasi mekanis mesin (seperti indikator penyudutan sinar, pancaran radiasi, akurasi *isocenter*) serta lokalisasi, penentuan target dan pengaturan posisi pasien ^[2].

Dalam penelitian ini dilakukan observasi ketelitian pengukuran dalam perencanaan perencanaan perlakuan yang menggunakan jejaring CT (*Computed Tomography*) scan dan TPS (*Treatment Planning System*). Pada umumnya pesawat CT dilengkapi dengan fantom kepala yang khususnya digunakan untuk acuan bilangan CT (*Hounsfield Unit*) untuk air dan udara. Padahal dalam radioterapi, akurasi dan presisi citra sangat diperlukan. Di samping itu, bilangan

CT yang dibutuhkan tidak hanya dalam air dan udara namun juga dalam berbagai organ lain misalnya tulang, paru dan lemak. Dalam penelitian ini dibuat fantom yang khusus untuk mengetahui akurasi berbagai parameter citra CT yang dibutuhkan dalam radioterapi. Akurasi rekonstruksi yang diukur berkaitan dengan jarak, diameter, dan densitas massa obyek dengan variasi tebal irisan pada citra. Selain itu dilakukan pula pengukuran akurasi sistem laser pada ruang CT simulator dan linac untuk berbagai posisi.



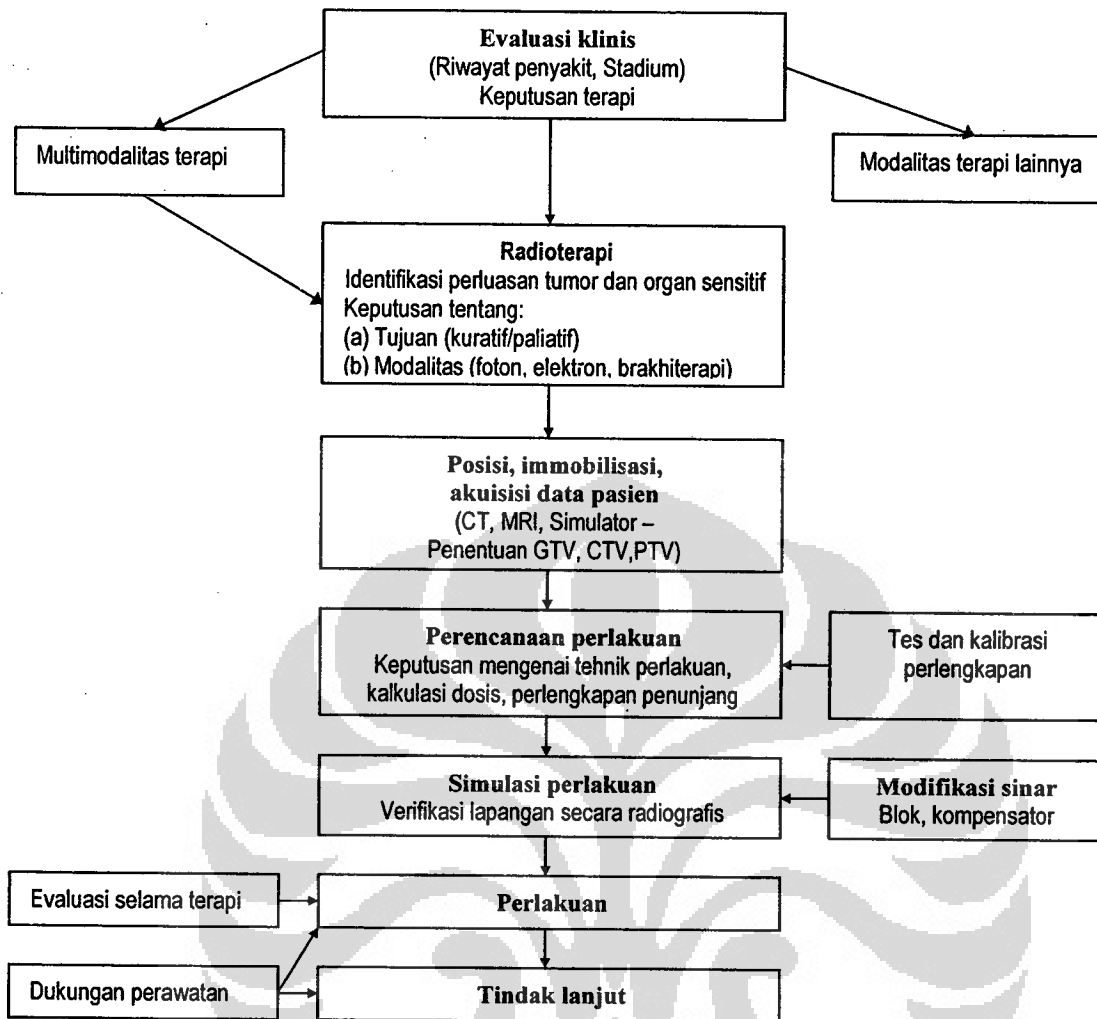
BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Alur Proses Radioterapi

Radioterapi sebagai salah satu modalitas terapi yang menggunakan radiasi pengion diterapkan pada pasien setelah evaluasi klinis baik untuk tujuan kuratif maupun paliatif. Dalam penanganan kanker, radioterapi dapat juga menjadi bagian dari kombinasi terapi lainnya seperti operasi, kemoterapi dan sebagainya.

Proses perencanaan dalam radioterapi berkaitan dengan pemilihan dan pengaturan berkas radiasi agar diperoleh dosis tinggi pada tumor dan dosis rendah pada jaringan normal disekitarnya. Dalam praktek, perencanaan radioterapi meliputi lokalisasi volume tumor dalam pasien, dan menentukan *planning target volume* (PTV) untuk perlakuan, pengukuran skema pasien dengan menempatkan di dalamnya volume target beserta struktur anatomi yang lain yang mungkin memperoleh dampak dari distribusi dosis, penentuan konfigurasi perlakuan optimum yang diperlukan dalam irradiasi PTV dengan dosis tertentu serta memperhatikan batasan klinis, dan perancangan perlengkapan penunjang untuk modifikasi berkas agar tercapai hasil perlakuan optimum^[2]. Urutan langkah yang ditempuh dalam proses radioterapi ditunjukkan dalam Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Diagram alir proses radioterapi ^[2]

2.2. Komputerisasi Tomografi (*Computed Tomography – CT*) Scan

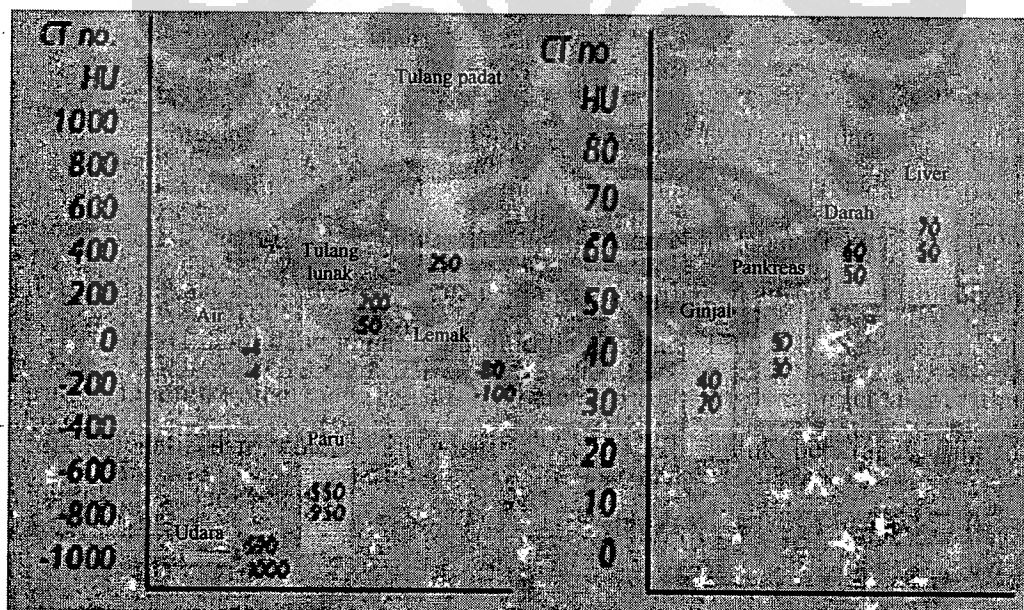
Istilah tomografi berasal dari 2 kata dalam bahasa Yunani yaitu *tomos* (potongan) dan *graph* (gambar), sehingga istilah tersebut dapat diartikan sebagai potongan gambar suatu objek. Teknologi pencitraan dengan sinar-x dan dilengkapi dengan sistem komputer dikenal sebagai CT-scan (*Computed Tomography*). Pada prinsipnya metode tomografi didasarkan pada formulasi matematis yang menyatakan bahwa jika suatu obyek dilihat dari berbagai arah, maka citra penampang lintang dalam obyek tersebut dapat direkonstruksi. Proses pembentukan citra dapat dipisahkan menjadi dua tahap, pertama yaitu

pengambilan data proyeksi melalui sistem detektor yang dipasang di sekeliling obyek dan kedua, rekonstruksi komputer untuk memproduksi citra^[3].

Tampilan citra pada monitor hasil rekonstruksi memiliki level *greyscale* yang menunjukkan variasi koefisien atenuasi berbagai jaringan. Skala keabuan citra berupa nilai numerik (*CT number*) yang dinyatakan dalam *Hounsfield Unit* (HU), dengan referensi material air yang memiliki skala 0 HU. Hubungan bilangan CT didefinisikan oleh persamaan berikut:

$$CTN = \frac{(\mu - \mu_{air}) \times 1000}{\mu_{air}}$$

μ adalah koefisien atenuasi jaringan pada posisi pixel tertentu dan μ_{air} adalah koefisien atenuasi air. Bilangan CT memiliki rentang 2000 HU namun pada beberapa pesawat modern memiliki rentang yang lebih lebar (lebih dari 4000 HU). Pada skala udara dengan atenuasi yang dapat diabaikan memiliki bilangan CT -1000 HU dan tulang padat memiliki nilai sekitar +1000 HU. Sebagian besar jaringan memiliki bilangan CT -100 HU sampai +100 HU, dengan lemak bernilai sedikit negatif dan otot sedikit positif^[4]. Nilai HU untuk beberapa jaringan ditunjukkan dalam Gambar 2.2.



Gambar 2.2 Skala Hounsfield untuk berbagai jaringan^[5]

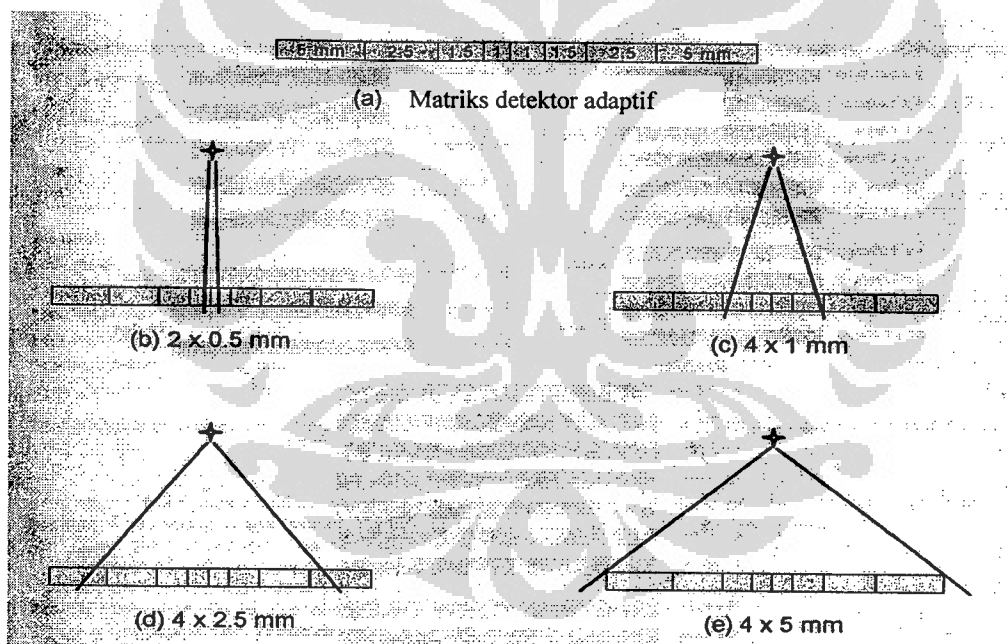
2.2.1. Sistem CT Generasi Ketujuh (*Multi Slice CT scanners*)

Sistem CT awalnya dikembangkan oleh Godfrey N. Hounsfield pada tahun 1967 dan untuk aplikasi klinis dipublikasikan pada tahun 1972 dengan proses rekonstruksi melalui formulasi matematis yang dikembangkan oleh A.M. Cormack satu dekade sebelumnya. Oleh karena itu melalui penemuan dan kreasi CT ini, G.N. Hounsfield dan A.M. Cormack berbagi hadiah nobel dalam bidang *Physiology in Medicine* pada tahun 1979. Pada mulanya CT didesain hanya untuk memperoleh citra kepala, yang selanjutnya kemajuan teknologi dan sistem komputerisasi meningkatkan kemampuannya untuk pencitraan anatomi seluruh tubuh. Akibat kemajuan yang revolusioner, hingga saat ini telah dikenal tujuh generasi perkembangan CT dengan variasi yang dicirikan dalam perubahan bentuk sumber, model dan cara kerja detektor^[4,6,7].

Generasi terakhir yang saat ini berkembang pesat dikenal dengan MSCT (*Multi Slice CT*) scanner. MSCT ialah sistem CT dengan dua atau lebih jajaran detektor paralel (multidetektor) yang dapat mendeteksi pancaran berkas sinar-x untuk dua atau lebih irisan secara bersamaan. Sistem multidetektor ini lebih efisien bila dibandingkan dengan sistem detektor tunggal karena memungkinkan produksi citra lapis demi lapis yang dapat memberikan informasi dalam bentuk volume 3 dimensi (3D). Sejak tahun 2001, sistem CT ini mampu membuat citra dengan 8, 10, 16, 32, 64, dan 84 irisan sekaligus dengan resolusi spasial sekitar 0.5 mm, bahkan saat ini dapat mencapai kurang dari 0.25 mm. Dengan melakukan *scanning* beberapa irisan secara bersamaan, waktu scan dapat berkurang secara signifikan bahkan mencapai 0.5 s bahkan 0.33 s per revolusi. Perkembangan ini tidak lepas dari hasil penemuan detektor yang tipis dengan tanggapan cepat, tabung sinar-x yang semakin ringan dan juga kemajuan algoritma rekonstruksi yang modern^[7-11].

Hasil pembentukan citra pada sistem CT sangat berkaitan dengan faktor kolimasi sumber dan detektor. Berkas radiasi yang dipancarkan oleh tabung sinar-x dibentuk menggunakan diafragma khusus yang disebut kolimator. Kolimator dapat dibedakan menjadi dua jenis yaitu kolimator sumber dan kolimator detektor. Kolimator sumber terletak langsung di depan sumber radiasi, yang berfungsi membentuk berkas sinar-x dengan geometri fan yang diperlukan

dan menentukan eksposi. Kolimator detektor terletak langsung di depan detektor yang digunakan sebagai perisai terhadap radiasi hambur yang mencegah artefak pada citra. Kolimasi dan ukuran focal menentukan kualitas profil irisan. Dari data volume pada citra MSCT dapat dibuat citra rekonstruksi dengan tebal irisan yang sama atau lebih besar dari kolimasi detektor. Sebagai contoh, dengan kolimasi 5 mm, citra dapat direkonstruksi dengan tebal irisan 5 mm atau lebih. Dalam sistem MSCT, dimungkinkan untuk memilih kolimasi dan ukuran tebal irisan rekonstruksi oleh karena penggunaan sejumlah matriks detektor adaptif yang diatur sepanjang arah sumbu z (sumbu longitudinal badan). Kemungkinan konfigurasi matriks detektor yang adaptif dan ukuran berkas pada sistem MSCT 4-slice ditunjukkan dalam Gambar 2.3. Kombinasi kolimasi dan interkoneksi elektronik menunjang untuk dilakukan pemilihan ukuran irisan^[5,12].



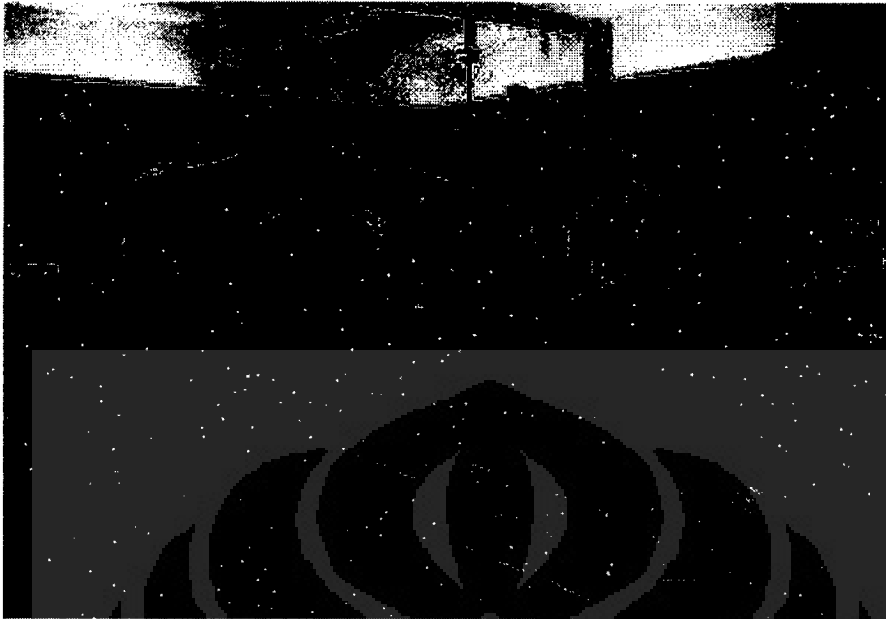
Gambar 2.3 Skematik ilustrasi kemungkinan konfigurasi matriks detektor dan ukuran berkas pada sistem MSCT 4-slice, (a) Dari arah tepi menuju sentral, elemen detektor memiliki ukuran yang semakin kecil, (b) Berkas sempit menyinari 2 elemen sentral yang memproduksi 2 irisan masing-masing 0.5 mm, (c) 4x 1 mm, (d) 4x2.5 mm, dan (e) 4x5 mm^[8]

Parameter pengoperasian sistem MSCT meliputi kVp dan mA, mode scan (*axial* atau *helical*), *field of view* (FOV), kecepatan gerak meja, dan jumlah citra rekonstruksi per revolusi gantri yang berkaitan dengan ukuran tebal irisan dan spasi citra (*increment*). Pemilihan kVp dan mA tabung berkaitan dengan penentuan dosis sehingga disesuaikan dengan jenis pengujian. Nilai kVp dan mA yang tinggi akan meningkatkan dosis dan mengurangi noise citra sehingga meningkatkan kemampuan deteksi mulai dari kontras rendah. Untuk gambaran jaringan lunak (kontras rendah) seperti abdomen dan otak, diperlukan dosis tinggi dan ukuran irisan yang tebal. Sedangkan untuk kontras tinggi seperti tulang atau paru-paru diperlukan dosis rendah dan ukuran irisan yang tipis. Mode scan menentukan jenis perolehan citra secara axial untuk citra 2 dimensi, atau secara helical yang memungkinkan untuk memperoleh citra 3 dimensi. *Field of view* merupakan ukuran lebar lapangan *scanning* sepanjang sumbu lateral. Kecepatan gerak meja dapat menentukan pitch dan waktu scanning. Jumlah citra rekonstruksi per revolusi gantri berkaitan dengan ukuran tebal irisan dan spasi citra (*increment*)^[9,13,14].

2.2.2. Komputerisasi Tomografi Untuk Simulasi Virtual Dalam Perencanaan Perlakuan Radioterapi (*Treatment Planning System -TPS*)

2.2.2.a. MSCT Simulator

Oleh karena MSCT mempunyai kemampuan tinggi dalam memproduksi citra 3D, maka sistem tersebut digunakan sebagai perlengkapan dalam simulasi dan perencanaan perlakuan radioterapi. Komponen MSCT simulator meliputi MSCT *scanner* dengan diameter *bore* yang lebar (lebih dari 85 cm untuk variasi posisi pasien dan penempatan perlengkapan penunjang perlakuan lainnya selama *scanning*), laser ruangan yang meliputi laser sagital yang dapat berpindah (*movable laser*) untuk memposisikan pasien dan penandaan eksternal dalam penentuan *isocenter*, meja pasien datar yang sama dengan posisi perlakuan radioterapi, dan sistem pengolah citra yang menunjang^[15]. Salah satu MSCT simulator ditunjukkan dalam Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Salah satu contoh sistem MSCT simulator untuk radioterapi, dengan meja datar dan ukuran bore yang lebar^[15]

2.2.2.b. Simulasi Virtual

Simulasi virtual ialah simulasi perlakuan pasien berdasarkan informasi CT. Melalui simulasi virtual, data CT scan dapat dimanipulasi menjadi radiografi buatan untuk melihat struktur pasien sesuai dengan geometri yang diinginkan. Radiografi ini dapat dijadikan wadah simulasi untuk menentukan parameter berkas dalam perlakuan radioterapi. Keuntungan dalam simulasi virtual ialah informasi anatomi dapat digunakan secara langsung untuk menentukan parameter lapangan perlakuan^[15].

2.2.2.c. Digitally Reconstructed Radiographs (DRRs)

DRRs dihasilkan berdasarkan data yang berasal dari informasi CT yang selanjutnya untuk membentuk citra bidang virtual. Penjumlahan koefisien atenuasi sepanjang tiap garis berkas memberikan kuantitas yang analog dengan *optical density* (OD) pada film radiografi. Jika penjumlahan seluruh garis berkas kemudian ditampilkan pada posisi yang sesuai pada bidang film virtual, maka akan menghasilkan citra 3D yang dapat digunakan untuk perencanaan perlakuan radioterapi^[15].

2.2.2.d. Beam's Eye View (BEVs)

BEVs merupakan proyeksi sumbu berkas perlakuan, batas lapangan dan struktur pasien pada bidang film virtual (citra tampilan pada monitor), dan sering ditumpuk pada DRRs yang bersesuaian, sehingga dapat merepresentasikan simulasi radiografi.

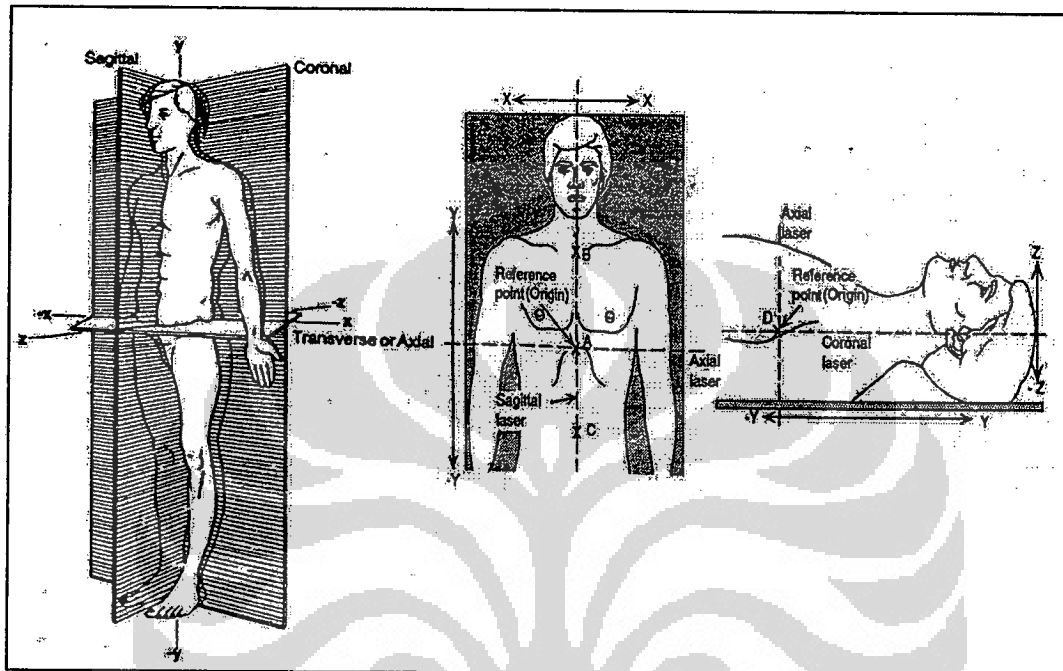
Bentuk lapangan ditentukan melalui anatomi yang tampak pada DRRs dan struktur yang diproyeksikan oleh BEVs.

