



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**KONTROL KUALITAS CITRA MRI MENGGUNAKAN  
SPHERICAL MAGPHAN PHANTOM**

**SKRIPSI**

**ADI ANDHIKA  
0906601941**

**FAKULTAS MATEMATIKA & ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI FISIKA**

**DEPOK**

**JUNI 2012**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**KONTROL KUALITAS CITRA MRI MENGGUNAKAN  
SPHERICAL MAGPHAN PHANTOM**

**SKRIPSI**

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar  
sarjana sains**

**ADI ANDHIKA  
0906601941**

**FAKULTAS MATEMATIKA & ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI FISIKA**

**DEPOK**

**JUNI 2012**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

Skripsi ini adalah hasil karya sendiri,  
Dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk  
Telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Adi Andhika

NPM : 0906601941

Tanda Tangan :

Tanggal : 11 Juni 2012

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Adi Andhika

NPM : 0906601941

Program Studi : Fisika Medis

Judul Skripsi : Kontrol Kualitas Citra MRI Menggunakan *Spherical  
Magphan Phantom*

Telan berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dwi Seno K. Sihono, M.Si. (.....)

Pembimbing : Kristina Tri Wigati, M.Si. (.....)

Penguji : Prof. DR. Djarwani S. Soejoko (.....)

Penguji : DR. Supriyanto A Pawiro, M.Si. (.....)

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 11 Juni 2012

## KATA PENGANTAR

Alhamdulillah rabbil ‘alamin, segala puji dan syukur hanyalah bagi Allah yang telah memberikan taufik, rahmat, dan hidayahNya kepada penulis sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini sebagai salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Sains.

Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada :

1. Bapak Dwi Seno K. Sihono M.Si sebagai pembimbing I yang telah sabar dalam membimbing membantu dalam penyusunan skripsi ini;
2. Ibu Kristina Tri Wigati M.Si sebagai pembimbing II yang telah menyediakan banyak waktunya untuk diskusi, membimbing dan memberikan arahan yang berharga;
3. Ibu Prof. DR. Djarwani S. Soejoko selaku dosen penguji I yang telah memberikan ilmu baru dan masukan - masukan yang berharga untuk perbaikan skripsi ini;
4. Bapak DR. Supriyanto A Pawiro, M.Si selaku dosen penguji II yang telah memberikan waktu, masukan ilmu serta motivasi untuk perbaikan skripsi ini;
5. Seluruh staf dan dosen Departemen Fisika UI atas segala ilmunya yang diberikan selama penulis menjadi mahasiswa Fisika;
6. Bapak, Ibu tercinta, Kakakku ( Mas Ari dan Mba Ade) dan Ponakanku yang lucu (Ciput) yang selalu senangtiasa mendoakan, menghibur serta memberikan semangat dalam segala hal;
7. Adeku tersayang (Nadya Ulfah) yang telah memberikan kasih sayang, semangat, motivasi dan selalu gemessin;
8. Sahabat - sahabatku di rumah, tempat kerja dan kampus yang telah menghibur dan memberikan inspirasi;
9. Bos Aria selaku koordinator Radiologi Mitra Keluarga Kelapa Gading yang telah mengizinkan penulis untuk bisa kuliah dan melakukan penelitian;
10. Koleksi gitar - gitarku yang selalu menemani disaat penulis mengalami rasa jenuh saat di depan komputer;

11. Semua pihak yang pernah diminta tolong oleh penulis dalam menyusun skripsi ini atau dalam kuliah, maaf apabila tidak disebutkan. Kebaikan kalian pasti tercatat sebagai amal ibadah.

Depok, Juni 2012  
Penulis



**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI  
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

---

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Adi Andhika  
NPM : 0906601941  
Program Studi : Fisika Medis  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis karya : Skripsi

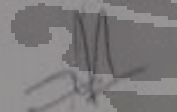
demikian pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*) atas karya ilmiah saya yang berjudul :

Kontrol Kualitas Citra MRI Menggunakan *Spherical Magnan Phantom*

berserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian saya buat pernyataan ini dengan sebenarnya.