Multiplanar reconstructions (MPRs) merupakan citra yang dibentuk dari data CT yang disusun kembali dan secara efektif membentuk bidang pasien yang diinginkan. Meskipun umumnya potongan MPR sagital dan koronal yang digunakan untuk perencanaan dan simulasi, namun potongan MPR yang melalui bidang lain juga dapat diamati^[15].

2.2.2.e. Prosedur Simulasi Virtual

Simulasi CT dimulai dengan scanning pasien oleh pesawat CT scan untuk memperoleh citra anatomi yang diinginkan. Penempatan posisi pasien pada meja simulator menjadi hal sangat penting karena posisi pasien saat pengambilan citra anatomi harus sesuai dengan posisi pada saat perlakuan. Kesesuaian posisi ini ditandai dengan letak titik referensi (*isocenter*) CT yang tepat sama dengan linac. Oleh karena itu, saat sebelum *scanning*, pada permukaan kulit pasien diberi marker eksternal yang umumnya terdiri dari 3 titik referensi yakni 2 titik pada arah lateral (bidang sagital) dan 1 titik pada arah anterior (bidang koronal). Ketiga titik marker eksternal ini ditentukan oleh perpotongan garis-garis laser yang ada di

ruang simulator. Untuk titik referensi pada arah lateral ditentukan dengan perpotongan laser axial (laser-y) dan koronal (laser-z), sedangkan untuk titik referensi pada arah anterior ditentukan dengan perpotongan laser axial (laser-y) dan sagital (laser-x). Gambar 2.5. menunjukkan ilustrasi penentuan titik *isocenter* pada pengaturan posisi pasien dalam ruang CT simulator^[2,15].



Gambar 2.5 Penentuan titik isocenter berdasarkan laser^[2]

Setelah proses akuisisi data pasien, kemudian citra struktur target dan anatomi organ yang akan diamati dapat dilihat melalui software simulasi virtual. Data citra pasien ini ditransfer ke TPS melalui format DICOM 3 (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) atau DICOM RT (*Radiotherapy*). Kedua format ini dihasilkan oleh the *American College of Radiology* (ACR) and the *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) pada tahun 1993. DRRs dan BEVs yang digunakan untuk simulasi perlakuan radioterapi dibentuk berdasarkan informasi data transfer tersebut. Melalui simulasi ini, dapat ditentukan geometri berkas perlakuan (modifikasi berkas), pembentukan lapangan irradiasi dan *shielding* yang dibuat sesuai dengan posisi target tumor dan *organ at risk*. Dalam upaya pembentukan berkas agar sesuai dengan volume target, dapat digunakan

jaw, block, kompensator, MLC, atau *wedge* untuk mode berkas foton, atau *cones*, blok, atau bolus, untuk mode berkas elektron.

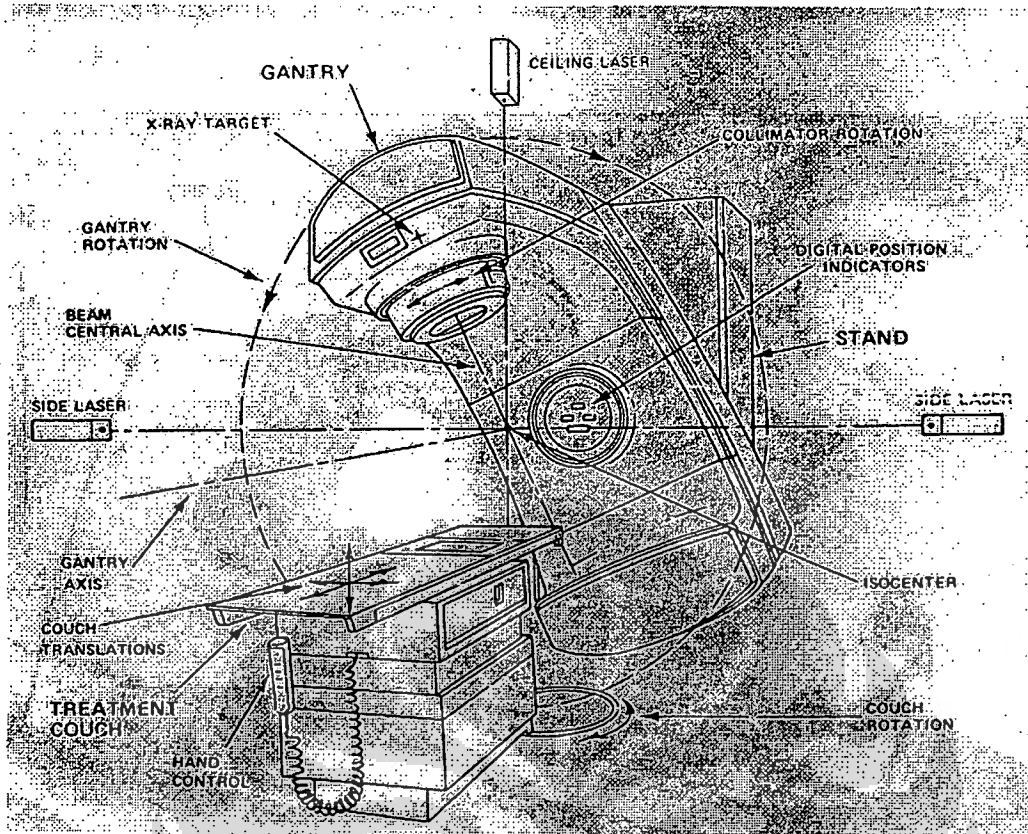
Untuk kepastian akurasi kalkulasi dosis, nilai bilangan CT harus dikonversi menjadi data densitas elektron dan daya hamburan. Konversi ini dilakukan oleh pengguna sistem berdasarkan tabel acuan yang diperoleh dari data fantom air berisi berbagai jenis material dengan densitas berbeda yang merepresentasikan jaringan tubuh seperti tulang dan paru-paru ^[15,16].

2.3. Linear Accelerator (Linac)

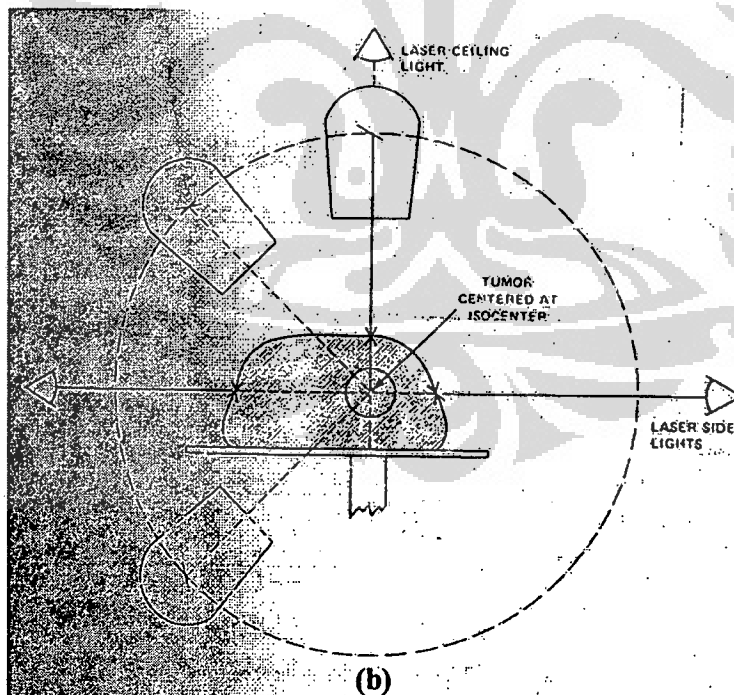
Linear accelerator (linac) merupakan suatu alat pemercepat partikel bermuatan seperti elektron untuk mencapai energi tinggi dengan menggunakan gelombang elektromagnetik frekuensi tinggi melalui suatu tabung pemercepat linier. Berkas elektron berenergi tinggi yang digunakan dalam radioterapi dapat berupa elektron itu sendiri untuk penanganan kanker superficial atau dapat berupa foton (sinar-x) dengan membenturkan elektron pada suatu target bernomor atom tinggi untuk penanganan kanker yang letaknya lebih dalam.

Komponen utama penyusun linac ialah *stand*, gantri, konsol control dan meja pasien. Komponen utama yang terdapat pada bagian *stand* ialah *klystron*, sistem pandu-gelombang, sirkulator dan sistem pendingin. Komponen yang terdapat pada gantri ialah tabung pemercepat, penembak elektron (*electron gun*), magnet pembelok (*bending magnet*), kepala linac dan perisai (*shielding*). Konfigurasi sistem linac ditunjukkan dalam Gambar 2.6a.

Selain pesawat dan konsol control, sistem linac juga dilengkapi dengan laser ruangan untuk menentukan posisi titik isocenter dalam perlakuan radioterapi. Kesesuaian antara titik isocenter antara sistem CT simulator dengan linac sangat penting karena menentukan output pemberian perlakuan radioterapi. Penentuan titik *isocenter* berdasarkan laser pada ruang linac ditunjukkan dalam Gambar 2.6b^[17].



(a)



(b)

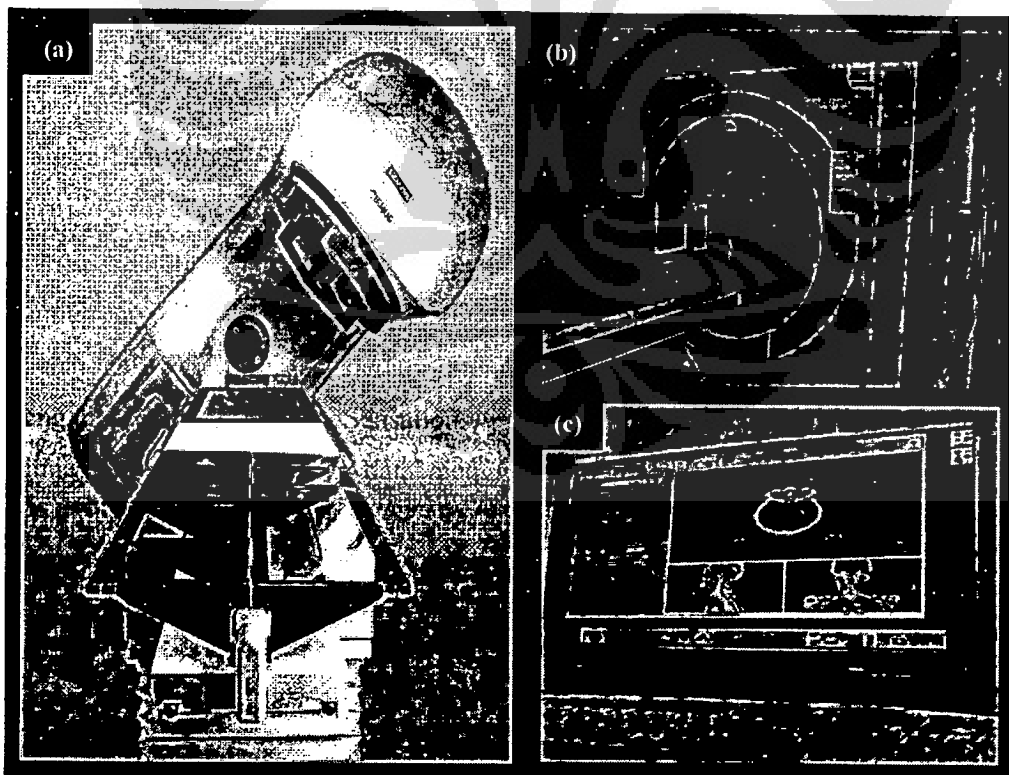
Gambar 2.6 (a) Konfigurasi sistem, dan (b) Penentuan titik isocenter pada sistem linac ^[17]

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Penelitian ini terdiri dari beberapa proses. Proses tersebut diawali dengan pembuatan fantom air dengan beberapa material inhomogen di dalamnya. Proses selanjutnya ialah akuisisi data dengan menggunakan CT scan dari fantom tersebut berdasarkan karakteristik yang akan dianalisis berupa parameter jarak, diameter dan densitas massa. Data tersebut kemudian ditransfer ke TPS. Proses terakhir yang dilakukan ialah mengevaluasi posisi laser di ruang CT simulator dan verifikasi meja pasien di ruang perlakuan (linac) untuk penentuan isocenter.

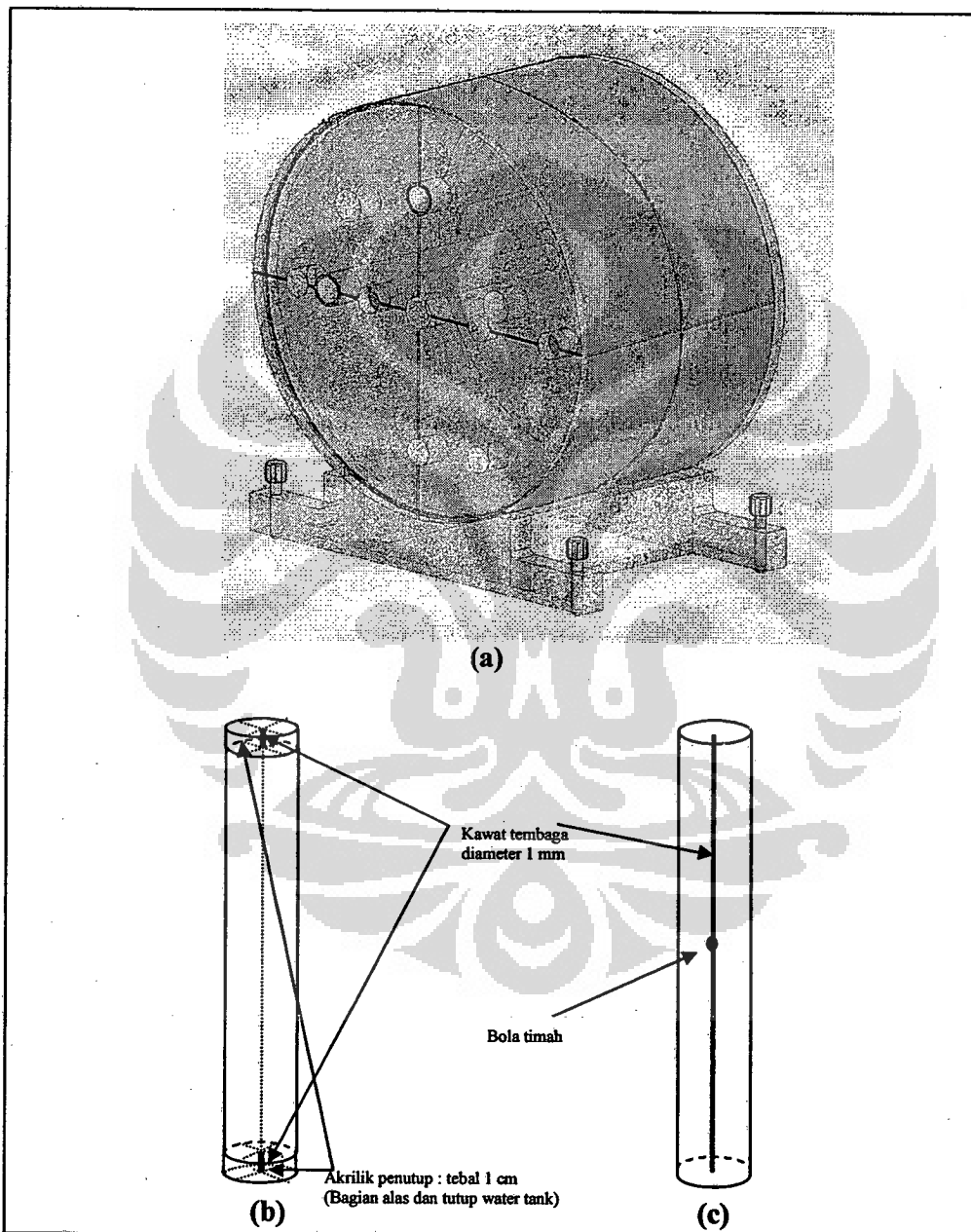
Kegiatan penelitian ini dilakukan di Unit Radioterapi Instalasi Radiologi Rumah Sakit Pusat Pertamina, Jakarta. Jenis peralatan radioterapi yang digunakan adalah pesawat linear accelerator Siemens PRIMUS 2D Plus yang dilengkapi dengan MSCT Siemens Sensation 4 dengan *movable* laser dan TPS Philips Pinnacle 3 dengan transfer data menggunakan protokol DICOM. Peralatan ini ditunjukkan dalam Gambar 3.1.



Gambar 3.1 (a) Linear accelator Siemens PRIMUS 2D Plus, (b) Pesawat CT-scan Siemens Sensation 4 dengan *movable* laser, (c) Salah satu tampilan gambar dari TPS Philips Pinnacle 3

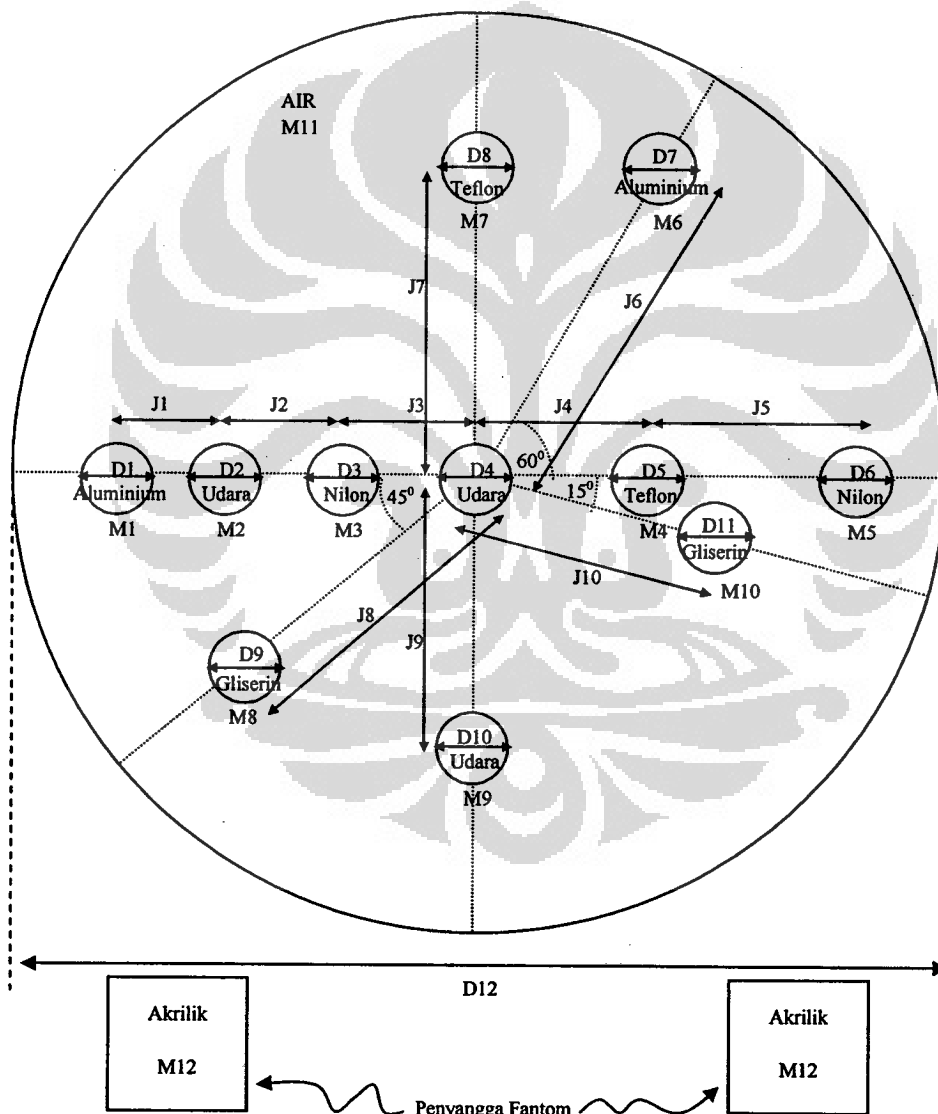
3.1. Perancangan Fantom

Untuk keperluan evaluasi, dibutuhkan fantom yang dapat merepresentasikan akurasi dan presisi sistem. Dengan demikian detail bagian dari fantom seperti ukuran jarak, diameter dan densitas komponen penyusun fantom harus dibuat secara teliti.



Gambar 3.2 (a) Desain fantom, (b) Konstruksi ruang tabung pengisi, (c) Tabung pada posisi sentral

Fantom dirancang menggunakan bahan akrilik sebagai selubung dan sebagian besar medium pengisinya berupa air. Tampilan rancangan fantom ini ditunjukkan dalam Gambar 3.2. Fantom ini dirancang memiliki dimensi panjang 16 cm dan diameter 32 cm yang umum untuk penelitian tubuh manusia dewasa. Bagian dalam terdiri dari 11 tabung pengisi dengan bahan penyusun yang berbeda yaitu 2 tabung aluminium, 2 tabung gliserin, 2 tabung teflon, 2 tabung nilon dan 3 tabung udara. Tiap-tiap tabung memiliki diameter sekitar 2 cm dan penempatannya memiliki variasi jarak terhadap tabung sentral yang berisi udara. Pada tabung tersebut masing-masing disisipkan kawat tembaga berdiameter



Gambar 3.3 Irisan penampang fantom

1 mm pada kedua ujung penutupnya sepanjang 1 cm yang digunakan sebagai acuan untuk evaluasi jarak (Gambar 3.2.b). Tabung sentral yang berisi udara disisipkan kawat sepanjang tabung dengan bola timah berdiameter $\pm 1,5$ mm yang disolderkan pada pertengahan kawat tersebut sebagai acuan isocenter pada bagian dalam (Gambar 3.2.c). Pada tiap bidang permukaan luar fantom, dibuat marker garis berupa goresan putih sebagai penanda dalam pengaturan laser, sehingga perpotongan garis-garis tersebut dapat digunakan sebagai acuan untuk penentuan isocenter tiap bidang (sagital, koronal dan axial). Secara 2 dimensi, citra irisan fantom ditunjukkan dalam Gambar 3.3.

Fantom yang digunakan dalam penelitian ini sesuai dengan rancangan (Gambar 3.4) kecuali jarak antara aluminium dengan udara (J1) dan teflon dengan nilon (J5). Kedua jarak dirancang berturut-turut 3 cm dan 7 cm, sedangkan hasil dalam fantom 3.15 dan 7.05 cm.



Gambar 3.4 Fantom air berisi berbagai jenis material dengan densitas berbeda (Aluminium, Akrilik, Teflon, Gliserin, Nilon, Udara dan Air)

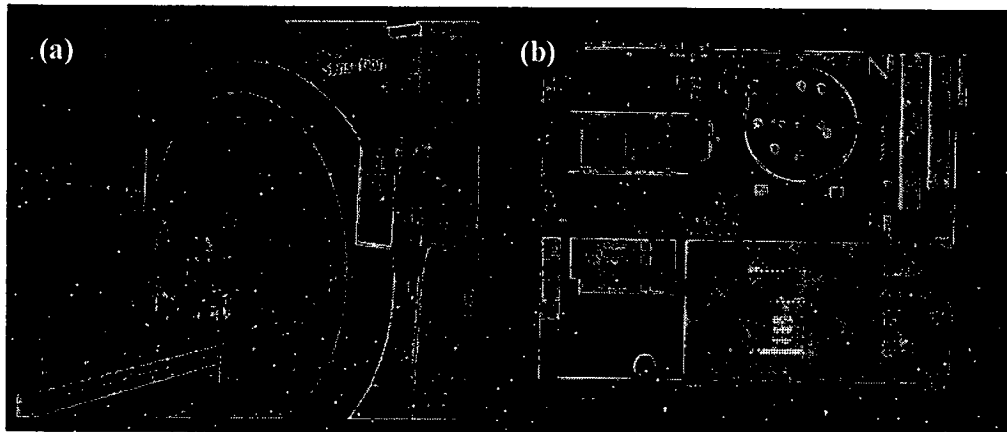
Sebagai referensi densitas massa medium yang digunakan dalam penelitian ini, dilakukan pengukuran di Laboratorium Kimia Analisis Jurusan Fisika, FMIPA, UI dengan menggunakan gelas ukur *pyrex* ($100 \text{ ml} \pm 1 \text{ ml}$) dan neraca tipe *Shimadzu LIBROR AE -210*. Pengukuran tersebut dilakukan secara berulang sebanyak 10 kali. Kemudian hasil pengukuran ini digunakan sebagai referensi data inhomogenitas pasien pada TPS Pinnacle3 yang ada di unit radioterapi RS. Pusat Pertamina.

3.2. Pengambilan Data dan Pengukuran Parameter Citra CT Scan

Pengambilan data dilakukan dengan 2 metode *scanning*, metode I dengan kondisi 120 kVp, tebal irisan 10 mm dan kolimasi 1 mm, serta metode II dengan kondisi 120 kVp, tebal irisan 10 mm dan kolimasi 2.5 mm. Hasil rekonstruksi citra dilakukan dengan variasi tebal irisan. Pada metode I, rekonstruksi citra dilakukan untuk tebal irisan 10 mm, 5 mm, 3 mm, 2 mm, dan 1,5 mm. Sedangkan untuk metode II, rekonstruksi citra dilakukan dengan tebal irisan 10 mm, 5 mm dan 3 mm. Variasi tersebut akan mengakibatkan perbedaan dalam hal jumlah irisan citra sepanjang FoV yang dihasilkan. Oleh karena citra yang diperoleh dari proses *scanning* berjumlah sangat banyak maka pengukuran jarak, diameter, dan densitas massa dilakukan hanya dari beberapa citra yang dapat mewakili posisi fantom secara keseluruhan. Dengan demikian, agar dapat membandingkan parameter pengukuran terhadap variasi tebal irisan rekonstruksi, maka citra yang dipilih harus memiliki pendekatan koordinat dalam arah sumbu z. Pengukuran jarak dilakukan pada irisan yang di dalamnya terdapat kawat tembaga 1 cm yang terdapat pada ujung-ujung tiap selongsong. Metode I menggunakan 4 irisan citra untuk setiap variasi tebal irisan yaitu 2 irisan masing-masing pada ujung-ujung kawat yang terletak pada bagian depan dan belakang selongsong. Sementara itu pada posisi yang sama untuk metode II, irisan citra yang digunakan adalah 2 buah pada tebal irisan 10 mm, dan 4 irisan citra pada tebal irisan 5 mm dan 3 mm. Pada pengukuran diameter dan bilangan CT, digunakan 5 irisan citra untuk setiap variasi tebal irisan.

Parameter jarak, diameter, dan bilangan CT ditentukan melalui pengukuran pada sejumlah titik di masing-masing irisan (Gambar 3.3). Data jarak (J), diameter (D) dan bilangan CT (M) masing-masing diperoleh melalui pengukuran pada 10 titik (J1-J10), 11 titik (D1-D11) dan 12 titik (M1 - M12). Sedangkan pengukuran bilangan CT dilakukan pada suatu luasan tertentu pada setiap bagian material.

Proses *scanning* dan akuisisi data pengukuran jarak, diameter dan bilangan CT pada sistem CT ini dilakukan secara berulang sebanyak 5 kali untuk setiap metode dan variasi tebal irisan.



Gambar 3.5 (a) Proses *scanning* fantom, (b) Tinjauan pada sistem CT

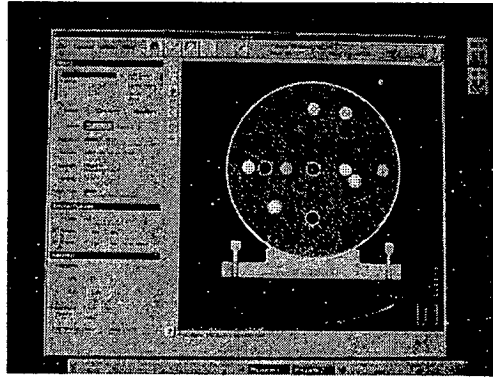
3.3. Pengukuran Parameter Citra pada Sistem TPS

Setelah proses *scanning* dilakukan, maka hasil rekonstruksi citra dari sistem CT ditransfer melalui protokol DICOM ke sistem TPS. Pengukuran parameter citra yang terdapat pada sistem TPS dilakukan dengan irisan dan titik pengukuran yang sama seperti pada sistem CT scan.

Pengukuran densitas pada sistem TPS dilakukan setelah adanya kalibrasi nilai skala keabuan (*greyscale*) yang ditunjukkan oleh bilangan CT. Kalibrasi tersebut bertujuan untuk mengkonversi data bilangan CT menjadi data densitas (gram/cm^3) melalui pengolahan algoritma yang terdapat pada sistem TPS. Pengukuran densitas ini dilakukan 2 kali ulangan pada 5 titik untuk setiap material inhomogen per irisan. Sedangkan untuk pengukuran jarak dan diameter dilakukan dengan 5 kali ulangan. Dengan demikian dari hasil pengukuran ini dapat diperoleh perbandingan antara data pada satu sistem dengan sistem lainnya (CT – TPS – fantom)

3.4. Tinjauan pada Sistem Laser

Sistem laser yang terdapat pada ruang CT simulator Rumah Sakit Pusat Pertamina merupakan jenis *movable* laser sehingga dapat diposisikan secara otomatis tanpa menggerakkan meja. Sedangkan dalam ruang linac, sistem laser berada dalam posisi yang statis sehingga pengaturan titik referensi dilakukan dengan cara menggerakkan meja (pergerakan semu laser). Kedua sistem tersebut dievaluasi dalam penelitian ini.



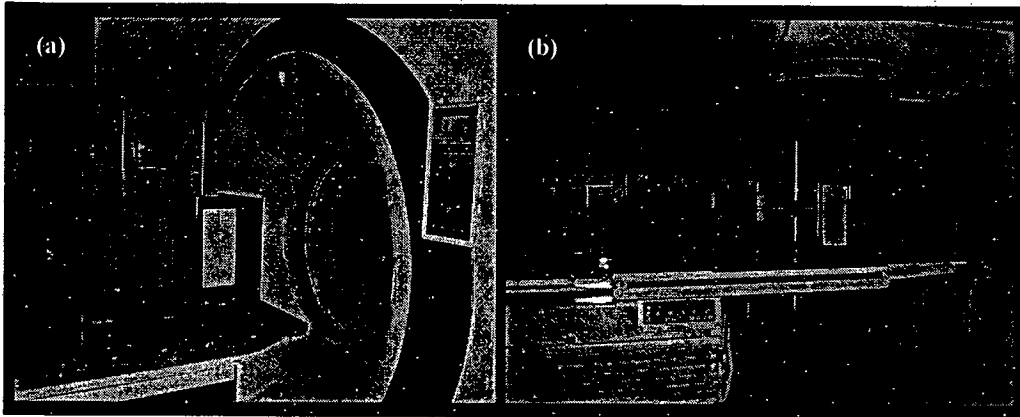
Gambar 3.6 Tinjauan pada sistem TPS

3.4.1. Evaluasi Laser Pada Ruang CT Simulator

Pada ruang simulator, laser yang dievaluasi ialah laser sagital (laser-x), laser koronal kanan (laser-z1) dan laser koronal kiri (laser-z2), sedangkan laser axial (laser-y) tidak dievaluasi karena posisi laser adalah statis dan pergerakan laser dalam arah ini dapat diatur dengan pergerakan meja. Pengukuran laser sagital (laser-x) dilakukan dengan cara meletakkan kertas millimeter blok di atas bidang koronal. Pada pengukuran tersebut, posisi laser sagital diubah setiap 1 cm. Hal ini dilakukan 5 kali ulangan dengan posisi koordinat z yang berbeda setiap 5 cm. Hal yang sama dilakukan juga untuk evaluasi laser koronal, namun kertas millimeter blok terletak dalam arah bidang sagital.

3.4.2. Evaluasi Laser Pada Ruang Linac

Sistem laser pada ruang linac tidak dapat digerakkan maka penentuan referensi dilakukan dengan menggerakkan meja. Dalam hal ini, proses yang dilakukan ialah evaluasi pergerakan semu laser sagital, koronal, dan axial pada satu bidang yaitu berturut-turut pada bidang koronal, sagital dan koronal. Evaluasi laser tersebut dilakukan dengan mengubah posisi semu masing-masing laser setiap 1 cm pada bidang evaluasi sebanyak 10 kali pergeseran. Posisi-posisi tersebut dilakukan dengan 3 variasi koordinat yang tegak lurus arah pergerakan semu laser.



Gambar 3.7 (a) Evaluasi laser pada ruang CT simulator, (b) Evaluasi laser pada ruang linac.



BAB IV HASIL PENELITIAN

4.1. Tampilan Citra

Dalam penentuan deviasi hasil pengukuran beberapa parameter citra seperti jarak, diameter dan densitas massa, ukuran fantom yang sebenarnya digunakan sebagai acuan perbandingan. Tabel 4.1. menunjukkan hasil pengukuran densitas masing-masing material pembentuk fantom.

Tabel 4.1. Densitas berbagai material dalam fantom

Material	Rumus molekul	Referensi		Hasil pengukuran (g/cm ³)
		Densitas massa (g/cm ³)	Densitas elektron x10 ²³ el/cm ³	
Air	H ₂ O	1.0000 ¹⁾	3.35	-
Akrilik	C ₅ H ₈ O ₂	1.1900 ¹⁾	3.87	1.2054
Teflon	C ₂ F ₄	2.2000 ³⁾	6.36	2.2114
Gliserin	-	1.2600 ²⁾	4.12	1.2535
Nilon	-	1.1500 ³⁾	-	1.1584
Udara	-	0.0013 ³⁾	-	-
Aluminium	Al	2.7000 ³⁾	-	2.6957

¹⁾ AAPM Report No.39: Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanner

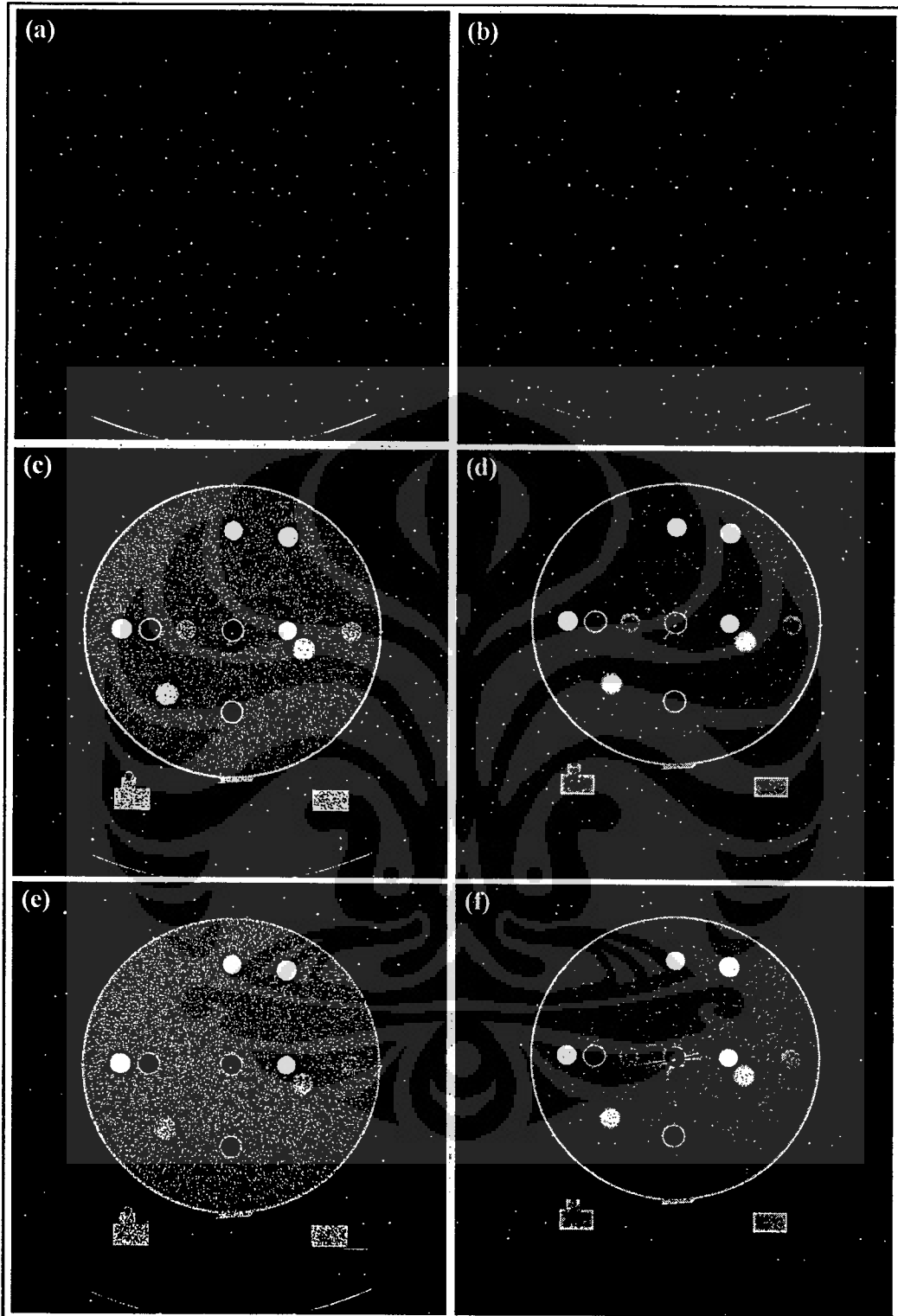
²⁾ AAPM Report No.1 : Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners

³⁾ <http://www.webelements.com/webelements/elements/text/Al/key.html>

Hasil rekonstruksi citra dilakukan dengan variasi tebal irisan. Tebal irisan 10 mm, 5 mm, 3 mm, 2 mm, dan 1,5 mm untuk metode I, dan tebal irisan 10 mm, 5 mm dan 3 mm untuk metode II. Jumlah dan tebal irisan hasil rekonstruksi metode I dan II ditunjukkan dalam Tabel 4.2.

Tabel 4.2. Jumlah dan tebal irisan hasil rekonstruksi tipe I dan II

Metode	Tebal irisan (mm)	Coll (mm)	Jarak rekonstruksi (mm)	Peningkatan jarak rekonstruksi (mm)	Jumlah irisan
I	10	1	10	10	22
			5	5	89
			3	1.5	148
			2	1	224
			1.5	0.8	280
II	10	2.5	10	10	24
			5	5	47
			3	1.5	157



Gambar 4.1 Citra irisan fantom hasil rekonstruksi pada posisi ujung fantom untuk (a) Metode I dan (b) Metode II, isocenter (c) Metode I dengan ukuran irisan 10 mm, (d) Metode II dengan ukuran irisan 10 mm, (e) Metode I dengan ukuran irisan 1.5 mm, dan (f) Metode II dengan ukuran irisan 3 mm

Perbedaan tampilan citra antara metode I dan II ditunjukkan dalam gambar 4.1. Tampak bahwa dengan metode *scanning* dan ukuran tebal irisan yang berbeda, penampang citra fantom hasil rekonstruksi memiliki tampilan yang berbeda pula. Tampilan kawat dengan diameter 1 mm yang terdapat pada kedua bidang ujung fantom tampak relatif lebih besar pada tipe II (perbandingan gambar 4.1.a dan gambar 4.1.b). Namun tampilan tabung berbagai material yang berada dalam fantom dari kedua metode *scanning* tidak menunjukkan perbedaan signifikan. Secara umum, semakin tipis tebal irisan tingkat skala keabuan tampak lebih heterogen, yang ditunjukkan oleh Gambar 4.1.c untuk metode I dan gambar 4.1.e untuk metode II. Akibat kehadiran metal pada pusat fantom memberikan tampilan noise yang relatif lebih jelas pada metode II (Gambar 4.1.c dan 4.1.d, serta 4.1.e dan 4.1.f).

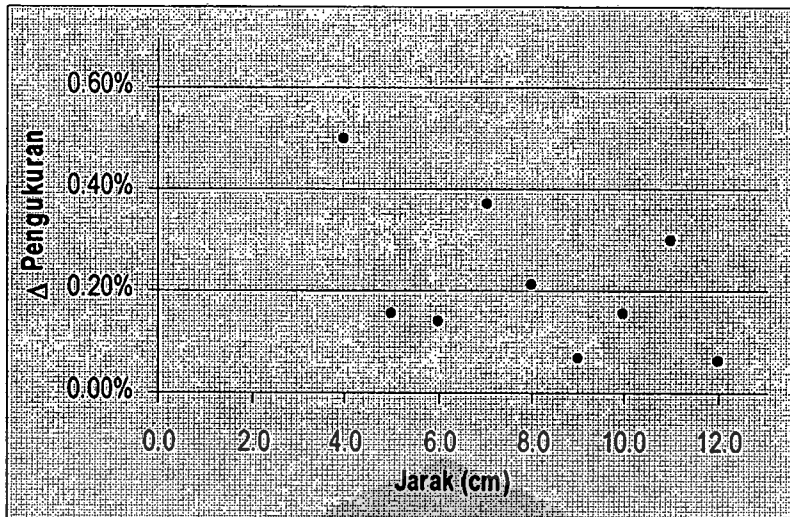
4.2. Akurasi tampilan jarak

Penentuan akurasi tampilan jarak dilakukan dengan mengukur jarak antar citra kawat sepanjang 1 cm yang terletak pada kedua bidang ujung fantom (Gambar 3.2). Seluruh hasil pengukuran pada tampilan CT dan TPS ditunjukkan dalam Lampiran 4 dan nilai rata-ratanya dalam Tabel 4.3.

Dapat dilihat bahwa untuk metode dan irisan berbeda, perbedaan antara jarak hasil rekonstruksi CT dan TPS dengan jarak yang sebenarnya berada dalam rentang 0.02% sampai 0,73% untuk metode I dan 0,01% sampai 1,22% untuk metode II. Untuk memudahkan evaluasi, data dalam tabel ini ditunjukkan dalam bentuk grafik yang juga dapat dilihat dalam Lampiran 5 dan salah satu contohnya disajikan dalam Gambar 4.2 (Metode I / 10.0 mm). Bila data tersebut dikelompokkan dalam rentang deviasi yaitu 0.00% - 0.19%, 0.20% - 0.39%, 0.40% - 0.59% dan > 0.60%, maka dapat ditentukan rentang deviasi yang paling mungkin untuk setiap irisan dalam masing-masing tipe (Tabel 4.4). Dapat dilihat bahwa pada umumnya deviasi berada pada rentang 0.00% - 0.19% pada tipe I sedangkan untuk tipe II berada pada rentang 0.20% - 0.39%.

Tabel 4.3. Perbedaan antara jarak hasil rekonstruksi CT dan TPS dengan jarak yang sebenarnya

Irisan TPS (mm)	Metode I (10 mm/ 1 mm)				Irisan TPS (mm)	Metode II (10 mm/ 2.5 mm)			
	Jarak			Δ TPS-Fantom		Jarak			Δ TPS-Fantom
	Fantom	CT	TPS		Fantom	CT	TPS		
10.0	3.15	3.15	3.173	0.73%	10.0	3.15	3.17	3.189	1.22%
	4.00	4.00	3.980	0.50%		4.00	3.97	4.034	0.85%
	5.00	5.04	5.008	0.16%		5.00	5.00	5.007	0.14%
	6.00	6.01	6.008	0.14%		6.00	5.97	6.025	0.41%
	7.05	7.05	7.024	0.37%		7.05	7.03	7.050	0.01%
	12.00	12.01	12.007	0.06%		12.00	12.00	12.034	0.28%
	11.00	11.02	11.033	0.30%		11.00	10.98	11.052	0.47%
	10.00	10.02	10.015	0.15%		10.00	10.02	10.009	0.08%
	9.00	8.98	8.994	0.07%		9.00	9.01	9.034	0.38%
8.00	8.04	8.017	0.21%	8.00	8.04	8.025	0.31%		
5.0	3.15	3.16	3.173	0.73%	5.0	3.15	3.16	3.180	0.94%
	4.00	3.98	3.986	0.36%		4.00	3.96	4.037	0.93%
	5.00	5.01	5.002	0.03%		5.00	5.01	5.004	0.08%
	6.00	6.01	6.005	0.09%		6.00	5.97	6.018	0.30%
	7.05	7.05	7.033	0.24%		7.05	7.03	7.050	0.01%
	12.00	12.02	12.002	0.02%		12.00	12.01	12.028	0.23%
	11.00	11.02	11.033	0.30%		11.00	10.98	11.040	0.36%
	10.00	10.01	10.015	0.15%		10.00	10.01	10.010	0.10%
	9.00	8.98	8.997	0.03%		9.00	9.00	9.034	0.38%
8.00	8.04	8.027	0.34%	8.00	8.02	8.041	0.51%		
3.0	3.15	3.15	3.170	0.63%	3.0	3.15	3.14	3.173	0.73%
	4.00	3.99	3.983	0.44%		4.00	3.98	4.028	0.69%
	5.00	5.02	5.014	0.28%		5.00	5.00	5.007	0.14%
	6.00	6.00	6.002	0.03%		6.00	5.97	6.018	0.30%
	7.05	7.05	7.033	0.24%		7.05	7.03	7.059	0.13%
	12.00	12.02	12.003	0.02%		12.00	12.00	12.020	0.17%
	11.00	11.01	11.033	0.30%		11.00	10.98	11.027	0.24%
	10.00	10.01	10.015	0.15%		10.00	10.02	10.010	0.10%
	9.00	8.99	8.997	0.03%		9.00	9.01	9.024	0.27%
8.00	8.04	8.021	0.26%	8.00	8.03	8.028	0.34%		
2.0	3.15	3.16	3.167	0.53%	2.0	3.15	3.16	3.167	0.53%
	4.00	4.00	3.977	0.59%		4.00	4.00	3.977	0.59%
	5.00	5.02	5.005	0.09%		5.00	5.02	5.005	0.09%
	6.00	6.00	5.999	0.02%		6.00	6.00	5.999	0.02%
	7.05	7.05	7.043	0.11%		7.05	7.05	7.043	0.11%
	12.00	12.02	12.016	0.14%		12.00	12.02	12.016	0.14%
	11.00	11.01	11.030	0.27%		11.00	11.01	11.030	0.27%
	10.00	10.01	10.022	0.22%		10.00	10.01	10.022	0.22%
	9.00	8.96	8.994	0.07%		9.00	8.96	8.994	0.07%
8.00	8.03	8.026	0.32%	8.00	8.03	8.026	0.32%		
1.5	3.15	3.16	3.161	0.34%	1.5	3.15	3.16	3.161	0.34%
	4.00	4.00	3.980	0.51%		4.00	4.00	3.980	0.51%
	5.00	5.01	5.008	0.15%		5.00	5.01	5.008	0.15%
	6.00	6.00	5.990	0.17%		6.00	6.00	5.990	0.17%
	7.05	7.05	7.049	0.02%		7.05	7.05	7.049	0.02%
	12.00	12.03	12.008	0.07%		12.00	12.03	12.008	0.07%
	11.00	11.00	11.033	0.30%		11.00	11.00	11.033	0.30%
	10.00	10.00	10.016	0.15%		10.00	10.00	10.016	0.15%
	9.00	8.99	8.997	0.03%		9.00	8.99	8.997	0.03%
8.00	8.03	8.022	0.27%	8.00	8.03	8.022	0.27%		



Gambar 4.2 Sebaran deviasi hasil pengukuran jarak untuk metode I / 10.0 mm

Tabel 4.4. Sebaran data dari tabel 4.3 dalam berbagai rentang deviasi

Metode	Irisan TPS (mm)	0.00% – 0.19%		0.20% – 0.39 %		0.40% – 0.59%		> 0.60%	
		Jumlah	%	Jumlah	%	Jumlah	%	Jumlah	%
I	10.0	5	50%	3	30%	1	10%	1	10%
	5.0	5	50%	4	40%	0	0%	1	10%
	3.0	4	40%	4	40%	1	10%	1	10%
	2.0	5	50%	3	30%	2	20%	0	0%
	1.5	6	60%	3	30%	1	10%	0	0%
	Jumlah	25	50%	17	34%	5	10%	3	6%
II	10.0	3	30%	4	40%	1	10%	2	20%
	5.0	3	30%	4	40%	1	10%	2	20%
	3.0	4	40%	4	40%	0	0%	2	20%
	Jumlah	10	33.3%	12	40%	2	6.7%	6	20%

4.3. Akurasi Tampilan Penampang Obyek

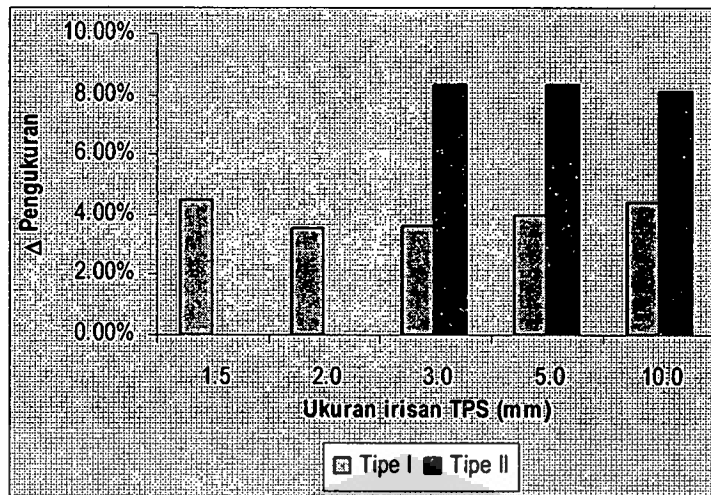
Dari citra 5 macam material dalam fantom (aluminium, udara, nilon, teflon, dan gliserin), dapat ditentukan ketelitian rekonstruksi penampang obyek. Seluruh data hasil pengukuran disajikan dalam Lampiran 6 dan nilai rata-ratanya dalam Tabel 4.5.