Di buat di : Depok  
Pada tanggal : 11 Juni 2012  
Yang menyatakan :

  
( Adi Andhika )

## ABSTRAK

Nama : Adi Andhika  
Program Studi : S1 Fisika  
Judul : Kontrol Kualitas Citra MRI Menggunakan *Spherical  
Magphan Phantom*

Perkembangan teknologi pada bidang radiologi saat ini sudah semakin pesat, salah satunya ditandai dengan munculnya sistem pencitraan *Magnetic Resonance Imaging* (MRI). Semakin modern teknologi MRI bukan berarti jauh dari kerusakan, namun tetap saja kemungkinan tersebut dapat terjadi, yang akhirnya akan mempengaruhi hasil diagnosa. Itu sebabnya perlu adanya program kontrol kualitas oleh fisikawan medis untuk menjamin kualitas kinerja pesawat MRI. Penelitian ini dilakukan untuk menguji kualitas citra pesawat MRI *GE Signa HDXt 1.5 Tesla* menggunakan *Spherical Magphan Phantom* dengan variasi teknik akuisisi pembobotan T1 (TR=160 ms, TE=13 ms), pembobotan T2 (TR=1380 ms, TE=83 ms), dan pembobotan *proton density* (PD) (TR=880 ms, TE=38 ms). Dari hasil penelitian yang meliputi uji geometri irisan *scan*, uji pemilihan irisan *scan*, uji sensitometri, uji uniformitas, uji resolusi kontras tinggi, uji distorsi geometri, dan uji sensitivitas kontras rendah, dapat disimpulkan bahwa pesawat MRI yang digunakan masih dalam kondisi baik dan memiliki kesesuaian dengan standar yang direkomendasikan oleh *American College of Radiology* (ACR). Dari hasil perbandingan tiga teknik akuisisi citra yang digunakan, teknik pembobotan T2 (TR=1380 ms, TE=83 ms) memberikan hasil yang paling baik dalam pengujian kontrol kualitas citra MRI menggunakan *Spherical Magphan Phantom*.

Kata kunci :

MRI, *Spherical Magphan phantom*, *American College of Radiology* (ACR)



## ABSTRACT

Name : Adi Andhika  
Program Study : Physics  
Title : Image Quality Control of MRI Using The Spherical Magphan Phantom

Technological developments in the field of radiology is now growing rapidly, one of which is marked by the emergence of imaging systems Magnetic Resonance Imaging (MRI). The more modern MRI technology does not mean a lot of damage, but still, that possibility can occur, which ultimately will affect the diagnosis. That's why there is need for a quality control program by medical physicists to ensure the performance quality of MRI plane. The study was conducted to test the quality of the image plane GE Signa MRI 1.5 Tesla using a Spherical HDXt Magphan Phantom with T1 weighting variations acquisition techniques (TR = 160 ms, TE = 13 ms), T2 weighted (TR = 1380 ms, TE = 83 ms), and weighted proton density (PD) (TR = 880 ms, TE = 38 ms). From the research that includes the geometry test scan slices, slice selection scan test, test sensitometri, test uniformity, high contrast resolution test, the test geometry distortion, and low contrast sensitivity test, it can be concluded that MRI is used aircraft is still in good condition and has a compliance with the standards recommended by the American College of Radiology (ACR). From the comparison of three image acquisition technique used, the technique T2 weighted (TR = 1380 ms, TE = 83 ms) to give the best result in the MRI image quality control testing using Magphan Spherical Phantom.