Untuk mempermudah analisis pola penyebaran data untuk masing-masing material, dibuat histogram sebagai representasi hubungan antara deviasi dengan ukuran irisan. Salah satu gambar ditunjukkan dalam Gambar 4.3 sedangkan yang lainnya ditunjukkan dalam Lampiran 7. Untuk material aluminium, tampak deviasi tinggi pada pengukuran dengan metode II. Pada metode I, nilai deviasi maksimum 4.48% terjadi pada irisan 1.5 mm, sedangkan pada metode II mencapai 8.37% pada irisan 5 mm. Untuk material udara, tampak deviasi tinggi pada

pengukuran dengan metode II. Pada metode I, nilai deviasi maksimum 1.14% terjadi pada irisan 5 mm dan 3 mm, sedangkan pada metode II mencapai 3.18% pada irisan 5 mm. Untuk material nilon, tampak deviasi tinggi pada pengukuran dengan metode I. Pada metode ini nilai deviasi maksimum 5.05% terjadi pada irisan 2 mm, sedangkan pada metode II mencapai 2.27% pada irisan 5 mm. Untuk material teflon, tampak deviasi tinggi pada pengukuran dengan metode II. Pada metode I, nilai deviasi maksimum 3.13% terjadi pada irisan 10 mm, sedangkan pada metode II mencapai 7.94% pada irisan 3 mm. Untuk material gliserin, tampak deviasi tinggi pada pengukuran dengan metode I. Pada metode ini nilai deviasi maksimum 4.05% terjadi pada irisan 1.5 mm, sedangkan pada metode II mencapai 3.05% pada irisan 3 mm.

Tabel 4.5. Perbedaan antara ukuran penampang hasil rekonstruksi CT dan TPS dengan ukuran penampang sebenarnya

Irisan TPS (mm)	METODE I (10 mm/ 1 mm)					METODE II (10 mm/ 2.5 mm)					
	Material	Diameter (cm)			Δ TPS-Fantom	Irisan TPS (mm)	Material	Diameter (cm)			Δ TPS-Fantom
		Fantom	CT	TPS				Fantom	CT	TPS	
10.0	Aluminium	2.185	2.22	2.282	4.42%	10.0	Aluminium	2.185	2.30	2.363	8.13%
	Udara	2.100	2.13	2.108	0.38%		Udara	2.100	2.19	2.162	2.94%
	Nilon	2.180	2.22	2.252	3.30%		Nilon	2.180	2.20	2.224	2.03%
	Teflon	2.050	2.09	2.114	3.13%		Teflon	2.050	2.19	2.204	7.51%
	Gliserin	2.500	2.50	2.583	3.30%		Gliserin	2.500	2.57	2.571	2.85%
5.0	Aluminium	2.185	2.22	2.272	3.97%	5.0	Aluminium	2.185	2.30	2.368	8.37%
	Udara	2.100	2.13	2.124	1.14%		Udara	2.100	2.19	2.167	3.18%
	Nilon	2.180	2.22	2.266	3.92%		Nilon	2.180	2.20	2.229	2.27%
	Teflon	2.050	2.09	2.110	2.94%		Teflon	2.050	2.19	2.210	7.82%
	Gliserin	2.500	2.50	2.581	3.26%		Gliserin	2.500	2.57	2.576	3.05%
3.0	Aluminium	2.185	2.22	2.264	3.63%	3.0	Aluminium	2.185	2.30	2.368	8.36%
	Udara	2.100	2.13	2.124	1.14%		Udara	2.100	2.19	2.163	3.00%
	Nilon	2.180	2.22	2.277	4.43%		Nilon	2.180	2.20	2.227	2.15%
	Teflon	2.050	2.09	2.109	2.88%		Teflon	2.050	2.19	2.213	7.94%
	Gliserin	2.500	2.50	2.585	3.41%		Gliserin	2.500	2.57	2.575	3.00%
2.0	Aluminium	2.185	2.22	2.262	3.52%						
	Udara	2.100	2.13	2.110	0.49%						
	Nilon	2.180	2.22	2.290	5.05%						
	Teflon	2.050	2.09	2.104	2.64%						
	Gliserin	2.500	2.50	2.598	3.90%						
1.5	Aluminium	2.185	2.22	2.283	4.48%						
	Udara	2.100	2.13	2.109	0.43%						
	Nilon	2.180	2.22	2.272	4.21%						
	Teflon	2.050	2.09	2.110	2.94%						
	Gliserin	2.500	2.50	2.601	4.05%						



Gambar 4.3. Grafik deviasi pengukuran diameter material aluminium

4.4. Akurasi Tampilan Bilangan CT dan Densitas Massa Material

Perbedaan parameter dalam pengambilan citra menyebabkan tampilan hasil rekonstruksi pada metode I dengan II menjadi berbeda. Citra air pada metode I mempunyai bilangan CT berkisar antara 2.3 – 3.2 sedangkan pada metode II berkisar antara -0.1 -0.3. Informasi densitas massa material, dapat diperoleh dari sistem TPS sesuai dengan data yang digunakan dalam koreksi inhomogenitas yang berdasarkan konversi dari bilangan CT oleh algoritma pada sistem tersebut.

Seluruh data hasil pengukuran kerapatan ditunjukkan dalam Tabel 4.6. Dapat dilihat bahwa dengan tipe dan irisan berbeda, nilai deviasi pengukuran menunjukkan angka yang bervariasi dan tidak menunjukkan kecenderungan berarti pada irisan tertentu. Oleh karena itu, sama halnya dengan penyajian data pada penentuan akurasi jarak, data densitas massa disajikan dalam suatu kisaran deviasi yaitu 0.00%–0.99%, 1.00%–1.99 %, 2.00%–2.99% dan > 3.00% untuk tiap jenis material (Tabel 4.7). Untuk mengetahui pola penyebaran deviasi material dengan lebih jelas, data tersebut juga disajikan dalam bentuk grafik. Dalam Gambar 4.4 ditunjukkan kisaran deviasi hasil pengukuran densitas massa pada metode I untuk material aluminium, sedangkan grafik serupa untuk material lainnya pada metode I dan II ditunjukkan dalam Lampiran 9. Untuk material aluminium pada metode I, seluruh data berada dalam kisaran kurang dari 1.00%, dengan nilai deviasi maksimum mencapai 0.95% pada irisan TPS 1.5 mm.

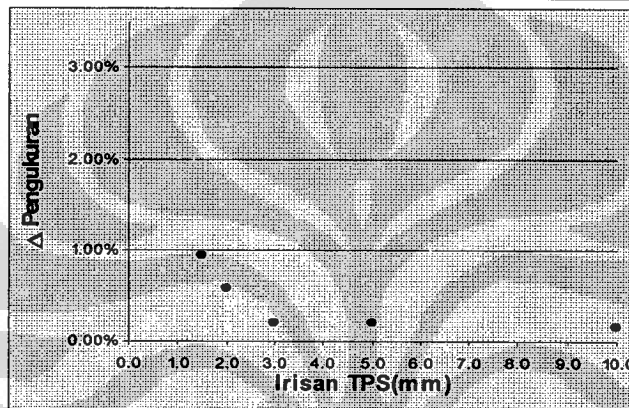
Tabel 4.6. Hasil pengukuran bilangan CT dan densitas massa

Material	Densitasnya (g/cm ³)	Irisan TPS (mm)	METODE I (10 mm/ 1 mm)				METODE II (10 mm/ 2.5 mm)			
			Bilangan CT		ρ_{TPS}	Δ	Bilangan CT		ρ_{TPS}	Δ
			CT	TPS*			CT	TPS*		
Aluminium	2.696	10.0 mm	2187.0	3186.4	2.70	0.16%	2094.4	3081.1	2.70	0.16%
		5.0 mm	2185.4	3185.0	2.69	0.21%	2096.2	3082.4	2.69	0.21%
		3.0 mm	2182.4	3192.1	2.69	0.21%	2092.0	3080.4	2.69	0.21%
		2.0 mm	2184.6	3203.3	2.68	0.58%				
		1.5 mm	2177.8	3141.8	2.67	0.95%				
Udara	0.001	10.0 mm	-969.9	8.8	0.01	0.00%	-994.8	8.3	0.01	0.00%
		5.0 mm	-970.6	13.8	0.01	0.00%	-992.5	7.1	0.01	0.00%
		3.0 mm	-967.8	18.8	0.02	0.00%	-992.8	8.2	0.01	0.00%
		2.0 mm	-969.6	26.4	0.03	0.00%				
		1.5 mm	-952.4	34.6	0.03	0.00%				
Nilon	1.158	10.0 mm	103.9	1092.9	1.13	2.45%	98.4	1098.9	1.16	0.14%
		5.0 mm	103.5	1093.5	1.13	2.45%	98.4	1093.8	1.15	0.73%
		3.0 mm	104.1	1097.3	1.12	3.31%	98.2	1103.7	1.17	1.00%
		2.0 mm	105.0	1109.5	1.17	1.00%				
		1.5 mm	106.0	1132.0	1.18	1.86%				
Teflon	2.211	10.0 mm	971.3	1950.5	2.19	0.97%	940.6	1935.2	2.21	0.06%
		5.0 mm	972.5	1961.7	2.19	0.97%	937.7	1935.8	2.20	0.52%
		3.0 mm	973.1	1974.6	2.19	0.97%	935.0	1939.6	2.21	0.06%
		2.0 mm	973.1	1942.4	2.14	3.23%				
		1.5 mm	972.9	1975.3	2.16	2.32%				
Gliserin	1.254	10.0 mm	220.0	1213.1	1.27	1.32%	213.6	1213.0	1.26	0.52%
		5.0 mm	220.5	1233.4	1.30	3.71%	213.1	1210.8	1.26	0.52%
		3.0 mm	221.2	1214.9	1.28	2.11%	213.6	1213.5	1.26	0.52%
		2.0 mm	221.3	1204.6	1.26	0.52%				
		1.5 mm	222.3	1220.6	1.28	2.11%				
Air	1	10.0 mm	2.4	1009.5	1.03	3.00%	0.3	1002.1	1.01	1.00%
		5.0 mm	2.3	1010.9	1.03	3.00%	0.1	1004.7	1.01	1.00%
		3.0 mm	2.5	1021.5	1.05	5.00%	-0.1	1012.1	1.00	0.00%
		2.0 mm	2.4	1026.1	1.06	6.00%				
		1.5 mm	3.2	978.2	1.00	0.00%				
Akrilik	1.205	10.0 mm	135.4	1130.4	1.19	1.28%	127.5	1122.4	1.19	1.28%
		5.0 mm	137.8	1120.0	1.17	2.94%	127.8	1126.7	1.20	0.45%
		3.0 mm	138.7	1109.2	1.16	3.77%	127.9	1111.2	1.20	0.45%
		2.0 mm	136.9	1118.3	1.17	2.94%				
		1.5 mm	134.1	1111.4	1.15	4.60%				

*Nilai bilangan CT yang ditunjukkan sistem TPS memiliki selisih 1000 lebih besar dibandingkan dengan sistem CT

Tabel 4.7. Kisaran deviasi (dalam %) hasil pengukuran densitas massa pada sistem TPS

Metode	Irisan TPS (mm)	0.00% - 0.99%		1.00%-1.99%		2.00%-2.99%		>3.00%	
		Jumlah	%	Jumlah	%	Jumlah	%	Jumlah	%
I	Aluminium	5	16.67%	0	0.00%	0	0.00%	0	0.00%
	Nilon	2	6.67%	2	6.67%	1	3.33%	0	0.00%
	Teflon	3	10.00%	0	0.00%	1	3.33%	1	3.33%
	Gliserin	1	3.33%	1	3.33%	2	6.67%	1	3.33%
	Air	1	3.33%	0	0.00%	0	0.00%	4	13.33%
	Akrilik	0	0.00%	1	3.33%	2	6.67%	2	6.67%
	Jumlah	12	40.00%	4	13.33%	6	20.00%	8	26.67%
II	Aluminium	3	16.67%	0	0.00%	0	0.00%	0	0.00%
	Nilon	2	11.11%	1	5.55%	0	0.00%	0	0.00%
	Teflon	3	16.67%	0	0.00%	0	0.00%	0	0.00%
	Gliserin	3	16.67%	0	3.33%	0	0.00%	0	0.00%
	Air	1	5.55%	2	11.11%	0	0.00%	0	0.00%
	Akrilik	2	11.11%	1	5.55%	0	0.00%	0	0.00%
	Jumlah	14	77.78%	4	22.22%	0	0.00%	0	0.00%



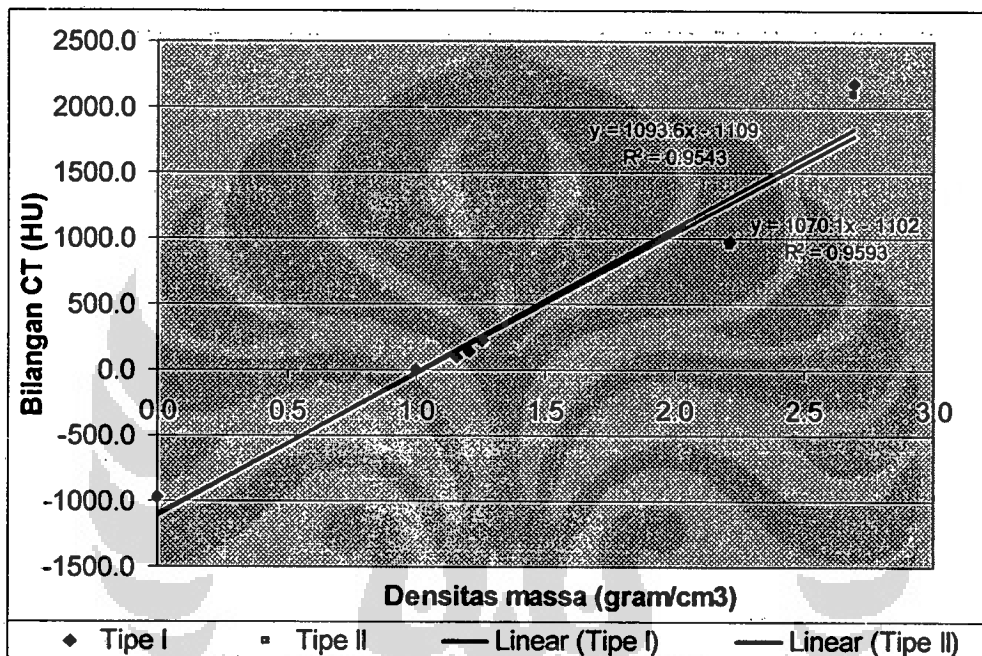
Gambar 4.4. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material aluminium pada metode I

Secara umum, citra sebagian besar material yang diamati memiliki nilai densitas massa dengan deviasi maksimum dalam kisaran kurang dari 1% untuk metode I maupun II. Jumlah titik sampel yang memenuhi kriteria tersebut diperoleh dari 40% untuk metode I dan 77.77% untuk metode II terhadap jumlah seluruh data untuk setiap tipe pengukuran.

Tabel 4.8. Perbandingan nilai bilangan CT (HU) berbagai material pada metode I dan II

Material	ρ_{material} (gram/cm ³)	Bilangan CT (HU)	
		Tipe I	Tipe II
Aluminium	2.696	2183 ± 4	2094 ± 9
Udara	0.001	-966 ± 8	-993 ± 3
Nilon	1.158	104 ± 1	98.3 ± 0.4
Teflon	2.211	972.6 ± 0.8	938 ± 6
Gliserin	1.254	221.1 ± 0.9	213.4 ± 0.5
Air	1.000	2.6 ± 0.3	0.0 ± 0.1
Akrilik	1.205	136.6 ± 2	127.7 ± 0.5

Hasil pengukuran bilangan CT untuk berbagai material untuk metode I menunjukkan nilai yang lebih besar dibandingkan dengan metode II. Namun perbedaan keduanya tidak tampak begitu nyata seperti yang tampak pada Gambar 4.5. Kurva densitas-bilangan CT mempunyai persamaan linier $y = 1093.6x - 1109$ untuk *scanning* metode I dan $y = 1070.1x - 1102$ untuk *scanning* metode II, dengan y menunjukkan nilai HU dan x menunjukkan densitas massa. Koefisien korelasi sebesar 0.9543 untuk kurva *scanning* tipe I dan 0.9593 untuk *scanning* tipe II.



Gambar 4.5. Grafik hubungan densitas massa dengan bilangan CT (HU)

4.5. Laser CT

Seluruh hasil pengukuran untuk mengetahui akurasi laser pada ruang CT ditunjukkan dalam Tabel 4.9. Dari tabel tersebut dapat diketahui pergerakan laser sagital (laser-X) pada bidang koronal, laser koronal kanan (laser-Z1) dan laser koronal kiri (laser-Z2) pada bidang sagital yang sebagian besar menunjukkan nilai deviasi yang tidak signifikan 0.00%, dan sebagian kecil mencapai 3.00% (2 data dari laser-X, 2 data dari laser-Z1, dan 3 data dari laser-Z2). Dari temuan ini diperoleh bahwa sistem laser dalam ruang CT memiliki akurasi yang sangat tinggi.

Tabel 4.9. Deviasi pengukuran posisi dengan laser CT

Variasi Sb.Y	Laser sagital			Laser koronal kanan			Laser koronal kiri		
	Variasi Sb.X	Pengukuran	Δ	Variasi Sb.Z	Pengukuran	Δ	Variasi Sb.Z	Pengukuran	Δ
-100.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.3	0.01	-50.0	-50.0	0.00
	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.3	0.01	-40.0	-40.3	0.01
	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.3	0.01	-30.0	-30.0	0.00
	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.3	0.01	-20.0	-20.3	0.01
	-10.0	-9.8	0.03	-10.0	-10.3	0.03	-10.0	-10.0	0.00
	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00
	10.0	10.0	0.00	10.0	9.8	0.03	10.0	10.0	0.00
	20.0	20.0	0.00	20.0	19.8	0.01	20.0	20.0	0.00
	30.0	30.0	0.00	30.0	29.8	0.01	30.0	29.8	0.01
	40.0	40.0	0.00	40.0	39.8	0.01	40.0	40.0	0.00
-50.0	50.0	50.0	0.00	50.0	49.8	0.01	50.0	50.3	0.01
	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.3	0.01
	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.3	0.01
	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-29.8	0.01	-30.0	-30.0	0.00
	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	0.00
	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.3	0.03
	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00
	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	0.00	10.0	9.8	0.03
	20.0	20.0	0.00	20.0	19.8	0.01	20.0	19.8	0.01
	30.0	30.0	0.00	30.0	29.8	0.01	30.0	29.8	0.01
0.0	40.0	40.0	0.00	40.0	39.8	0.01	40.0	39.8	0.01
	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	0.00	50.0	49.8	0.01
	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.3	0.01
	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	0.00
	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	0.00
	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	0.00
	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	0.00
	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00
	10.0	10.0	0.00	10.0	9.8	0.03	10.0	10.0	0.00
	20.0	20.0	0.00	20.0	19.8	0.01	20.0	20.0	0.00
50.0	30.0	30.0	0.00	30.0	29.8	0.01	30.0	29.8	0.01
	40.0	40.0	0.00	40.0	39.8	0.01	40.0	40.0	0.00
	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	0.00	50.0	49.8	0.01
	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	0.00
	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-39.8	0.01
	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	0.00
	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	0.00
	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	0.00
	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00
	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	0.00
100.0	20.0	20.0	0.00	20.0	20.0	0.00	20.0	20.0	0.00
	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	0.00
	40.0	40.0	0.00	40.0	40.0	0.00	40.0	40.0	0.00
	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	0.00	50.0	49.8	0.01
	-50.0	-50.3	0.01	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	0.00
	-40.0	-40.3	0.01	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	0.00
	-30.0	-30.3	0.01	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	0.00
	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	0.00
	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-9.8	0.03
	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00
10.0	9.8	0.03	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	0.00	
20.0	19.8	0.01	20.0	20.0	0.00	20.0	19.8	0.01	
30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	0.00	30.0	29.8	0.01	
40.0	40.3	0.01	40.0	40.0	0.00	40.0	39.8	0.01	
50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	0.00	50.0	49.8	0.01	

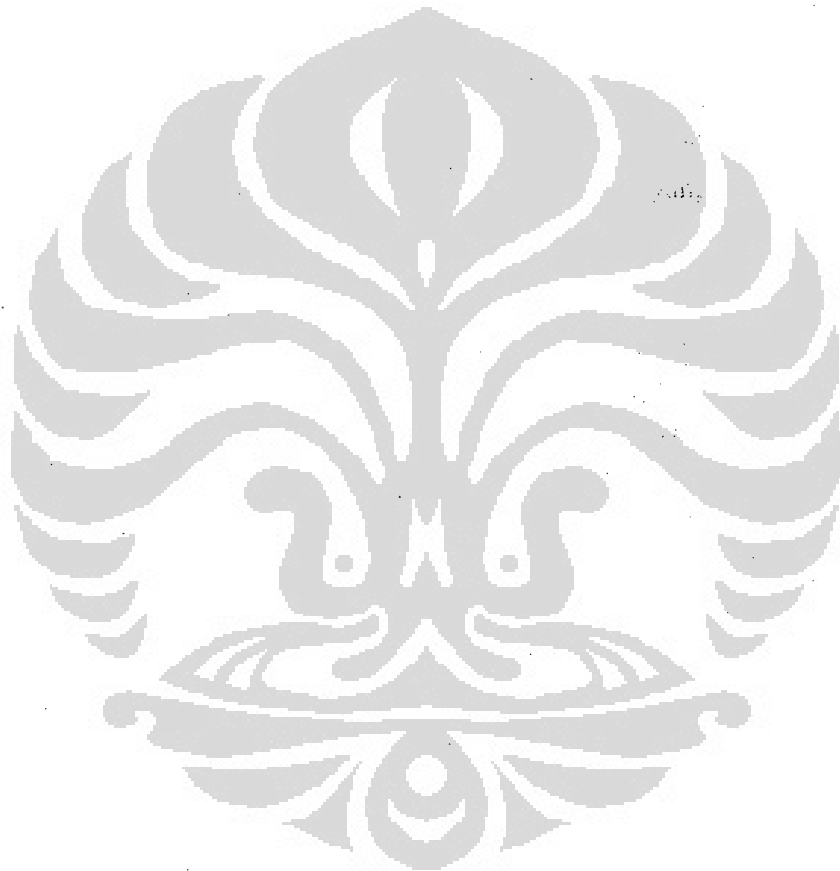
4.6. Laser Linac

Pergerakan semu laser pada ruang linac dievaluasi berdasarkan pergerakan meja. Seluruh hasil evaluasi laser linac ditunjukkan dalam Tabel 4.10. Seperti halnya dengan evaluasi laser CT, pergerakan semu laser sagital pada bidang koronal, pergerakan semu laser axial pada bidang koronal dan pergerakan semu laser koronal pada bidang sagital. Dibandingkan dengan laser CT, deviasi penunjukan laser linac diperoleh nilai yang lebih tinggi. Bila deviasi pada laser CT umumnya diperoleh 0%, maka pada laser linac diperoleh 1%. Deviasi maksimum yang diperoleh untuk 2 arah laser mencapai 3% (1 data dari laser sagital, 3 data dari laser koronal kanan) sedangkan untuk laser koronal kiri mencapai 4% yang hanya terjadi pada 1 dari 35 data.

Tabel 4.10. Deviasi pengukuran laser Linac

Variasi Sb.Y	Laser sagital			Laser koronal kanan			Laser koronal kiri		
	Variasi Sb.X	Pengukuran	Δ	Variasi Sb.Y	Pengukuran	selisih	Variasi Sb.Z	Pengukuran	Δ
-100.0	-100	-98.75	0.01	-100	-100.50	0.01	-100	-99.25	0.01
	-80	-79.25	0.01	-80	-80.25	0.00	-80	-79.75	0.00
	-60	-59.50	0.01	-60	-60.25	0.00	-60	-59.00	0.02
	-40	-39.50	0.01	-40	-40.00	0.00	-40	-39.5	0.01
	-20	-19.75	0.01	-20	-20.25	0.01	-20	-19.5	0.03
	0	0.00	0.00	0	0.00	0.00	0	0.00	0.00
	20	19.75	0.01	20	19.50	0.03	20	20.00	0.00
	40	39.50	0.01	40	39.50	0.01	40	40.25	0.01
	60	59.50	0.01	60	59.50	0.01	60	60.50	0.01
	80	79.25	0.01	80	79.50	0.01	80	80.25	0.00
	100	98.75	0.01	100	100.00	0.00	100	101.00	0.01
0.0	-100	-98.75	0.01	-100	-99.90	0.00	-100	-99.5	0.01
	-80	-79.50	0.01	-80	-80.25	0.00	-80	-79.00	0.01
	-60	-59.25	0.01	-60	-59.75	0.00	-60	-60.00	0.00
	-40	-39.25	0.02	-40	-39.75	0.01	-40	-39.25	0.02
	-20	-20.00	0.00	-20	-19.50	0.03	-20	-19.50	0.03
	0	0.00	0.00	0	0.00	0.00	0	0.00	0.00
	20	20.00	0.00	20	20.50	0.03	20	20.75	0.04
	40	39.25	0.02	40	40.50	0.01	40	40.50	0.01
	60	59.50	0.01	60	60.25	0.00	60	60.00	0.00
	80	79.75	0.00	80	80.50	0.01	80	80.50	0.01
	100	98.75	0.01	100	100.75	0.01	100	101.50	0.02
100.0	-100	-99.25	0.01	-100	-99.75	0.00	-100	-100.00	0.00
	-80	-79.25	0.01	-80	-79.50	0.01	-80	-79.75	0.00
	-60	-59.50	0.01	-60	-59.25	0.01	-60	-60.00	0.00
	-40	-39.25	0.02	-40	-39.50	0.01	-40	-40.00	0.00
	-20	-19.50	0.03	-20	-19.75	0.01	-20	-19.75	0.01
	0	0.00	0.00	0	0.00	0.00	0	0.00	0.00
	20	19.75	0.01	20	20.00	0.00	20	20.5	0.03
	40	39.50	0.01	40	40.00	0.00	40	40.75	0.02
	60	59.75	0.00	60	60.25	0.00	60	60.5	0.01
	80	79.50	0.01	80	80.50	0.01	80	80.75	0.01
	100	99.00	0.01	100	100.50	0.01	100	100.75	0.01

Dengan demikian, dari keseluruhan hasil evaluasi sistem laser pada ruang linac, dapat diketahui bahwa sistem ini memiliki akurasi yang sangat tinggi dengan persentase akurasi sebesar 99%.



BAB V

PEMBAHASAN

Dalam penelitian untuk mengukur akurasi dan presisi kinerja sistem jejaring CT dan TPS ini telah berhasil dibuat fantom air yang berisi beberapa material inhomogen dengan densitas massa yang bervariasi. Dalam fantom terdapat 11 tabung yang terdiri atas 2 tabung aluminium, 2 tabung nilon, 2 tabung teflon, 2 tabung gliserin, dan 3 tabung udara. Kecuali tabung udara yang salah satunya terletak pada posisi sentral, jumlah ganda dari masing-masing material dan letaknya pada posisi yang berbeda dimaksudkan untuk memperoleh data pengukuran yang akurat. Untuk material yang tidak berwujud padat seperti gliserin dan udara, digunakan tabung selubung yang terbuat dari bahan akrilik dengan tebal 2 mm dan diameter dalam 21 mm. Masing-masing tabung medium pengisi ini awalnya dirancang dengan diameter 2 cm, namun kemudian disesuaikan dengan ukuran yang tersedia sehingga terdapat sedikit perbedaan ukuran diameter tabung. Seluruh permukaan fantom diselubungi oleh bahan akrilik yang tebalnya 5 mm dalam bentuk tabung dengan dimensi panjang 16 cm dan diameter 32 cm yang dianggap sebagai representasi tubuh manusia dewasa rata-rata.

Sebagai acuan dalam pengukuran jarak, maka dalam fantom tersebut disisipkan kawat tembaga berdiameter 1 mm dan panjang 10 mm pada setiap ujung tabung pengisi dengan jarak masing-masing 3 cm, 4 cm, 5 cm, 6 cm, 7 cm, 8 cm, 9 cm, 10 cm, 11 cm, dan 12 cm terhadap sumbu utama. Khusus untuk tabung sentral yang berisi udara disisipkan kawat sepanjang tabung tersebut dengan bola timah berdiameter $\pm 1,5$ mm yang disolderkan pada pertengahan kawat sebagai acuan *isocenter*. Namun karena adanya keterbatasan dalam proses pembuatannya untuk menempatkan kawat-kawat dengan ketelitian tinggi, maka posisi kawat sebenarnya untuk yang berjarak 3 cm dan 7 cm berturut-turut menjadi 3.15 cm dan 7.05 cm. Selain itu, penyimpangan juga terjadi pada kawat tembaga yang terdapat pada sumbu utama yang seharusnya lurus namun pada kenyataannya sedikit melengkung pada bagian tengah yang dimungkinkan terjadi akibat pengaruh tekanan air di sekitarnya. Namun hal ini tidak memberikan pengaruh

secara nyata pada pengukuran jarak, karena bagian kawat yang digunakan sebagai referensi terletak pada ujung-ujung fantom.

Marker garis berupa goresan putih pada permukaan luar fantom yang digunakan sebagai tanda dalam pengaturan laser, cukup memberikan akurasi yang tepat dalam penentuan *isocenter* tiap bidang (sagital, koronal dan axial).

Pemilihan dua metode *scanning*, metode I dan II disesuaikan dengan penggunaan sehari-hari. Metode I umumnya digunakan untuk jaringan yang kecil, sedangkan metode II untuk jaringan yang relatif besar. Citra hasil rekonstruksi melalui 2 metode *scanning* ini menunjukkan tampilan yang berbeda. Perbedaan window yang digunakan menyebabkan perbedaan kualitas citra yang dihasilkan. Kontras citra sangat berhubungan dengan perbedaan antara window level yang rendah dan tinggi. Window yang kecil akan memproduksi kontras citra yang tinggi, karena perbedaan yang kecil dalam CT number jaringan akan dicitrakan dengan beda skala keabuan yang besar. Sedangkan untuk pengaturan window yang besar akan menghasilkan kontras citra yang relatif rendah. Selain itu, perbedaan yang tampak ini diakibatkan oleh faktor kolimasi dan tipe filtering yang berbeda yaitu penggunaan kolimasi 1 mm dan kernel H60s sharp untuk metode I, dan kolimasi 2.5 mm dan kernel B30f medium smooth untuk metode II. Pengaruh penggunaan kolimasi yang lebih lebar memungkinkan terjadinya noise yang lebih tinggi, hal ini tampak nyata pada citra hasil rekonstruksi metode II.

Untuk pengolahan data citra, dipilih 5 citra untuk evaluasi densitas massa dan diameter, dan 4 citra untuk evaluasi jarak. Koordinat irisan diambil tetap pada setiap ulangan. Namun pada kenyataannya setiap pengambilan koordinat citra akan sedikit berbeda disebabkan oleh penambahan jarak rekonstruksi yang diatur setiap 50% tebal irisan. Kondisi tersebut menyebabkan terjadinya tumpang tindih (*overlapping*) dalam pembentukan citra, namun memberikan keuntungan dalam hal perolehan kualitas citra, memperkecil noise, menambah akurasi dan mempermudah diagnosis struktur yang kecil.

Dibandingkan dengan jarak yang sebenarnya, hasil pengukuran dari citra dengan metode II menunjukkan ketidaktepatan relatif lebih besar terhadap metode I. Hasil ketidaktepatan pengukuran jarak menunjukkan 50% data berada dalam rentang 0.00% - 0.19% untuk metode I dan 40% data dalam rentang 0.20% -

0.39% untuk metode II. Perbedaan pada kedua metode ini dipengaruhi oleh tampilan citra kawat yang digunakan sebagai acuan. Ukuran diameter citra kawat pada metode II tampak sedikit lebih lebar dibandingkan dengan metode I, sehingga hasil pengukuran jarak cenderung bias. Namun secara umum dari hasil pengukuran jarak, dapat ditunjukkan posisi titik dalam jangkauan 3 cm sampai 12 cm terhadap sumbu utama tidak berbeda nyata antara citra satu dengan citra yang lainnya.

Pada pengukuran diameter, tampak bahwa untuk material yang memiliki densitas massa tinggi seperti aluminium ($\rho = 2,7 \text{ g/cm}^3$) memiliki tampilan citra diameter yang lebih besar dari sebenarnya akibat daya atenuasi yang tinggi. Kecenderungan yang sama ditemui pada material nilon ($\rho = 1,16 \text{ g/cm}^3$), tampilan citra tampak lebih besar dari sebenarnya yang diakibatkan karena kerapatannya yang hampir sama dengan latar belakang menyebabkan tampilan pada citra menjadi lebih kabur sehingga sulit dalam menentukan ukuran diameter pada citra. Umumnya ketidaktepatan yang relatif lebih besar terjadi pada pengambilan citra metode II oleh karena faktor kolimasi yang menyebabkan besarnya radiasi hambur sehingga meningkatkan kekaburan. Namun khusus untuk material nilon, ketidaktepatan yang tinggi justru terjadi pada metode I. Hal tersebut disebabkan oleh nilai skala keabuan nilon yang hampir sama dengan air sehingga agak sulit untuk menentukan tepi penampang. Secara umum, dari data yang diperoleh dapat ditunjukkan bahwa ukuran penampang obyek sangat dipengaruhi oleh densitas massa material. Semakin tinggi densitas massanya maka ukuran penampang obyek akan tampak menjadi lebih besar dari ukuran sebenarnya. Sedangkan untuk material dengan densitas massa yang hampir sama dengan air menjadi lebih besar karena tampilan citra tepi penampang yang kurang jelas, memiliki kontras rendah terhadap latar belakang. Ketidaktepatan tampilan citra penampang obyek pada hasil pengukuran ini berada dalam rentang 0,38% sampai dengan 8.37%.

Daya atenuasi berbagai material direpresentasikan dalam nilai bilangan CT (HU). Terdapat perbedaan nilai bilangan CT pada tampilan monitor CT dan TPS. Nilai HU TPS selalu positif dimulai dari 0 pada material udara, sedangkan pada tampilan CT udara memiliki nilai HU -1000. Dalam penelitian ini, untuk keperluan konversi, data diperoleh dari 7 jenis material dengan rentang densitas

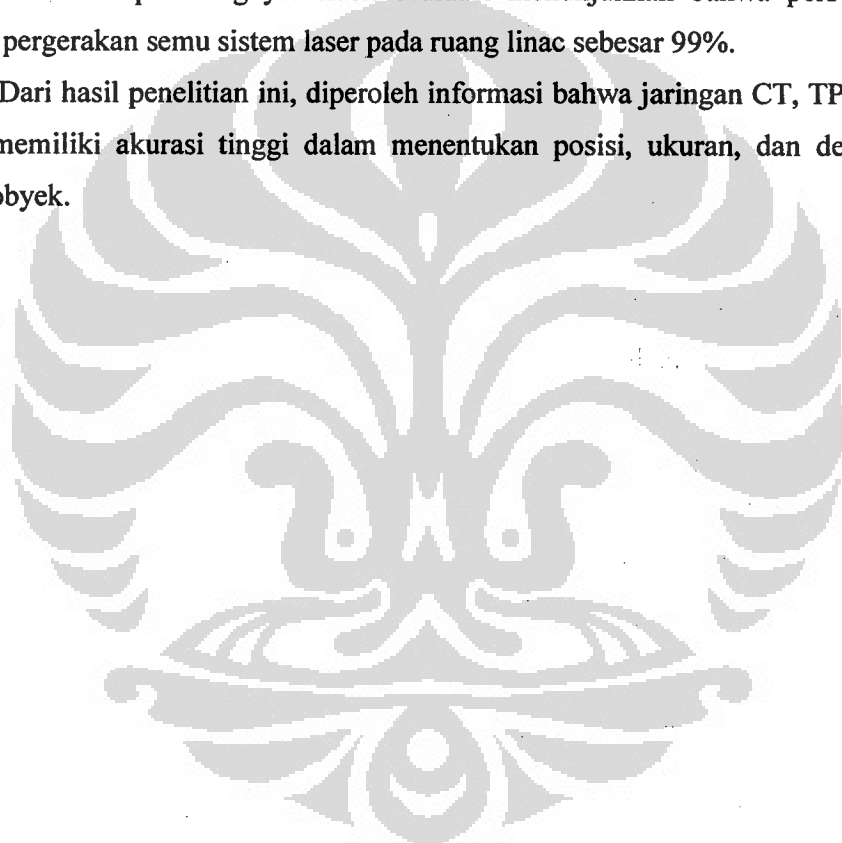
0.0013 – 2.7 g/cm³. Mengingat densitas massa material komponen tubuh berada dalam rentang tersebut, maka diharapkan prediksi kerapatan organ dalam tubuh oleh jejing CT dan TPS cukup teliti. Setelah dikalibrasi, penentuan kerapatan massa TPS ternyata cukup akurat, dengan hasil pengukuran tidak lebih dari 3% (kecuali 7 titik dari 35 titik data pada metode I yang memiliki nilai lebih dari 3%). Bila dilihat akurasi berdasarkan metode pengukuran, metode II relatif lebih akurat karena kontras citra yang relatif lebih tinggi. Pada pengukuran densitas massa, kedua kurva densitas massa-bilangan CT untuk pengukuran dengan *scanning* metode I dan II mendekati berimpit, yang berarti pengukuran dengan kedua metode tidak berbeda signifikan. Ketelitian pengukuran ditunjukkan pula oleh koefisien korelasi kedua kurva yang cukup tinggi (0.9543 untuk tipe I dan 0.9593 untuk tipe II).

Dalam penelitian ini pengambilan data untuk *scanning* metode I dan II menggunakan kVp sama namun dengan kolimasi berbeda. Untuk kondisi dengan kVp lain yang berarti dengan kualitas sinar x yang lain, ada kemungkinan hubungan HU dan densitas berbeda, sehingga memerlukan penelitian lebih lanjut.

Evaluasi pergerakan laser baik di ruang CT maupun di ruang linac dilakukan pada 3 arah yang berbeda karena dalam prakteknya penentuan isocenter didasari oleh 3 titik referensi yang ditandai pada permukaan tubuh pasien. Titik tersebut ditentukan oleh perpotongan garis sinar laser pada 3 bidang, yaitu 1 bidang koronal dan 2 bidang sagital yang membatasi lebar tubuh pasien. Sehingga untuk keperluan tersebut, umumnya pada sistem peralatan baik CT scan maupun linac dilengkapi dengan 3 sistem laser yaitu laser sagital, laser koronal dan laser axial. Pada ruang CT simulator, posisi laser sagital dan koronal dapat digerakkan secara otomatis melalui sistem konsol, sedangkan posisi laser axial berada dalam keadaan yang tetap sehingga perubahan posisinya ditentukan dengan pergerakan meja pada arah sumbu y. Dengan demikian, evaluasi terhadap pergerakan laser dilakukan hanya untuk arah sagital dan koronal yang dipilih pada setiap jarak 5 cm. Dari perolehan data, dapat dilihat bahwa nilai rata-rata deviasi pergerakan sistem laser pada 30 titik pengukuran yang berbeda tidak jauh dari 0.00%. Terdapat perbedaan nilai pada tampilan sistem konsol dengan nilai sebenarnya sekitar ± 0.01 mm, namun karena umumnya penentuan perpotongan sinar laser

dilakukan berdasarkan pengamatan mata telanjang maka perbedaan ini tidak terlihat signifikan. Dengan demikian dapat dinyatakan bahwa akurasi pergerakan laser pada ruang CT simulator sangat sempurna. Untuk evaluasi pergerakan sistem laser pada ruang linac, bidang yang diamati juga tidak berbeda dengan yang dilakukan pada ruang CT simulator. Hanya saja karena posisi sistem laser yang berada ruang ini berada pada posisi tetap, maka variasi perubahan posisinya diatur dengan pergerakan meja sehingga pergerakannya dapat disebut pergerakan semu laser. Sama halnya dengan evaluasi pada ruang CT simulator, akurasi pergerakan semu sistem laser pada ruang linac juga dilakukan pada posisi y yang berbeda setiap 5 cm setiap bidangnya. Hasil evaluasi menunjukkan bahwa persentase akurasi pergerakan semu sistem laser pada ruang linac sebesar 99%.

Dari hasil penelitian ini, diperoleh informasi bahwa jaringan CT, TPS dan Linac memiliki akurasi tinggi dalam menentukan posisi, ukuran, dan densitas massa obyek.



BAB VI

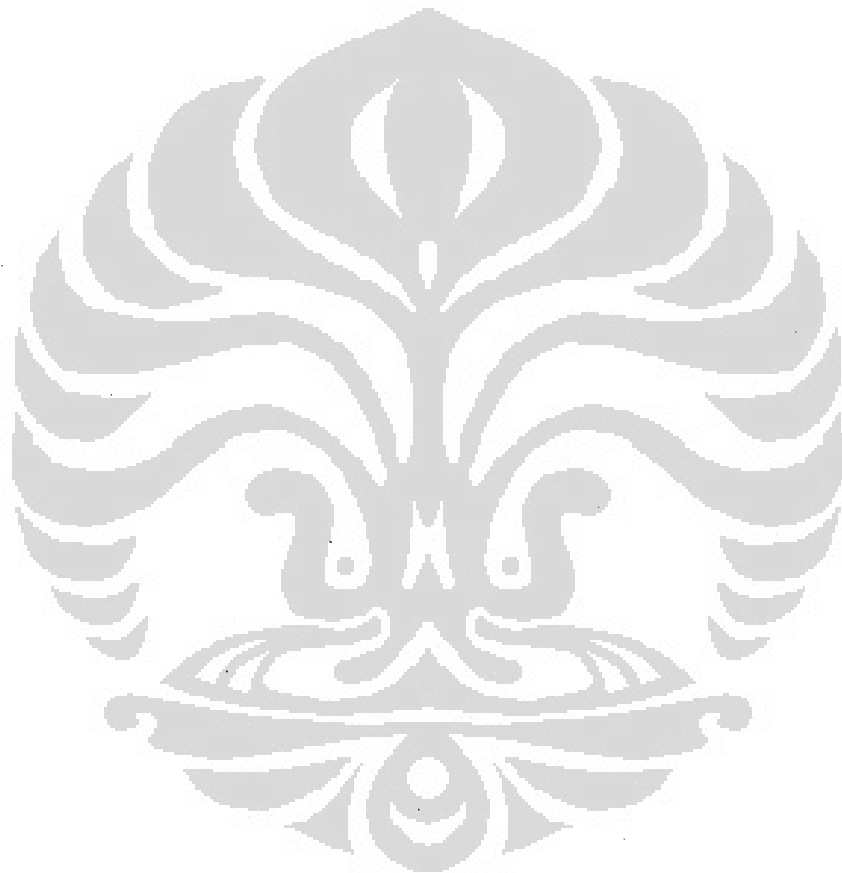
KESIMPULAN

Dari hasil penelitian ini diperoleh beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Telah berhasil dibuat fantom air berbentuk silinder yang dilengkapi dengan beberapa obyek dengan berbagai ukuran dan berbagai densitas massa yang dapat digunakan untuk pengukuran akurasi kinerja sistem jejaring CT, TPS, dan linac.
2. Pengukuran jarak dengan *scanning* metode II (120 kVp, kolimasi 2.5 mm) menghasilkan deviasi tidak berbeda signifikan dibanding dengan yang dihasilkan oleh *scanning* metode I (kurang dari 0.5%). Nilai deviasi 50% dari data pengukuran pada *scanning* metode I berada dalam rentang 0.00% - 0.19%, 34% data dalam rentang 0.20%-0.39%, 10% data dalam rentang 0.40% - 0.59% dan 6% data untuk nilai deviasi >6.00%. Sedangkan untuk pengukuran semua material dengan *scanning* metode II diperoleh deviasi dalam rentang 0.00% - 0.19% untuk 33.33% data, rentang 0.20%-0.39% untuk 40% data, rentang 0.40% - 0.59% untuk 6.7% data dan untuk nilai deviasi >6.00% diperoleh dari 20% data.
3. Tampilan penampang obyek memiliki ukuran relatif lebih besar dibandingkan dengan penampang sebenarnya terutama untuk material yang memiliki densitas yang tinggi. Deviasi ukuran tampilan citra penampang obyek dari hasil pengukuran ini berada dalam jangkauan 0,38% sampai dengan 8.37%.
4. Telah dilakukan kalibrasi nilai skala keabuan menjadi data densitas massa pada sistem TPS. Dengan hasil kalibrasi tersebut dilakukan evaluasi densitas massa aluminium, nilon, teflon, gliserin, air, dan akrilik. Pengukuran semua material dengan *scanning* metode I diperoleh deviasi dalam rentang 0.00% - 0.99% untuk 40% data, rentang 1.00%-1.99% untuk 13.33% data, rentang 2.00% - 2.99% untuk 20% data dan untuk nilai deviasi >3.00% untuk 26.7% data pengukuran. Sedangkan untuk pengukuran semua material dengan *scanning* metode II diperoleh deviasi

hanya dalam rentang 0.00% - 0.99% untuk 77.8% data dan rentang 1.00%-1.99% untuk 22.2% data.