Key word :MRI, *Spherical Magphan phantom, American College of Radiology (ACR)*

## DAFTAR ISI

	Halaman
<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	i
<b>HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS</b> .....	ii
<b>HALAMAN PENGESAHAN</b> .....	iii
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	iv
<b>LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI</b> .....	vi
<b>ABSTRAK</b> .....	vii
<b>ABSTRACK</b> .....	viii
<b>DAFTAR ISI</b> .....	ix
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	xi
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	xiii
<b>1. PENDAHULUAN</b> .....	1
1.1 Latar Belakang.....	2
1.2 Perumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan Penelitian.....	2
1.4 Batasan Masalah.....	2
1.5 Metode Penelitian.....	2
1.6 Sistematika Penulisan.....	3
<b>2. LANDASAN TEORI</b> .....	4
2.1 MRI.....	4
2.1.1 Prinsip Dasar MRI.....	4
2.1.2 Komponen Sitem MRI.....	5
2.1.3 Waktu Relaksasi T1 dan T2.....	6
2.1.4 Signal to Noise Ratio (SNR).....	10
2.2 <i>Spherical Magphan Phantom (SMR 100)</i> .....	10
2.2.1. <i>Ramp</i> .....	13
2.2.2. Uji <i>plane cube 1</i> .....	13
2.2.3. Uji <i>plane cube 2</i> .....	14
2.2.4. Uji <i>plane cube 3</i> .....	15

2.2.5. <i>Cube support disk</i> .....	15
2.2.6. Uji <i>plan cube 4</i> .....	16
2.3 DICOM viewer.....	16
<b>3. METODE PENELITIAN</b> .....	18
3.1 Peralatan Eksperimen.....	18
3.2 Penentuan Sample Vial.....	18
3.3 Uji Kontrol Kualitas Citra MRI.....	19
3.3.1 Geometri Irisan Scan.....	19
3.3.2 Pemilihan Irisan Scan.....	22
3.3.3 Sensitrometri (MRI number).....	23
3.3.4 Uniformitas Tes.....	24
3.3.5 Resolusi Kontras Tinggi.....	27
3.3.6 Distorsi Geometri.....	27
3.3.7 Sensitivitas Kontras Rendah.....	29
3.4 Teknik Akuisisi Citra.....	29
<b>4. HASIL DAN PEMBAHASAN</b> .....	31
4.1 Hasil Penentuan Vial.....	31
4.2 Geometri Irisan Scan.....	31
4.3 Pemilihan Irisan <i>Scan</i> .....	34
4.4 Sensitometri (MRI <i>number</i> ).....	36
4.5 Uniformitas Tes.....	38
4.6 Resolusi Kontras Tinggi.....	39
4.7 Distorsi Geometri.....	40
4.8 Sensitifitas Kontras Rendah.....	43
<b>5. KESIMPULAN DAN SARAN</b> .....	45
<b>DAFTAR PUSTAKA</b> .....	46

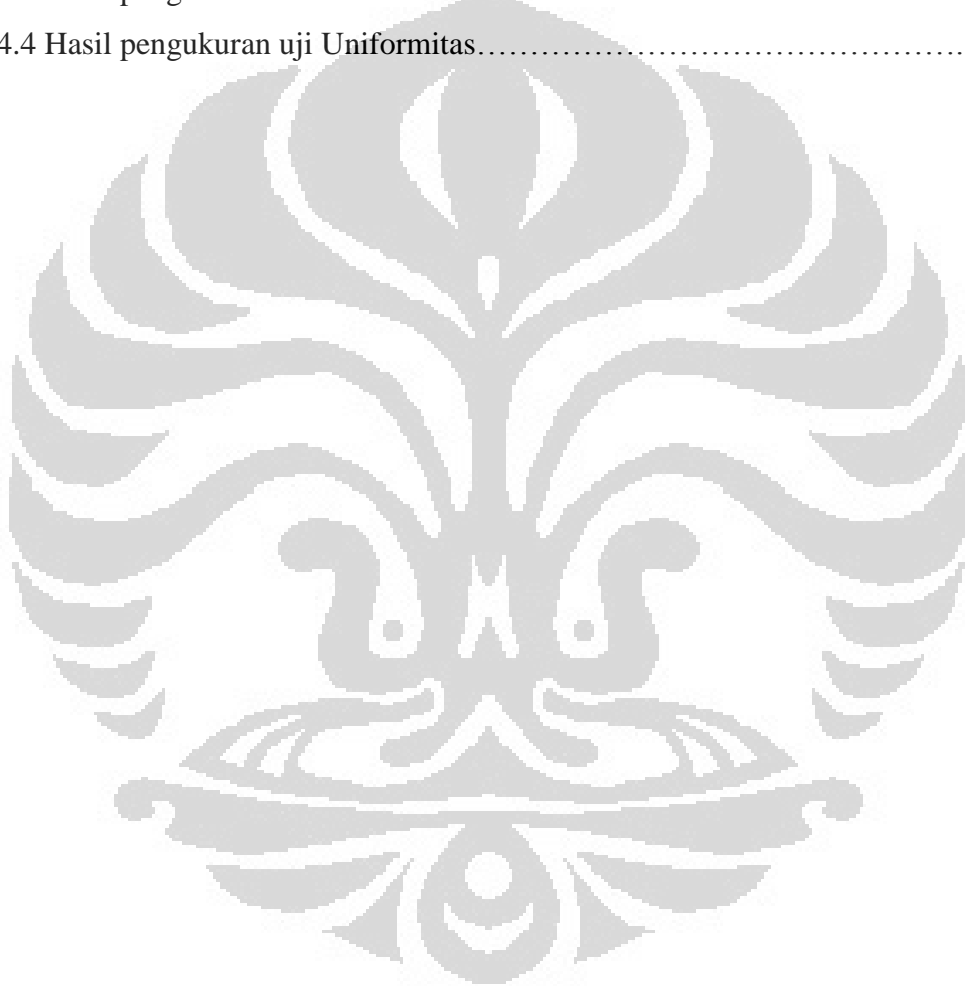
## DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1. Hasil gambaran potongan sagital .....	4
Gambar 2.2 Komponen MRI.....	5
Gambar 2.3 .....	7
Gambar 2.4 Ilustrasi magnetisasi dalam kondisi kesetimbangan .....	7
Gambar 2.5 Ilustrasi waktu relaksasi T1.....	8
Gambar 2.6 Ilustrasi waktu relaksasi T2.....	9
Gambar 2.7 Bentuk fisik <i>Spherical magphan phantom</i> .....	10
Gambar 2.8 Bagan <i>Spherical magphan phantom</i> .....	11
Gambar 2.9 Cara membuka <i>Spherical magphan phantom</i> .....	12
Gambar 2.10 kubus atau <i>cube</i> dalam <i>Spherical magphan phantom</i> .....	12
Gambar 2.11 <i>Ramps</i> pada kubus.....	13
Gambar 2.12 Tabung Vial pada kubus.....	13
Gambar 2.13 Uji <i>plan cube 2</i> .....	14
Gambar 2.14 <i>Magphan housing</i> .....	14
Gambar 2.15 Uji <i>plane cube 3</i> .....	15
Gambar 2.16 <i>Cube support disk</i> .....	15
Gambar 2.17 Uji <i>plane cube 4</i> .....	16
Gambar 2.18 Tampilan program imageJ.....	17
Gambar 3.1 <i>Spherical Magphan Phantom SMR 100</i> .....	18
Gambar 3.2 Posisi fantom yang tepat pada potongan sagital.....	19
Gambar 3.3 Posisi fantom yang tidak tepat pada potongan sagital.....	19
Gambar 3.4 Cara pengambilan irisan Geometri irisan scan.....	20
Gambar 3.5 Contoh <i>window width</i> sama dengan nol.....	21
Gambar 3.6 Contoh kondisi <i>ramps</i> menghilang.....	21
Gambar 3.7 Contoh menentukan nilai <i>background</i> .....	22
Gambar 3.8 Teknik pengambilan irisan dari tes pemilihan irisan scan.....	22
Gambar 3.9. Hasil gambaran <i>scan</i> ke 1 dan 2 setelah ditumpuk.....	23
Gambar 3.10. Hasil <i>scan</i> ke empat tabung vial.....	23