6. Sistem laser pada ruang CT simulator memiliki akurasi dan presisi yang sangat tinggi dengan ketepatan mendekati 100%, untuk penunjukan panjang, lebar dan ketebalan obyek (pengukuran pada arah aksial, bidang koronal dan sagital). Pengukuran ketiga variabel oleh laser linac menunjukkan akurasi sedikit lebih rendah dibanding dengan hasil pengukuran laser CT, dengan akurasi 99%.



DAFTAR PUSTAKA

- [1] Laurence C, Isaac R, Radhe M, and Lei Dong. 2003. Evaluation of mechanical precision and alignment uncertainties for an integrated CT/LINAC system. *Med. Phys.* 30(6)
- [2] Bentel G.C. 1996. Radiation therapy planning. McGraw-Hill Companies. USA
- [3] Warsito. 2005. Review: Komputasi Tomografi dan Aplikasinya dalam Proses Industri. Prosiding Semiloka Teknologi Simulasi dan Komputasi serta Aplikasi 2005
- [4] Johns H.E and Cunningham J.R. 1983. The physics of radiology 4th edition. Charles C. Thomas publisher. USA
- [5] _____. Computed Tomography: Its History and Technology. Siemens Medical Solution. Germany.
- [6] Cho Z.H, Jones J.P, and Singh M.1993. Foundations of medical imaging. John Wiley&Sons, Inc. USA
- [7] Bushberg J.T. 2002. The Essential Physics of Medical Imaging 2nd edition. Lippincott Williams and Wilkins. USA
- [8] Jacob Van Dyk. 2005. The modern technology of radiation oncology. John Wiley & Sons, Inc. USA
- [9] Wolbarst A.B. 2000. Physics of radiology 2nd edition. Medical physics publishing. Madison, USA
- [10] Flohr T.G., Schaller S., Stierstorfer K., Bruder H., Ohnesorge B.M., and Schoepf U.J. 2005. Multi-Detector Row CT Systems and Image-Reconstruction Techniques. *Radiology* 235:756-773
- [11] Groh B.A. Siewerdsen J.H., Drake D.G., Wong, J.W., and Jaffray D.A. 2002. A performance comparison of flat-panel imager-based MV and kV cone-beam CT. *Med.Phys.* 29 (6)
- [12] Yeom J.S, Chung M.S., Lee C.K., Kim Y., Kim N., and Lee J.B. 2003. Evaluation of pedicle screw position on computerized tomography scans. *J Neurosurg (Spine 1)* 98:104-109

- [13] McNitt-Gray, M.F. Tradeoffs in CT image Quality and Dose. Depart of Radiology. David Geffen School of Medicine at UCLA
- [14] Hintenlang D.E. 2004. CT Scanner QC. American College of Medical Physics Annual Meeting Scottsdale Arizona
- [15] Ppodgorsak E.B. 2005. Radiation oncology physics. International Atomic Energy Agency. Austria
- [16] Wu J. 2002. Implementation of an integrated quality assurance program for a CT-TPS process. Thesis. Thesis. Department of Physics and Astronomy. Peking University
- [18] Karzmark J., and Morton R.J. 1998. a Primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy 2nd edition. Medical physics publishing. Madison, Wiscosin.





Lampiran 1. Hasil pengukuran densitas massa material pengisi fantom

Material	Ulangan	Pengukuran			Rataan
		Massa (g)	Volume (cm ³)	Densitas (g/cm ³)	
Akrilik	1	13.2596	11	1.2054	1.205 ± 0.00%
	2	13.2596	11	1.2054	
	3	13.2596	11	1.2054	
	4	13.2597	11	1.2054	
	5	13.2596	11	1.2054	
	6	13.2596	11	1.2054	
	7	13.2597	11	1.2054	
	8	13.2595	11	1.2054	
	9	13.2596	11	1.2054	
	10	13.2592	11	1.2054	
Teflon	1	55.2848	25	2.2114	2.211 ± 0.00%
	2	55.2849	25	2.2114	
	3	55.2845	25	2.2114	
	4	55.2846	25	2.2114	
	5	55.2847	25	2.2114	
	6	55.2848	25	2.2114	
	7	55.285	25	2.2114	
	8	55.2846	25	2.2114	
	9	55.2847	25	2.2114	
	10	55.2848	25	2.2114	
Gliserin	1	36.9795	30	1.2327	1.254 ± 2.24%
	2	36.9796	29	1.2752	
	3	36.9793	29	1.2751	
	4	36.9794	29	1.2752	
	5	36.9794	30	1.2326	
	6	36.9795	29	1.2752	
	7	36.9796	30	1.2327	
	8	36.9794	29	1.2752	
	9	36.9797	30	1.2327	
	10	36.9796	30	1.2327	
Nilon	1	33.5923	29	1.1584	1.158 ± 0.00%
	2	33.5923	29	1.1584	
	3	33.5923	29	1.1584	
	4	33.5921	29	1.1583	
	5	33.5923	29	1.1584	
	6	33.5923	29	1.1584	
	7	33.5922	29	1.1584	
	8	33.5923	29	1.1584	
	9	33.5924	29	1.1584	
	10	33.5924	29	1.1584	
Aluminium	1	80.8725	30	2.6958	2.696 ± 0.00%
	2	80.8725	30	2.6958	
	3	80.8724	30	2.6957	
	4	80.8726	30	2.6958	
	5	80.8725	30	2.6958	
	6	80.8724	30	2.6957	
	7	80.8725	30	2.6958	
	8	80.8725	30	2.6958	
	9	80.8726	30	2.6958	
	10	80.8723	30	2.6957	

Lampiran 2. Spesifikasi sistem dalam pengambilan citra CT-scan

METODE I

ROUTINE		SCAN		RECON JOB 1	
Eff.mAs	: 100	Eff.mAs	: 100	Slice width	: 10.0 mm
CTDIw	: 24.03 mGy	kV	: 120	Kernel	: H60s sharp
kV	: 120	CTDIw	: 24.03 mGy	Window	: Base Orbita
Scan time	: 21.77 s	Delay	: 4 s	FoV	: 474 mm
Delay	: 4 s	Scan Time	: 21.77 s	Center-X	: 0 mm
Slice	: 10.0 / 1mm	Rotation Time	: 0.75 s	Center-Y	: -13 mm
No of images	: 22	Slice	: width : 10.0 Coll: 1 mm	Begin	: -608.0 mm
Tilt	: 0.0 °	Feed/Rotation	: 8.0 mm	Recon Begin	: -608.0 mm
TABLE		Direction		Image Order : Craniocaudal	
Begin	: -608.0			Recon increment: : 10.0 mm	
Position	: -382.5			No of images : 22	
End	: -392.0			Recon end : -392.0 mm	
Height	: 223			End : -392.0mm	
RECON JOB 2		RECON JOB 3		RECON JOB 4	
Slice width	: 5.0 mm	Slice width	: 3.0 mm	Slice width	: 2.0 mm
Kernel	: H60s sharp	Kernel	: H60s sharp	Kernel	: H60s sharp
Window	: Base Orbita	Window	: Base Orbita	Window	: Base Orbita
FoV	: 474 mm	FoV	: 474 mm	FoV	: 474 mm
Center-X	: 0 mm	Center-X	: 0 mm	Center-X	: 0 mm
Center-Y	: -13 mm	Center-Y	: -13 mm	Center-Y	: -13 mm
Begin	: -610.1 mm	Begin	: -610.9 mm	Begin	: -611.7 mm
Recon Begin	: -610.1 mm	Recon Begin	: -610.9 mm	Recon Begin	: -611.7 mm
Image Order	: Craniocaudal	Image Order	: Craniocaudal	Image Order	: Craniocaudal
Recon increment:	: 2.5 mm	Recon increment:	: 1.5 mm	Recon increment:	: 1.0 mm
No of Images	: 89	No of Images	: 148	No of Images	: 224
Recon end	: -389.9 mm	Recon end	: -389.1 mm	Recon end	: -388.3 mm
End	: -389.9 mm	End	: -389.1 mm	End	: -388.3 mm
RECON JOB 5					
Slice width	: 1.5 mm				
Kernel	: H60s sharp				
Window	: Base Orbita				
FoV	: 474 mm				
Center-X	: 0 mm				
Center-Y	: -13 mm				
Begin	: -611.9 mm				
Recon Begin	: -611.9 mm				
Image Order	: Craniocaudal				
Recon increment:	: 0.8 mm				
No of Images	: 280				
Recon end	: -388.1 mm				
End	: -388.1 mm				

METODE II

ROUTINE		SCAN	
Eff.mAs	: 150	Eff.mAs	: 150
CTDIw	: 11.40 mGy	kV	: 120
kV	: 120	CTDIw	: 11.40 mGy
Scan time	: 8.8 s	Delay	: 7 s
Delay	: 7 s	Scan Time	: 8.8 s
Slice	: 10.0 / 2.5 mm	Rotation Time	: 0.5 s
No of images	: 24	Slice	: width : 10.0 Coll: 2.5 mm
Tilt	: 0.0 °	Feed/Rotation	: 15 mm
TABLE		Direction	
Begin	: -381.0	: Craniocaudal	
Position	: 0.0		
End	: -618.0		
Height	: 0		
RECON JOB 1		RECON JOB 2	
Slice width	: 10.0 mm	Slice width	: 5.0 mm
Kernel	: B30f medium smooth	Kernel	: B30f medium smooth
Window	: Abdomen	Window	: Abdomen
FoV	: 493 mm	FoV	: 493 mm
Center-X	: 0 mm	Center-X	: 0 mm
Center-Y	: 0 mm	Center-Y	: 0 mm
Begin	: -381.0 mm	Begin	: -377.9 mm
Recon Begin	: -381.0 mm	Recon Begin	: -381.0 mm
Image Order	: Craniocaudal	Image Order	: Craniocaudal
Recon increment:	: 10.0 mm	Recon increment:	: 5.0 mm
No of Images	: 24	No of Images	: 47
Recon end	: -615.0 mm	Recon end	: -615.0 mm
End	: -618.0 mm	End	: -621.1 mm
RECON JOB 3			
Slice width	: 3.0 mm		
Kernel	: B30f medium smooth		
Window	: Abdomen		
FoV	: 493 mm		
Center-X	: 0 mm		
Center-Y	: 0 mm		
Begin	: -376.8 mm		
Recon Begin	: -381.0 mm		
Image Order	: Craniocaudal		
Recon increment:	: 1.5 mm		
No of Images	: 157		
Recon end	: -615.0 mm		
End	: -622.2 mm		

Lampiran 3. Koordinat citra yang digunakan dalam pengukuran

Window	Tebal irisan	JARAK				DIAMETER dan DENSITAS			
		Irisan ke-	Kode	Koordinat sumbu-Z		Irisan ke-	Kode	Koordinat sumbu-Z	
				Sistem CT	Sistem TPS			Sistem CT	Sistem TPS
Tipe I	10.0 mm	3	A	-588.0	58.800	6	A	-558.0	55.800
		4	B	-578.0	57.800	9	B	-528.0	52.800
		20	C	-418.0	41.800	12	C	-498.0	49.800
		21	D	-408.0	40.800	15	D	-468.0	46.800
						18	E	-438.0	43.800
	5.0 mm	10	A	-587.6	58.760	22	A	-557.6	55.760
		14	B	-577.6	57.760	34	B	-527.6	52.760
		78	C	-417.6	41.760	46	C	-497.6	49.760
		82	D	-407.6	40.760	58	D	-467.6	46.760
						70	E	-437.6	43.760
	3.0 mm	17	A	-586.9	58.690	36	A	-558.4	55.840
		23	B	-577.9	57.790	56	B	-528.4	52.840
		130	C	-417.4	41.740	76	C	-498.4	49.840
		136	D	-408.4	40.840	96	D	-468.4	46.840
						116	E	-438.4	43.840
	2.0 mm	25	A	-587.7	58.770	55	A	-557.7	55.770
		34	B	-578.7	57.870	85	B	-527.7	52.770
		195	C	-417.7	41.770	115	C	-497.7	49.770
		204	D	-408.7	40.870	145	D	-467.7	46.770
						175	E	-437.7	43.770
1.5 mm	32	A	-587.1	58.710	68	A	-558.3	55.830	
	43	B	-578.3	58.830	106	B	-527.9	52.790	
	244	C	-417.5	41.750	143	C	-498.3	49.830	
	255	D	-408.7	40.870	180	D	-468.7	46.870	
					218	E	-438.3	43.830	
Tipe II	10.0 mm	4	A	-411.0	41.100	7	A	-441.0	44.100
		21	B	-581.0	58.100	10	B	-471.0	47.100
						13	C	-501.0	50.100
						16	D	-531.0	53.100
						19	E	-561.0	56.100
	5.0 mm	7	A	-411.0	41.100	13	A	-441.0	44.100
		8	B	-416.0	41.600	19	B	-471.0	47.100
		41	C	-581.0	58.100	25	C	-501.0	50.100
		42	D	-586.0	58.600	31	D	-531.0	53.100
						37	E	-561.0	56.100
	3.0 mm	21	A	-411.0	41.100	41	A	-441.0	44.100
		25	B	-417.0	41.700	61	B	-471.0	47.100
		134	C	-580.5	58.050	81	C	-501.0	50.100
		138	D	-588.5	58.850	101	D	-531.0	53.100
						121	E	-561.0	56.100

Lampiran 4a. Hasil pengukuran jarak pada sistem CT-scan metode I

Jarak Pengukuran	18 mm					9 mm					3 mm					2,0 mm					1,5 mm				
	A	B	C	D	Rata-rata	A	B	C	D	Rata-rata	A	B	C	D	Rata-rata	A	B	C	D	Rata-rata	A	B	C	D	Rata-rata
3,15	1	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15
	2	3,24	3,15	3,15	3,15	3,17	3,15	3,15	3,15	3,17	3,15	3,15	3,15	3,15	3,17	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15
	3	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15	3,15
	4	3,16	3,11	3,11	3,16	3,14	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16	3,16
	Rata-rata	3,16	3,14	3,14	3,16	3,15	3,17	3,15	3,15	3,16	3,15	3,17	3,15	3,15	3,16	3,15	3,17	3,15	3,15	3,16	3,15	3,17	3,15	3,15	3,15
4,00	1	4,07	3,98	3,98	4,07	4,03	3,98	3,98	3,98	4,00	3,98	4,07	3,98	3,98	4,00	3,98	4,07	3,98	3,98	4,00	3,98	4,07	3,98	4,00	4,07
	2	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98
	3	3,98	3,98	4,07	3,98	4,00	3,98	3,98	3,98	3,98	4,00	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98	3,98
	4	3,95	3,95	4,00	4,00	3,98	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95	3,95
	Rata-rata	3,99	3,97	4,00	4,00	3,99	3,97	3,97	3,98	4,00	3,98	3,97	3,97	3,98	4,00	3,99	3,97	3,97	3,98	4,00	3,99	3,97	3,97	4,00	4,00
5,00	1	5,09	5,00	5,00	5,02	5,02	5,09	5,09	5,09	5,07	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09
	2	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09
	3	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09	5,09
	4	4,99	5,04	4,99	4,94	4,99	5,04	5,04	4,94	4,94	4,99	4,99	5,04	4,94	4,94	4,99	5,04	5,04	4,94	4,94	4,99	5,04	4,94	4,94	4,99
	Rata-rata	5,06	5,03	5,03	5,03	5,04	5,06	5,05	5,05	5,04	5,05	5,06	5,05	5,05	5,04	5,05	5,06	5,05	5,05	5,04	5,05	5,06	5,05	5,05	5,05
6,00	1	6,02	5,92	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02
	2	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02
	3	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02	6,02
	4	5,97	5,97	5,97	5,97	6,02	5,98	5,97	5,97	5,97	6,02	5,98	5,97	5,97	5,97	6,02	6,01	5,97	5,97	5,97	6,02	6,01	5,97	5,97	6,02
	Rata-rata	6,00	5,99	6,01	6,02	6,01	6,02	6,01	6,01	6,02	6,01	6,02	6,01	6,01	6,02	6,01	6,02	6,01	6,01	6,02	6,01	6,02	6,01	6,01	6,02
7,05	1	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04
	2	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04
	3	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04
	4	7,06	7,01	7,01	7,06	7,02	7,06	7,06	7,06	7,06	7,02	7,06	7,06	7,06	7,06	7,02	7,06	7,06	7,06	7,06	7,06	7,06	7,06	7,06	7,06
	Rata-rata	7,04	7,03	7,03	7,06	7,07	7,05	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04	7,04
12,00	1	11,99	11,99	12,04	11,99	12,00	12,04	12,04	12,04	12,03	12,04	12,04	12,04	12,04	12,03	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04
	2	11,99	12,02	12,04	12,04	12,02	12,04	12,04	12,04	12,03	12,04	12,04	12,04	12,04	12,03	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04	12,04
	3	11,99	12,01	12,01	11,99	12,00	12,00	12,01	12,01	12,00	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01
	4	11,99	12,01	12,01	11,99	12,02	12,00	12,00	12,01	12,00	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01
	Rata-rata	12,00	12,02	12,03	12,00	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01	12,01
11,00	1	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02
	2	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	
	3	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	
	4	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01	11,01
	Rata-rata	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02	11,02
10,00	1	10,02	9,95	10,02	10,08	10,02	9,95	9,95	10,02	10,02	10,08	10,08	10,08	10,08	10,04	10,02	9,95	9,95	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	9,99
	2	10,02	10,02	10,08	10,08	10,05	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02
	3	9,95	10,02	10,02	10,02	10,00	10,02	10,02	10,02	10,00	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02
	4	9,99	10,02	10,02	10,02	10,00	10,02	10,02	10,02	10,00	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02	10,02
	Rata-rata	10,00	10,01	10,01	10,03	10,04	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01	10,01
9,00	1	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98
	2	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	
	3	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	
	4	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	8,99	
	Rata-rata	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98	8,98
8,00	1	8,04	8,06	8,04	8,06	8,03	8,04	8,04	8,06	8,02	8,04	8,06	8,06	8,06	8,05	8,04	8,04	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06
	2	8,06	8,04	8,04	8,04	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06
	3	8,02	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	8,06	
	4	8,02	8,02	8,02	8,04	8,03	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01	8,01
	Rata-rata	8,03	8,04	8,04	8,03	8,04	8,03	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04	8,04

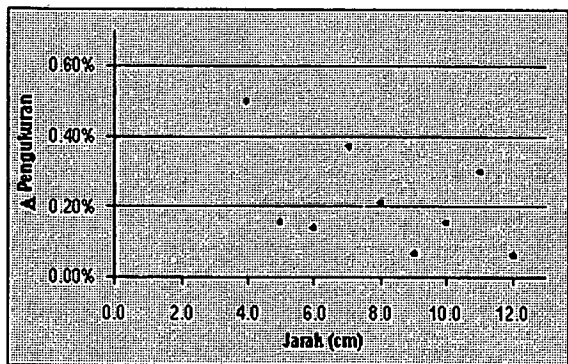
Lampiran 4b. Hasil pengukuran jarak pada sistem CT-scan metode II

Jarak Pengukuran	Ulangan	10 mm			SD	5 mm				Rataan	SD	3 mm				Rataan	SD	
		A	B	Rataan		A	B	C	D			A	B	C	D			
3.15	1	3.18	3.18	3.18	2.24%	3.08	3.18	3.18	3.18	3.18	2.74%	3.08	3.18	3.08	3.08	3.08	4.18%	
	2	3.18	3.18	3.18		3.18	3.18	3.08	3.18	3.13		3.08	3.08	3.18	3.18	3.18		
	3	3.08	3.18	3.13		3.18	3.18	3.18	3.18	3.18		3.18	3.18	3.18	3.08	3.18		3.13
	4	3.18	3.18	3.18		3.08	3.18	3.18	3.08	3.13		3.18	3.18	3.18	3.18	3.08		3.13
	5	3.18	3.18	3.18		3.18	3.18	3.18	3.18	3.18		3.18	3.18	3.18	3.18	3.18		3.18
	Rataan	3.16	3.18	3.17		3.14	3.18	3.16	3.16	3.16		3.16	3.14	3.14	3.14	3.14		3.14
4.00	1	3.95	3.95	3.95	2.46%	4.04	3.95	3.95	3.95	3.95	0.00%	4.04	3.95	3.95	3.95	3.95	2.01%	
	2	3.95	4.04	4.00		3.95	3.95	3.95	3.95	3.95		4.04	4.04	3.95	3.95	3.95		
	3	3.95	3.95	3.95		3.95	3.95	3.95	3.95	3.95		3.95	3.95	4.04	3.95	4.00		
	4	3.95	3.95	3.95		4.04	3.95	3.95	3.95	3.95		3.95	3.95	3.95	3.95	3.95		3.95
	5	4.04	3.95	4.00		3.95	3.95	3.95	3.95	3.95		3.95	3.95	4.04	3.95	3.95		3.95
	Rataan	3.97	3.97	3.97		3.99	3.95	3.95	3.95	3.95		3.95	3.99	3.99	3.97	3.95		3.96
5.00	1	5.01	5.01	5.01	2.24%	5.01	5.01	5.01	5.01	5.01	0.00%	4.91	5.01	5.01	5.01	5.01	0.00%	
	2	5.01	5.01	5.01		5.01	5.01	5.01	5.01	5.01		5.01	5.01	5.01	5.01	5.01		
	3	4.91	5.01	4.96		5.01	5.01	5.01	5.01	5.01		5.01	5.01	5.01	5.01	5.01		
	4	5.01	5.01	5.01		5.01	5.01	5.01	5.01	5.01		5.01	5.01	5.01	5.01	5.01		
	5	5.01	5.01	5.01		5.01	5.01	5.01	5.01	5.01		5.01	5.01	4.91	5.01	5.01		5.01
	Rataan	4.99	5.01	5.00		5.01	5.01	5.01	5.01	5.01		5.01	4.97	4.99	5.01	5.01		5.01
6.00	1	5.97	5.97	5.97	0.00%	5.97	5.97	5.97	5.97	5.97	0.00%	5.97	5.97	5.97	5.97	5.97	0.00%	
	2	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		
	3	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		
	4	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		
	5	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		
	Rataan	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		5.97	5.97	5.97	5.97	5.97		
7.05	1	7.03	7.03	7.03	0.00%	7.03	7.03	7.03	7.03	7.03	0.00%	7.03	7.03	7.03	7.03	7.03	0.00%	
	2	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		
	3	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		
	4	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		
	5	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		
	Rataan	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		7.03	7.03	7.03	7.03	7.03		
12.00	1	11.96	11.99	11.98	1.85%	12.01	12.04	11.94	11.99	11.97	2.74%	12.01	12.01	11.99	11.99	11.99	1.20%	
	2	11.96	12.03	12.00		12.04	12.01	12.04	12.04	12.04		11.99	11.99	11.99	11.98	11.99		
	3	12.01	11.99	12.00		11.99	11.99	11.99	11.99	11.99		11.99	11.99	12.03	11.99	12.01		
	4	12.01	12.01	12.01		12.01	12.04	11.99	11.99	11.99		11.99	12.01	11.99	11.99	11.99		
	5	12.01	12.04	12.03		11.99	12.01	11.99	11.99	11.99		11.99	12.01	11.99	12.01	12.01		
	Rataan	11.99	12.01	12.00		12.01	12.03	11.99	12.00	12.00		12.00	12.01	12.00	12.00	11.99		12.00
11.00	1	10.98	10.98	10.98	0.00%	10.98	10.98	10.98	10.98	10.98	0.00%	10.98	10.98	10.98	10.98	10.98	0.00%	
	2	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		
	3	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		
	4	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		
	5	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		
	Rataan	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		10.98	10.98	10.98	10.98	10.98		
10.00	1	10.08	10.08	10.08	3.83%	10.01	10.01	10.01	10.01	10.01	0.00%	10.01	10.08	10.01	10.01	10.01	0.00%	
	2	9.94	10.01	9.98		10.01	10.01	10.01	10.01	10.01		10.01	9.94	10.01	10.01	10.01		10.01
	3	10.01	10.01	10.01		10.01	10.01	10.01	10.01	10.01		10.01	10.01	10.01	10.01	10.01		10.01
	4	10.01	10.01	10.01		10.01	10.01	10.01	10.01	10.01		10.01	10.01	10.08	10.01	10.01		10.01
	5	10.01	10.01	10.01		10.01	10.01	10.01	10.01	10.01		10.01	10.01	10.01	10.01	10.01		10.01
	Rataan	10.01	10.02	10.02		10.01	10.01	10.01	10.01	10.01		10.01	10.00	10.04	10.01	10.01		10.01
9.00	1	9.05	8.95	9.00	2.24%	9.05	9.05	8.95	8.95	8.95	2.24%	9.05	9.05	8.95	8.95	8.95	2.74%	
	2	9.05	8.95	9.00		9.05	9.05	8.95	8.95	8.95		9.05	9.05	9.05	8.95	9.00		
	3	8.95	9.05	9.00		9.05	9.05	9.05	8.95	8.95		9.00	9.05	9.05	8.95	9.05		
	4	9.05	8.95	9.00		9.05	9.05	8.95	8.95	8.95		9.05	9.05	8.95	8.95	8.95		
	5	9.05	9.05	9.05		9.05	8.95	8.95	8.95	8.95		9.05	8.95	9.05	8.95	8.95		
	Rataan	9.03	8.99	9.01		9.05	9.03	8.97	8.95	8.96		9.03	9.05	8.97	8.97	8.97		
8.00	1	8.06	8.06	8.06	3.38%	7.99	7.99	8.08	8.06	8.07	4.44%	8.08	8.08	7.99	8.02	8.01	1.82%	
	2	8.06	8.06	8.06		8.08	7.99	8.08	8.08	8.08		8.02	8.08	8.06	7.99	8.03		
	3	8.08	8.03	8.06		8.02	8.01	7.99	7.99	7.99		7.99	8.02	7.99	7.99	7.99		
	4	7.99	7.99	7.99		7.99	7.99	7.99	7.99	7.99		7.99	8.02	8.06	7.99	8.08		
	5	7.99	8.02	8.01		7.99	8.06	7.99	8.02	8.01		8.02	8.02	7.99	8.03	8.02		
	Rataan	8.04	8.03	8.03		8.01	8.01	8.03	8.03	8.03		8.03	8.03	8.04	8.01	8.02		8.02