Gambar 3.11. Scan dengan <i>cube</i> dan tanpa <i>cube</i> .....	24
Gambar 3.12. Peletakan Roi untuk sinyal rendah dengan uji plane dua.....	25
Gambar 3.13. Peletakan Roi untuk sinyal tinggi dengan uji plane dua.....	25
Gambar 3.14. Peletakan Roi untuk sinyal rendah dengan magphan housing.....	26
Gambar 3.15. Peletakan Roi untuk sinyal tinggi dengan magphan housing.....	26
Gambar 3.16. Uji cube plan ke 3.....	27
Gambar 3.17. Uji distorsi geometri menggunakan cube plan ke 3.....	28
Gambar 3.18. Uji distorsi geometri menggunakan cube support disk.....	28
Gambar 3.19. Uji sensitifitas kontras rendah pada cube plan ke empat.....	29
Gambar 4.1.....	32
Gambar 4.2.....	32
Gambar 4.3.....	33
Gambar 4.4.....	33
Gambar 4.5.....	35
Gambar 4.6.....	36
Gambar 4.7.....	37
Gambar 4.8.....	38
Gambar 4.9.....	39
Gambar 4.10 Grafik pasangan garis yang terlihat pada 0.8 lp/mm Sekuen T2.....	40
Gambar 4.11 Hasil pengukuran 1 menggunakan cube plan tiga.....	41
Gambar 4.12 Hasil pengukuran 2 menggunakan cube plan tiga.....	41
Gambar 4.13 Hasil pengukuran 1 menggunakan cube support disk.....	42
Gambar 4.14 Hasil pengukuran 2 menggunakan <i>cube support disk</i> .....	42
Gambar 4.15.....	43
Gambar 4.16.....	43
Gambar 4.17.....	44

## DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 3.1 Nilai standar HU ( <i>Hounsfield Unit</i> ).....	18
Tabel 4.1 Hasil nilai HU pada uji kesetaraan jaringan.....	31
Tabel 4.2 Hasil pengukuran uji geometri irisan <i>scan</i> .....	34
Tabel 4.3 Hasil pengukuran nilai Mri Number.....	37
Tabel 4.4 Hasil pengukuran uji Uniformitas.....	38



# BAB I PENDAHULUAN

## 1.1. Latar Belakang

Perkembangan teknologi dibidang radiologi saat ini sudah semakin pesat hal ini ditandai dengan munculnya berbagai macam teknologi mutakhir untuk pendiagnosaan suatu jenis penyakit pada manusia, salah satu contoh adalah *Magnetic Resonance Imaging* (MRI). MRI adalah suatu alat diagnostik mutakhir yang digunakan untuk memeriksa dan mendeteksi organ dalam tubuh manusia dengan memanfaatkan medan magnet dan gelombang frekuensi radio, tanpa menggunakan sinar - X ataupun bahan radioaktif lainnya. Teknik akuisisi penggambaran MRI relatif kompleks karena gambaran yang dihasilkan tergantung pada banyak parameter, itu sebabnya pemeriksaan ini memerlukan waktu yang cukup lama. Semakin canggih teknologi tersebut bukan berarti jauh dari kerusakan atau menghasilkan gambaran yang tidak cukup baik yang dapat mendistorsi pendiagnosaan klinis.

Oleh sebab itu sangatlah perlu dilakukan jaminan kualitas pada alat tersebut. Tujuan dilakukannya jaminan kualitas pada MRI yaitu agar dapat menjamin dan mengontrol kualitas dari gambar yang dihasilkan tetap optimal dan informatif dalam melakukan diagnosa bagi pasien. Jaminan kualitas ini menggunakan beberapa pengujian pada objek yang komposisi bahannya setara dengan organ manusia untuk menjamin hasil scan masih sesuai dengan standar yang ditentukan.

Dalam penelitian ini penulis akan melakukan kontrol kualitas citra pada pesawat MRI menggunakan sebuah fantom khusus yaitu *spherical magphan phantom*. Kontrol kualitas yang akan dilakukan mengacu pada buku panduan yang telah disediakan oleh fantom tersebut dan mengacu pada standar *American College of Radiology* (ACR).

## 1.2. Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, penelitian ini dilakukan untuk mengetahui pengukuran - pengukuran apa saja yang dilakukan dalam kontrol kualitas citra menggunakan *spherical magphan phantom*. Selain itu juga untuk mengetahui apakah kualitas citra dari pesawat MRI yang digunakan masih sesuai dengan standar ACR.

### **1.3. Tujuan Penelitian**

Menerapkan protokol kontrol kualitas citra yang telah tersedia di dalam buku panduan *spherical Magphan phantom* untuk mengetahui kinerja pesawat MRI serta menentukan teknik akuisisi citra yang optimal dalam menggunakan fantom tersebut.

### **1.4. Batasan Masalah**

Penelitian ini hanya dibatasi oleh kontrol jaminan kualitas citra saja pada pesawat MRI yang digunakan dengan mengacu pada pengukuran - pengukuran yang terdapat pada buku panduan *spherical Magphan phantom* dan standar ACR.

### **1.5. Metode Penelitian**

#### **1.5.1. Studi Kepustakaan**

Pada tahap ini, penulis mencari dan juga mempelajari tentang MRI dan jaminan kualitas untuk MRI. Informasi ini diperoleh dari berbagai sumber baik itu berupa sumber tercetak (buku), internet (jurnal *online*), penjelasan dari dosen pembimbing dan juga diskusi dengan dokter radiologi, teknisi dan aplikasi trainer.

#### **1.5.2. Penentuan Sampel Vial**

Pada tahap ini akan diambil empat sampel dalam vial yaitu jaringan - jaringan yang terdapat pada tubuh manusia seperti lemak, cairan dalam tubuh bukan darah, darah dan tulang. Untuk dilakukannya uji Sensitometri (*MRI number*) sekaligus melihat hasil interpretasi jaringan sebenarnya

#### **1.5.3 Uji Kontrol Pesawat MRI**

Pada penelitian ini uji kontrol yang dilakukan menggunakan metode yang telah disediakan pada buku panduan *Spherical Magphan Phantom*, meliputi geometri irisan scan (*Scan slice geometry*), pemilihan irisan scan (*Scan slice selection*), sensitometri (*MRI number*), uniformitas, resolusi kontras tinggi (*High resolution gauge*), distorsi geometri, dan sensitivitas kontras rendah (*Low kontras sensitivity*).



## 1.6. Sistematika Penulisan

Sistematika pada penulisan ini dibagi menjadi 5 bab, yang masing-masing terdiri dari beberapa sub-bab untuk mempermudah penjelasan. Penulisan bab-bab dilakukan sebagai berikut :

- **BAB I. PENDAHULUAN**, Pada bab ini berisi tentang penjelasan secara umum latar belakang permasalahan, perumusan masalah, pembatasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika.
- **BAB II. LANDASAN TEORI**, Pada bab ini penulis menguraikan teori-teori dasar yang digunakan pada penulisan dan analisa dalam skripsi ini.
- **BAB III. METODE PENELITIAN**, Bab ini berisi jbaran lengkap mengenai langkah-langkah, alat dan bahan, dan proses selama penelitian dilaksanakan.
- **BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN**, Hasil yang didapatkan dalam pelaksanaan penelitian dipaparkan dalam bab ini. Bab ini juga berisi analisa mengenai hasil yang didapatkan.
- **BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN**, Setelah melakukan analisa terhadap data yang didapatkan, maka pada bab ini penulis menarik kesimpulan terhadap hasil penelitian yang telah dibuat, ditambahkan saran-saran yang berguna untuk pengembangan penelitian lebih lanjut.