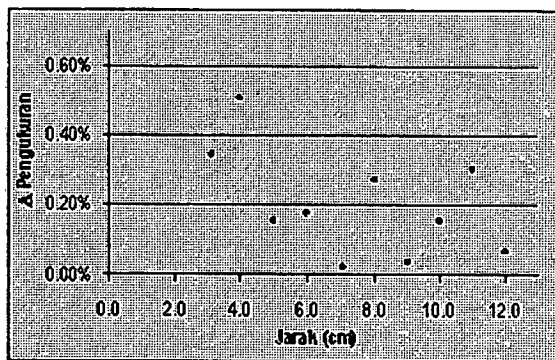
Lampiran 4d. Hasil pengukuran jarak pada sistem TPS metode II

Jarak Pengukuran	Ulangan	10 mm			SD	5 mm				Rataan	SD	3 mm				Rataan	SD	
		A	B	Rataan		A	B	C	D			A	B	C	D			
3.15	1	3.201	3.201	3.201	1.43%	3.201	3.201	3.201	3.201	3.201	0.00%	3.201	3.201	3.201	3.201	3.201	0.00%	
	2	3.201	3.201	3.201		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201
	3	3.201	3.201	3.201		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201
	4	3.201	3.201	3.201		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201
	5	3.201	3.137	3.169		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201
	Rataan	3.201	3.188	3.195		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201	3.201	3.201	3.201	3.201		3.201
4.00	1	4.034	4.034	4.034	2.26%	4.034	4.034	4.034	4.034	4.034	1.43%	4.034	4.034	4.034	4.034	4.034	2.68%	
	2	4.098	4.034	4.066		4.098	4.034	4.034	4.034	4.034		4.034	4.034	4.034	4.034	4.034		4.034
	3	4.034	4.034	4.034		4.098	4.034	4.034	4.034	4.034		4.034	4.034	4.034	4.034	4.034		4.034
	4	4.034	4.034	4.034		4.034	4.034	4.034	4.034	4.034		4.034	4.034	4.034	4.034	4.034		4.034
	5	4.034	3.970	4.002		4.034	4.034	4.034	3.970	4.002		4.034	3.970	3.970	4.034	4.002		4.034
	Rataan	4.047	4.021	4.034		4.060	4.034	4.034	4.021	4.028		4.034	4.021	4.034	4.028	4.034		4.028
5.00	1	4.994	5.058	5.026	1.75%	4.994	4.994	5.058	5.058	5.058	2.86%	4.994	4.994	5.058	5.058	5.058	2.68%	
	2	4.994	4.994	4.994		4.994	4.994	4.994	5.058	5.026		4.994	4.994	4.994	5.058	5.026		
	3	4.994	5.058	5.026		4.994	4.994	4.994	4.994	4.994		4.994	4.994	5.058	4.994	5.026		
	4	4.994	4.994	4.994		4.994	4.994	4.994	4.994	4.994		4.994	4.994	4.994	4.994	4.994		
	5	4.994	4.994	4.994		4.994	4.994	4.994	4.994	4.994		4.994	4.994	4.994	4.994	4.994		
	Rataan	4.994	5.020	5.007		4.994	4.994	5.007	5.020	5.013		4.994	4.994	5.020	5.020	5.020		
6.00	1	6.018	6.018	6.018	1.43%	6.018	6.018	6.018	6.018	6.018	0.00%	6.018	6.018	6.018	6.018	6.018	0.00%	
	2	6.082	6.018	6.050		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		
	3	6.018	6.018	6.018		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		
	4	6.018	6.018	6.018		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		
	5	6.018	6.018	6.018		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		
	Rataan	6.031	6.018	6.024		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		6.018	6.018	6.018	6.018	6.018		
7.05	1	7.107	7.043	7.075	1.43%	7.107	7.107	7.043	7.043	7.043	0.00%	7.107	7.043	7.043	7.043	7.043	1.43%	
	2	7.043	7.043	7.043		7.043	7.043	7.043	7.043	7.043		7.043	7.043	7.043	7.043			
	3	7.043	7.043	7.043		7.043	7.043	7.043	7.043	7.043		7.043	7.043	7.043	7.043			
	4	7.043	7.043	7.043		7.043	7.043	7.043	7.043	7.043		7.043	7.043	7.043	7.043			
	5	7.043	7.043	7.043		7.043	7.043	7.043	7.043	7.043		7.043	7.043	7.043	7.043			
	Rataan	7.056	7.043	7.049		7.056	7.056	7.043	7.043	7.043		7.069	7.069	7.043	7.056	7.049		
12.00	1	12.086	12.054	12.070	2.78%	12.086	12.054	12.022	12.054	12.038	1.00%	12.008	12.008	12.022	12.030	12.026	0.49%	
	2	12.063	12.054	12.059		12.054	12.063	12.030	12.022	12.026		12.030	12.030	12.022	12.022	12.022		
	3	12.030	11.998	12.014		12.030	12.030	12.022	12.022	12.022		12.030	12.008	12.030	11.998	12.014		
	4	12.030	11.998	12.014		11.998	12.030	12.030	11.998	12.014		12.030	12.030	12.030	12.022	12.026		
	5	11.998	12.030	12.014		12.030	12.008	11.998	12.030	12.014		12.030	12.008	12.022	12.022	12.022		
	Rataan	12.041	12.027	12.034		12.040	12.037	12.020	12.025	12.023		12.026	12.017	12.025	12.019	12.022		
11.00	1	11.084	11.084	11.084	2.26%	11.084	11.084	11.084	11.084	11.084	2.86%	11.020	11.020	11.084	11.020	11.052	1.75%	
	2	11.084	11.020	11.052		11.020	11.084	11.084	11.020	11.052		11.020	11.020	11.084	11.020	11.052		
	3	11.020	11.020	11.020		11.020	11.020	11.020	11.020	11.020		11.020	11.020	11.020	11.020	11.020		
	4	11.020	11.084	11.052		11.020	11.020	11.020	11.020	11.020		11.020	11.020	11.020	11.020	11.020		
	5	11.020	11.084	11.052		11.020	11.020	11.020	11.020	11.020		11.020	11.020	11.020	11.020	11.020		
	Rataan	11.046	11.058	11.052		11.033	11.046	11.046	11.033	11.039		11.020	11.020	11.046	11.020	11.033		
10.00	1	10.009	10.010	10.010	0.24%	10.010	10.009	10.010	10.010	10.010	0.10%	10.010	10.010	10.010	10.010	10.010	0.08%	
	2	10.009	10.011	10.010		10.011	10.009	10.011	10.010	10.011		10.010	10.010	10.011	10.010	10.011		
	3	10.009	10.000	10.005		10.009	10.009	10.011	10.011	10.011		10.010	10.009	10.010	10.010	10.011		
	4	10.010	10.011	10.011		10.010	10.009	10.011	10.014	10.013		10.010	10.010	10.010	10.011	10.011		
	5	10.009	10.010	10.010		10.009	10.009	10.010	10.011	10.011		10.010	10.009	10.009	10.011	10.011		
	Rataan	10.009	10.008	10.009		10.010	10.009	10.011	10.011	10.011		10.009	10.009	10.010	10.011	10.011		
9.00	1	9.034	9.034	9.034	0.00%	9.034	9.034	9.034	9.034	9.034	0.00%	9.034	9.034	8.970	9.034	9.002	1.75%	
	2	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.034	9.034	9.034		
	3	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.034	9.034	9.034		
	4	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	8.970	9.034	9.002		
	5	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.034	8.970	9.002		
	Rataan	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.034	9.034	9.034		9.034	9.034	9.008	9.021	9.015		
8.00	1	8.092	8.014	8.053	1.62%	8.092	8.092	8.048	8.076	8.062	1.75%	8.048	8.030	8.014	8.014	8.014	0.63%	
	2	8.030	8.014	8.022		8.030	8.048	8.030	8.030	8.030		8.030	8.030	8.014	8.014	8.014		
	3	8.030	8.014	8.022		8.048	8.030	8.030	8.030	8.030		8.030	8.022	8.092	8.014	8.030		8.022
	4	8.014	8.014	8.014		8.030	8.048	8.014	8.014	8.014		8.014	8.014	8.048	8.014	8.044		8.029
	5	8.030	7.998	8.014		8.030	8.030	8.030	8.030	8.030		8.030	8.030	8.004	8.030	8.014		8.022
	Rataan	8.039	8.011	8.025		8.046	8.050	8.030	8.036	8.033		8.029	8.041	8.017	8.023	8.020		

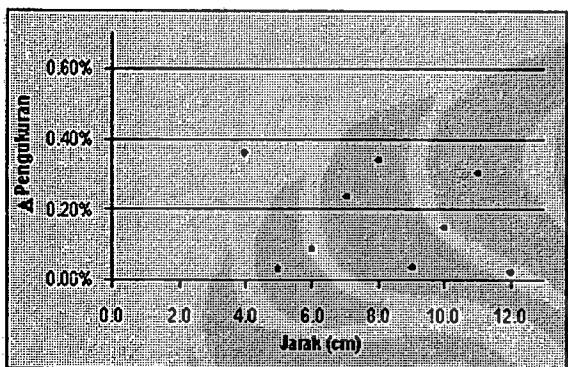
Lampiran 5. Grafik akurasi jarak



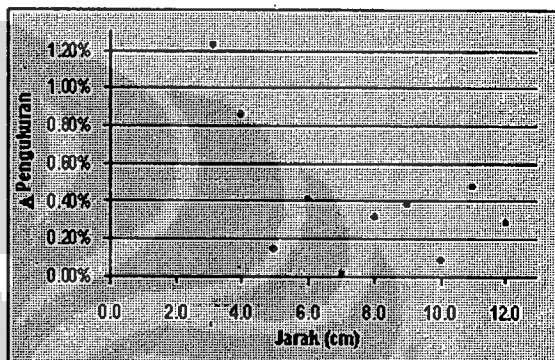
Gambar A. Grafik akurasi jarak metode I/ 10.0 mm



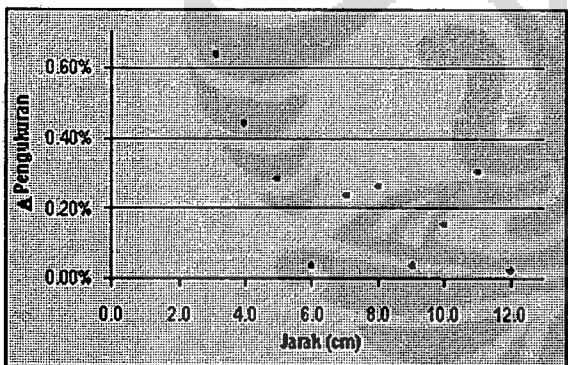
Gambar E. Grafik akurasi jarak metode I/ 1.5 mm



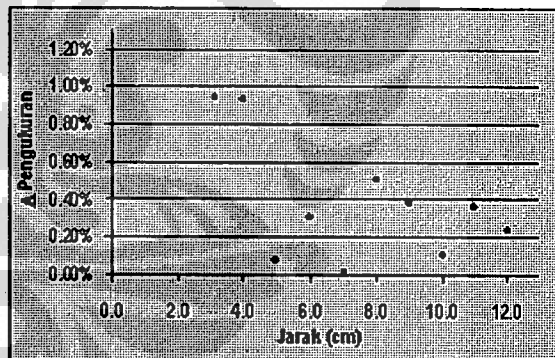
Gambar B. Grafik akurasi jarak metode I/ 5.0 mm



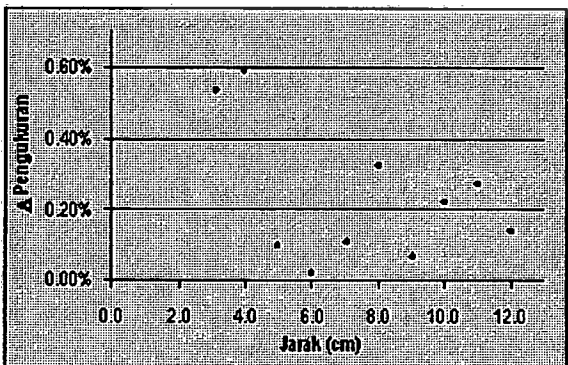
Gambar F. Grafik akurasi jarak metode II/ 10.0 mm



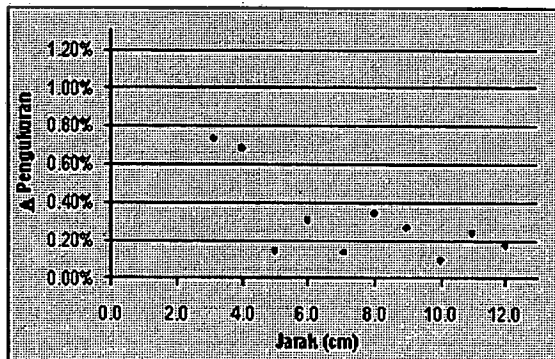
Gambar C. Grafik akurasi jarak metode I/ 3.0 mm



Gambar G. Grafik akurasi jarak metode II/ 5.0 mm



Gambar D. Grafik akurasi jarak metode I/ 2.0 mm

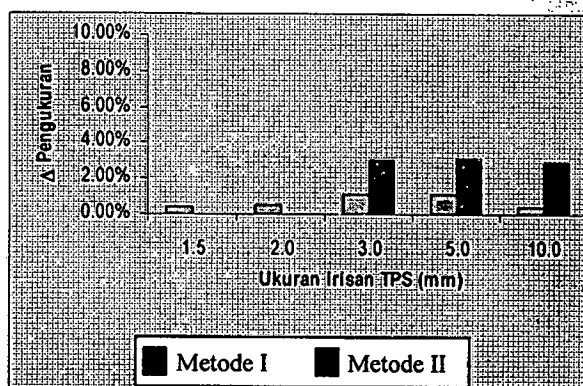


Gambar H. Grafik akurasi jarak metode II/ 3.0 mm

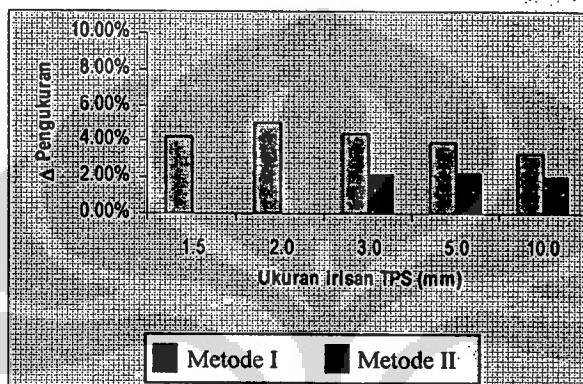
Lampiran 6d. Hasil pengukuran diameter pada sistem TPS metode II

Titik Pengukuran	Ulangan	10 mm					Rataan	SD	5 mm					Rataan	SD	3 mm					Rataan	SD	
		A	B	C	D	E			A	B	C	D	E			A	B	C	D	E			
D1	1	2.369	2.369	2.369	2.369	2.369	2.369	2.65%	2.369	2.369	2.369	2.369	2.369	2.369	1.81%	2.331	2.369	2.369	2.305	2.305	2.305	2.331	1.46%
	2	2.305	2.305	2.305	2.369	2.369	2.331		2.305	2.305	2.305	2.369	2.369	2.331			2.305	2.305	2.305	2.369	2.369	2.331	
	3	2.305	2.305	2.369	2.305	2.305	2.318		2.305	2.369	2.369	2.369	2.369	2.356			2.369	2.369	2.369	2.305	2.305	2.343	
	4	2.369	2.369	2.369	2.305	2.369	2.356		2.305	2.305	2.369	2.305	2.369	2.331			2.369	2.369	2.369	2.305	2.305	2.343	
	5	2.305	2.305	2.305	2.305	2.305	2.305		2.369	2.369	2.305	2.305	2.305	2.331			2.369	2.369	2.305	2.369	2.369	2.356	
	Rataan	2.331	2.331	2.343	2.331	2.343	2.336		2.331	2.343	2.343	2.356	2.343	2.343			2.343	2.318	2.331	2.343	2.336		
D2	1	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.80%	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.33%	2.151	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	1.94%
	2	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	
	3	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177		2.177	2.177	2.113	2.177	2.177	2.164			2.113	2.113	2.177	2.177	2.177	2.151	
	4	2.177	2.113	2.113	2.113	2.113	2.126		2.113	2.113	2.113	2.177	2.177	2.139			2.177	2.113	2.113	2.113	2.177	2.139	
	5	2.177	2.113	2.113	2.113	2.113	2.126		2.113	2.177	2.113	2.113	2.113	2.126			2.113	2.113	2.113	2.177	2.177	2.139	
	Rataan	2.177	2.151	2.151	2.151	2.151	2.157		2.151	2.164	2.139	2.164	2.164	2.157			2.151	2.139	2.151	2.164	2.177	2.157	
D3	1	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.33%	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	1.40%	2.167	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	1.07%
	2	2.177	2.113	2.177	2.177	2.177	2.164		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.113	2.177	2.177	2.177	2.177	2.164	
	3	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.164	
	4	2.113	2.113	2.177	2.113	2.113	2.126		2.177	2.177	2.113	2.177	2.113	2.151			2.177	2.113	2.177	2.177	2.113	2.151	
	5	2.177	2.113	2.177	2.113	2.113	2.139		2.177	2.113	2.177	2.113	2.177	2.151			2.177	2.113	2.177	2.177	2.177	2.164	
	Rataan	2.164	2.139	2.177	2.151	2.151	2.150		2.177	2.164	2.164	2.164	2.164	2.167			2.164	2.151	2.177	2.177	2.164	2.167	
D5	1	2.241	2.177	2.177	2.177	2.177	2.190	3.69%	2.241	2.177	2.177	2.177	2.177	2.190	3.31%	2.190	2.241	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	3.08%
	2	2.177	2.177	2.113	2.177	2.177	2.151		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.241	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	
	3	2.241	2.177	2.113	2.177	2.177	2.177		2.241	2.177	2.113	2.177	2.177	2.177			2.241	2.177	2.177	2.177	2.177	2.190	
	4	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241		2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241			2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	
	5	2.241	2.241	2.177	2.241	2.241	2.228		2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241			2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	
	Rataan	2.228	2.203	2.164	2.203	2.190	2.197		2.228	2.203	2.190	2.203	2.203	2.205			2.228	2.203	2.203	2.203	2.203	2.208	
D6	1	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	1.28%	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	1.81%	2.215	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.14%
	2	2.177	2.177	2.241	2.241	2.241	2.215		2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241			2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	
	3	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241		2.177	2.177	2.241	2.241	2.241	2.215			2.241	2.177	2.241	2.241	2.241	2.228	
	4	2.241	2.241	2.241	2.177	2.241	2.228		2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241			2.177	2.241	2.177	2.177	2.177	2.190	
	5	2.241	2.177	2.177	2.241	2.241	2.215		2.177	2.177	2.241	2.241	2.177	2.203			2.177	2.177	2.241	2.241	2.241	2.215	
	Rataan	2.228	2.215	2.228	2.228	2.241	2.228		2.215	2.215	2.241	2.241	2.228	2.228			2.215	2.215	2.228	2.228	2.228	2.223	
D7	1	2.369	2.369	2.369	2.433	2.433	2.395	1.14%	2.433	2.369	2.369	2.433	2.433	2.407	2.08%	2.400	2.433	2.369	2.369	2.433	2.433	2.407	1.46%
	2	2.369	2.369	2.369	2.433	2.433	2.395		2.369	2.369	2.369	2.369	2.433	2.382			2.369	2.369	2.369	2.433	2.433	2.395	
	3	2.433	2.433	2.369	2.369	2.369	2.395		2.433	2.433	2.433	2.433	2.369	2.400			2.433	2.433	2.369	2.433	2.433	2.420	
	4	2.433	2.433	2.369	2.369	2.369	2.395		2.433	2.369	2.369	2.369	2.369	2.382			2.433	2.433	2.369	2.369	2.369	2.395	
	5	2.369	2.369	2.369	2.369	2.369	2.369		2.437	2.369	2.305	2.369	2.369	2.370			2.433	2.369	2.369	2.369	2.369	2.382	
	Rataan	2.395	2.395	2.369	2.395	2.395	2.389		2.421	2.382	2.369	2.395	2.395	2.392			2.400	2.395	2.369	2.407	2.407	2.400	
D8	1	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	3.69%	2.241	2.241	2.177	2.177	2.177	2.203	2.72%	2.215	2.241	2.241	2.177	2.241	2.241	2.215	2.62%
	2	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	
	3	2.177	2.113	2.177	2.177	2.177	2.164		2.241	2.177	2.241	2.241	2.177	2.215			2.241	2.241	2.177	2.241	2.177	2.215	
	4	2.241	2.177	2.241	2.241	2.241	2.228		2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241			2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	
	5	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241		2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241			2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	2.241	
	Rataan	2.215	2.190	2.215	2.215	2.215	2.210		2.228	2.215	2.215	2.215	2.203	2.215			2.228	2.228	2.203	2.228	2.203	2.218	
D9	1	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	1.67%	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	1.90%	2.576	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.10%
	2	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561		2.561	2.561	2.561	2.625	2.561	2.574			2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	
	3	2.561	2.561	2.625	2.561	2.561	2.574		2.561	2.625	2.561	2.625	2.561	2.587			2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	
	4	2.561	2.561	2.625	2.561	2.625	2.587		2.625	2.561	2.625	2.561	2.561	2.587			2.561	2.561	2.625	2.625	2.625	2.599	
	5	2.625	2.625	2.625	2.561	2.561	2.599		2.625	2.625	2.561	2.625	2.625	2.612			2.561	2.625	2.625	2.625	2.561	2.599	
	Rataan	2.574	2.574	2.599	2.561	2.574	2.576		2.587	2.587	2.574	2.599	2.574	2.584			2.561	2.574	2.587	2.587	2.574	2.576	
D10	1	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	1.67%	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	0.00%	2.169	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	1.72%
	2	2.177	2.177	2.177	2.177	2.113	2.164		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.177	2.177	2.113	2.113	2.113	2.139	
	3	2.177	2.113	2.113	2.113	2.177	2.139		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	
	4	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	
	5	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	
	Rataan	2.177	2.164	2.164	2.164	2.164	2.167		2.177	2.177	2.177	2.177	2.177	2.177			2.177	2.164	2.164	2.164	2.169		
D11	1	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	1.14%	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	1.72%	2.587	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	1.28%
	2	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561		2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561			2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	
	3	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561		2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561			2.625	2.625	2.561	2.561	2.561	2.587	
	4	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561	2.561		2.561	2.625	2.625	2.561	2.625										

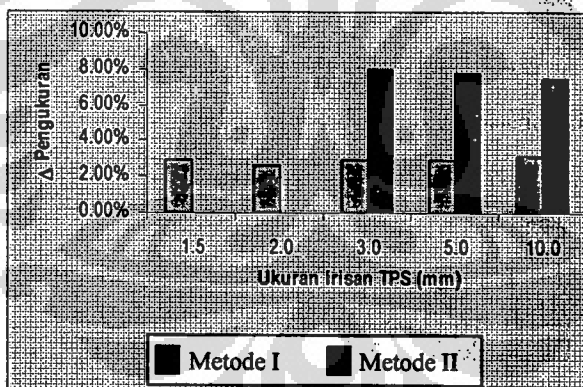
Lampiran 7. Grafik akurasi diameter



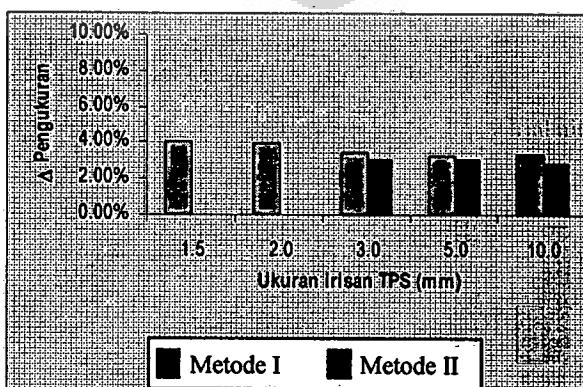
Gambar A. Grafik deviasi pengukuran diameter material udara



Gambar B. Grafik deviasi pengukuran diameter material nilon



Gambar C. Grafik deviasi pengukuran diameter material teflon



Gambar D. Grafik deviasi pengukuran diameter material gliserin

Lampiran 8a. Rataan pengukuran bilangan CT (HU) pada sistem CT metode I

Material	Ulangan	Ukuran tebal irisan					Rataan
		10 mm	5 mm	3 mm	2 mm	1.5 mm	
Aluminium	1	2187.4	2186.7	2188.3	2184.9	2187.6	2183 ± 4
	2	2184.2	2187.9	2187.8	2186.7	2180.3	
	3	2183.9	2178.3	2183.6	2183.2	2182.8	
	4	2187.0	2182.5	2182.3	2185.4	2186.0	
	5	2175.9	2176.5	2180.5	2180.1	2176.0	
Udara	1	-987.7	-978.0	-968.1	-960.5	-955.1	-966 ± 8
	2	-988.7	-977.1	-969.4	-960.4	-957.3	
	3	-988.2	-975.5	-967.5	-954.6	-953.3	
	4	-989.0	-977.0	-969.2	-957.7	-954.8	
	5	-978.1	-962.5	-951.3	-934.8	-935.3	
Nilon	1	104.1	104.3	104.9	103.2	103.0	104 ± 1
	2	104.0	104.8	103.0	103.0	102.5	
	3	104.1	105.4	103.4	103.9	103.8	
	4	104.0	104.9	105.9	104.2	105.8	
	5	106.5	106.6	106.6	105.1	105.2	
Teflon	1	971.4	971.7	970.9	971.7	970.9	972.6 ± 0.8
	2	972.2	974.4	970.7	972.2	972.9	
	3	973.2	974.2	971.4	972.8	974.2	
	4	972.2	972.1	973.0	973.4	974.9	
	5	971.5	971.9	972.5	974.8	973.7	
Gliserin	1	221.2	219.9	220.1	218.6	220.1	221.1 ± 0.9
	2	220.2	220.5	221.6	220.5	219.9	
	3	221.1	220.9	220.6	222.5	220.9	
	4	220.8	221.9	221.3	220.4	222.1	
	5	222.9	222.2	222.6	222.6	221.1	
Air	1	1.9	3.1	2.6	2.0	2.4	2.6 ± 0.3
	2	1.6	2.8	2.7	2.7	2.0	
	3	2.7	2.7	2.7	2.1	2.3	
	4	2.0	3.1	1.9	3.1	2.1	
	5	3.5	2.5	3.5	2.9	3.6	
Akrilik	1	136.2	135.1	134.9	135.7	135.0	136 ± 2
	2	138.8	137.4	138.7	137.2	136.8	
	3	138.3	139.1	137.6	138.4	140.0	
	4	137.8	136.9	136.9	135.8	137.4	
	5	137.6	133.5	133.2	133.2	133.3	

Lampiran 8b. Rataan pengukuran bilangan CT (HU) pada sistem CT metode II

Material	Ulangan	Ukuran tebal irisan			Rataan
		10 mm	5 mm	3 mm	
Aluminium	1	2080.21	2078.64	2079.78	2094 ± 8
	2	2096.96	2102.13	2089.93	
	3	2099.97	2098.97	2100.39	
	4	2102.25	2094.98	2098.25	
	5	2092.46	2106.05	2091.48	
Udara	1	-990.61	-987.86	-987.73	-993 ± 3
	2	-994.07	-996.07	-994.31	
	3	-996.12	-988.04	-993.55	
	4	-996.51	-994.23	-992.93	
	5	-996.76	-996.12	-995.61	
Nilon	1	98.38	98.35	98.86	98.3 ± 0.4
	2	97.83	98.53	98.56	
	3	98.4	98.19	96.71	
	4	98.36	98.16	98.24	
	5	98.81	98.8	98.66	
Teflon	1	933.09	930.4	920.95	938 ± 6
	2	940.8	936.12	941.28	
	3	942.6	941.22	942.49	
	4	942.17	938.65	938.9	
	5	944.34	941.96	931.46	
Gliserin	1	213.91	212.42	212.88	213.4 ± 0.5
	2	213.81	213.32	213.54	
	3	213.47	214.36	215.09	
	4	213.32	212.75	213.46	
	5	213.46	212.88	212.95	
Air	1	0.24	0.06	0.14	0.0 ± 0.1
	2	-0.26	-0.08	-0.08	
	3	-0.38	0.2	0.11	
	4	-0.1	-0.2	-0.18	
	5	0.06	0.42	-0.24	
Akrilik	1	127.96	128.62	127.54	127.7 ± 0.4
	2	127.96	128.62	127.54	
	3	128.84	128.12	127.26	
	4	126.84	126.58	128.1	
	5	126.1	127.16	128.82	

Lampiran 8c. Rataan pengukuran bilangan CT (HU) pada sistem TPS

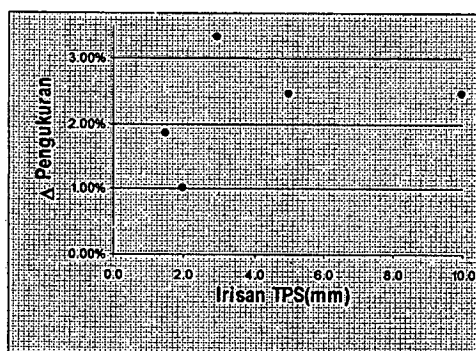
Metode I

Material	Kode	Ukuran tebal Irisan				
		10.0 mm	5.0 mm	3.0 mm	2.0 mm	1.5 mm
Aluminium	M1	3173.0	3179.0	3179.0	3215.3	3128.0
	M6	3199.7	3191.1	3205.1	3191.3	3155.7
	Rataan	3186.4	3185.0	3192.1	3203.3	3141.8
Udara	M2	8.2	14.0	14.3	32.6	37.1
	M9	9.5	13.7	23.4	20.1	32.0
	Rataan	8.8	13.8	18.8	26.4	34.6
Nilon	M3	1082.0	1054.1	1080.3	1097.5	1095.8
	M5	1103.8	1133.0	1114.3	1121.5	1168.3
	Rataan	1092.9	1093.5	1097.3	1109.5	1132.0
Teflon	M4	1948.6	1951.8	1979.0	1916.5	2008.2
	M7	1952.5	1971.5	1970.2	1968.2	1942.5
	Rataan	1950.5	1961.7	1974.6	1942.4	1975.3
Gliserin	M8	1211.8	1233.2	1225.8	1186.0	1233.6
	M10	1214.4	1233.6	1204.0	1223.2	1207.5
	Rataan	1213.1	1233.4	1214.9	1204.6	1220.6
Air	M11	1009.5	1010.9	1021.5	1026.1	978.2
Akrilik	M12	1130.4	1120.0	1109.2	1118.3	1111.4

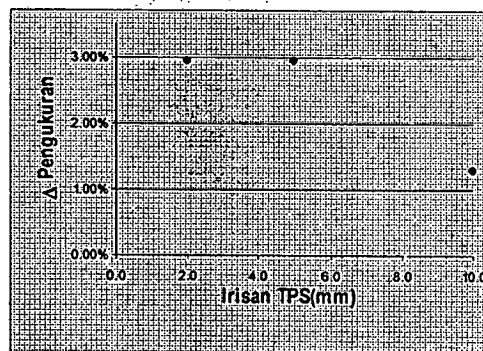
Metode II

Material	Kode	Ukuran tebal Irisan		
		10.0 mm	5.0 mm	3.0 mm
Aluminium	M1	3088.8	3101.5	3086.4
	M6	3073.3	3063.3	3074.4
	Rataan	3081.1	3082.4	3080.4
Udara	M2	9.8	9.5	9.7
	M9	6.8	4.7	6.6
	Rataan	8.3	7.1	8.2
Nilon	M3	1097.7	1093.3	1106.7
	M5	1100.0	1094.3	1100.6
	Rataan	1098.9	1093.8	1103.7
Teflon	M4	1934.1	1938.7	1939.3
	M7	1936.3	1932.9	1939.8
	Rataan	1935.2	1935.8	1939.6
Gliserin	M8	1212.4	1212.0	1209.0
	M10	1213.5	1209.6	1218.0
	Rataan	1213.0	1210.8	1213.5
Air	M11	1002.1	1004.7	1012.1
Akrilik	M12	1122.4	1126.7	1111.2

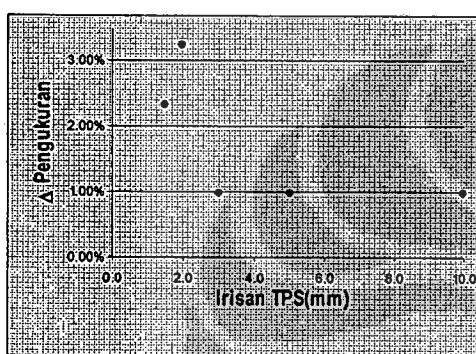
Lampiran 9. Grafik akurasi densitas



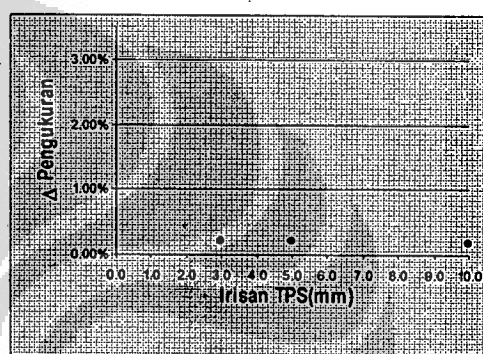
Gambar A. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material nilon pada metode I



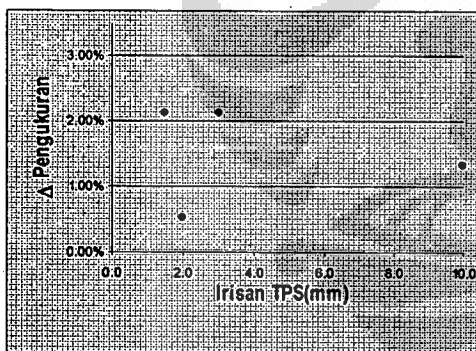
Gambar E. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material akrilik pada metode I



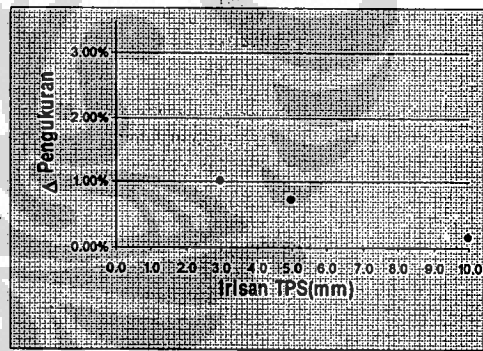
Gambar B. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material teflon pada metode I



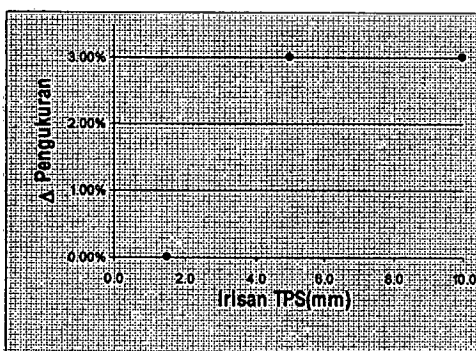
Gambar F. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material aluminium pada metode II



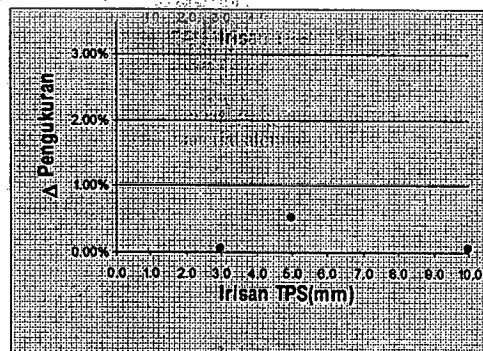
Gambar C. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material gliserin pada metode I



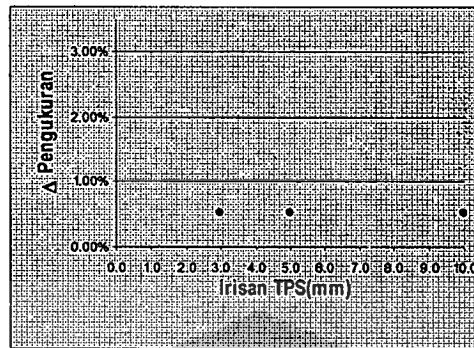
Gambar G. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material nilon pada metode II



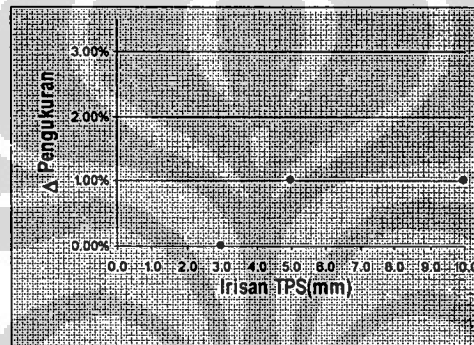
Gambar D. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material air pada metode I



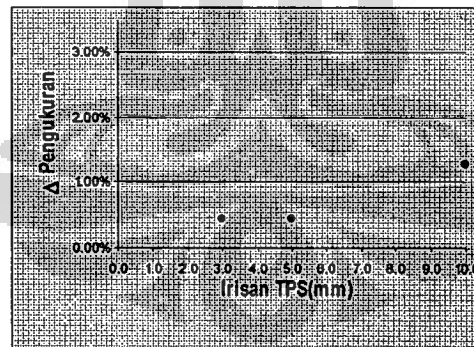
Gambar H. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material teflon pada metode II.



Gambar I. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material gliserin pada metode II



Gambar J. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material air pada metode II



Gambar K. Grafik deviasi pengukuran densitas massa untuk material akrilik pada metode II.

Lampiran 10. Evaluasi pergerakan laser pada ruang CT simulator

EVALUASI PERGERAKAN LASER SAGITAL (LASER-X) PADA BIDANG KORONAL

Koordinat sumbu-X	Koordinat sumbu - Z (mm)																				Δ total
	-100.0				-50.0				0.0				50.0				100.0				
	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	
-50.0	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.5	-50.0	-50.3	0.01	0.00
-40.0	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	-40.5	-40.0	-40.3	0.01	0.00
-30.0	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.5	-30.0	-30.3	0.01	0.00
-20.0	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	0.00
-10.0	-9.5	-10.0	-9.8	0.03	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	0.01
0.0	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.00
10.0	10.0	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	10.0	0.00	9.5	10.0	9.8	0.03	0.01
20.0	20.0	20.0	20.0	0.00	20.0	20.0	20.0	0.00	20.0	20.0	20.0	0.00	20.0	20.0	20.0	0.00	19.5	20.0	19.8	0.01	0.00
30.0	30.0	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	30.0	0.00	0.00
40.0	40.0	40.0	40.0	0.00	40.0	40.0	40.0	0.00	40.0	40.0	40.0	0.00	40.0	40.0	40.0	0.00	40.5	40.0	40.3	0.01	0.00
50.0	50.0	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	50.0	0.00	0.00
Persentase ketidaktepatan total																				0.00	

EVALUASI PERGERAKAN LASER KORONAL KANAN (LASER-Z1) PADA BIDANG SAGITAL

Koordinat sumbu-Z	Koordinat sumbu - Y (mm)																				Δ total
	-100.0				-50.0				0.0				50.0				100.0				
	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	
-50.0	-50.5	-50.0	-50.3	0.01	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	0.00
-40.0	-40.5	-40.0	-40.3	0.01	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	0.00
-30.0	-30.5	-30.0	-30.3	0.01	-29.5	-30.0	-29.8	0.01	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	0.00
-20.0	-20.5	-20.0	-20.3	0.01	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	0.00
-10.0	-10.5	-10.0	-10.3	0.03	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	0.01
0.0	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.00
10.0	9.5	10.0	9.8	0.03	10.0	10.0	10.0	0.00	9.5	10.0	9.8	0.03	10.0	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	10.0	0.00	0.01
20.0	19.5	20.0	19.8	0.01	19.5	20.0	19.8	0.01	19.5	20.0	19.8	0.01	20.0	20.0	20.0	0.00	20.0	20.0	20.0	0.00	0.01
30.0	29.5	30.0	29.8	0.01	29.5	30.0	29.8	0.01	29.5	30.0	29.8	0.01	30.0	30.0	30.0	0.00	30.0	30.0	30.0	0.00	0.01
40.0	39.5	40.0	39.8	0.01	39.5	40.0	39.8	0.01	39.5	40.0	39.8	0.01	40.0	40.0	40.0	0.00	40.0	40.0	40.0	0.00	0.00
50.0	49.5	50.0	49.8	0.01	50.0	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	50.0	0.00	50.0	50.0	50.0	0.00	0.00
Persentase ketidaktepatan total																				0.00	

EVALUASI PERGERAKAN LASER KORONAL KIRI (LASER-Z2) PADA BIDANG SAGITAL

Koordinat sumbu-Z	Koordinat sumbu - Y (mm)																				Δ total
	-100.0				-50.0				0.0				50.0				100.0				
	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	Ulg1	Ulg2	x	Δ	
-50.0	-60.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.5	-50.0	-50.3	0.01	-50.5	-50.0	-50.3	0.01	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	-50.0	-50.0	-50.0	0.00	0.00
-40.0	-40.5	-40.0	-40.3	0.01	-40.5	-40.0	-40.3	0.01	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	-39.5	-40.0	-39.8	0.01	-40.0	-40.0	-40.0	0.00	0.00
-30.0	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	-30.0	-30.0	-30.0	0.00	0.00
-20.0	-20.5	-20.0	-20.3	0.01	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	-20.0	-20.0	-20.0	0.00	0.00
-10.0	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-10.5	-10.0	-10.3	0.03	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-10.0	-10.0	-10.0	0.00	-9.5	-10.0	-9.8	0.03	0.01
0.0	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.00	0.00
10.0	10.0	10.0	10.0	0.00	9.5	10.0	9.8	0.03	10.0	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	10.0	0.00	10.0	10.0	10.0	0.00	0.01
20.0	20.0	20.0	20.0	0.00	19.5	20.0	19.8	0.01	20.0	20.0	20.0	0.00	20.0	20.0	20.0	0.00	19.5	20.0	19.8	0.01	0.01
30.0	29.5	30.0	29.8	0.01	29.5	30.0	29.8	0.01	29.5	30.0	29.8	0.01	30.0	30.0	30.0	0.00	29.5	30.0	29.8	0.01	0.01
40.0	40.0	40.0	40.0	0.00	39.5	40.0	39.8	0.01	40.0	40.0	40.0	0.00	40.0	40.0	40.0	0.00	39.5	40.0	39.8	0.01	0.00
50.0	50.5	50.0	50.3	0.01	49.5	50.0	49.8	0.01	49.5	50.0	49.8	0.01	49.5	50.0	49.8	0.01	49.5	50.0	49.8	0.01	0.01
Persentase ketidaktepatan total																				0.00	

Display pada Sistem Konsol

Preset position	True Position					
	Laser-X		Laser-Z1		Laser-Z2	
	Ulangan 1	Ulangan 2	Ulangan 1	Ulangan 2	Ulangan 1	Ulangan 2
-50.0	-50.0	-49.9	-50.0	-50.0	-50.0	-50.0
-40.0	-39.9	-39.9	-40.0	-40.0	-40.0	-40.0
-30.0	-29.9	-29.9	-30.0	-30.0	-30.0	-30.0
-20.0	-20.0	-19.9	-20.0	-20.1	-20.0	-20.0
-10.0	-9.9	-9.9	-10.0	-10.0	-10.0	-10.0
0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10.0	10.1	10.0	10.0	10.0	10.0	9.9
20.0	20.0	20.0	19.9	19.9	19.9	20.0
30.0	30.1	30.0	30	30	30	30
40.0	40.0	40	39.9	39.9	39.9	39.9
50.0	50.0	50.0	49.9	49.9	50.0	50.0