## BAB 2 LANDASAN TEORI

### 2.1. MRI

Aplikasi pencitraan MRI dimulai pada pertengahan tahun 1980an, yang sebelumnya bernama *Nuclear Magnetic Resonance* (NMR) dan ilmunya sudah dirintis sejak tahun 1940an. Mulai sejak itu perkembangan MRI terus berjalan sampai saat ini masih digunakan dan terus dikembangkan dalam dunia kedokteran untuk mendiagnosa berbagai jenis kelainan atau penyakit pada tubuh manusia. Modalitas pencitraan MRI secara cepat berkembang pesat, sensitivitas kontras tinggi untuk perbedaan jaringan lunak dan lebih aman hasilnya untuk pasien dari penggunaan non ionisasi radiasi telah menjadi alasan kenapa MRI telah menggantikan CT Scan dan proyeksi metode radiografi lainnya seperti rontgen tulang belakang, BNO – IVP, myelografi dan lainnya.



Gambar 2.1 Hasil gambaran potongan sagital <sup>[9]</sup>

#### 2.1.1. Prinsip Dasar MRI

Proton dan neutron adalah komponen penyusun semua inti atom yang ada di alam. Pergerakan *spinning* (pergerakan presisi pada sumbu) muatannya adalah seperti bumi. sehingga mempunyai kutub utara dan kutub selatan yang juga akan menghasilkan

medan magnet eksternal. Pergerakan *spinning* ini yang menghasilkan *momen dipol magnetic* di sebut pula dengan *spin*.

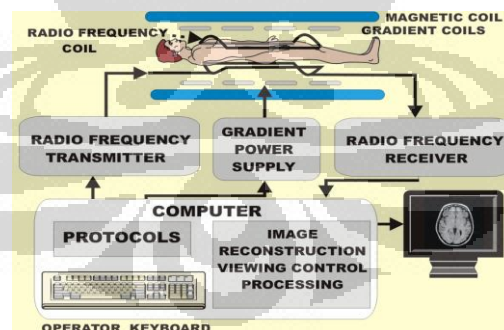
Ketika terdapat lebih dari 1 proton dan neutron akan terdapat kemungkinan momen magnetiknya akan saling berpasangan, sehingga menghilangkan kekuatan *dipol* magnetik satu dengan lainnya atau menjadi sangat kecil. Hal ini berarti bila inti dengan proton genap dan neutron genap akan terdapat momen magnetik yang bernilai nol, sedangkan untuk inti dengan proton dan neutron ganjil akan terdapat nilai momen *dipol* magnetik yang akan membuat fenomena resonansi magnetik dapat dimungkinkan.

Inti yang paling banyak mendominasi jaringan biologi adalah atom Hydrogen (1 proton dan tanpa neutron) serta atom lain secara teoritik juga dapat terjadi fenomena resonansi antara lain Carbon-13, Natrium-23 dan pospor-31.

Atom Hydrogen tidak hanya berlimpah dalam jaringan biologi tetapi juga mempunyai *momen dipol magnetic* yang kuat sehingga akan menghasilkan konsentrasi yang besar dan kekuatan yang kuat per inti. Hal ini menyebabkan sinyal Hydrogen yang dihasilkan 1000 lebih besar dari pada lainnya, sehingga atom inilah yang digunakan sebagai sumber sinyal dalam pencitraan MRI.

### 2.1.2. Komponen Sitem MRI

Sistem MRI terdiri dari beberapa komponen besar, seperti pada Gambar 2.1 dibawah ini.



Gambar 2.2 Komponen MRI <sup>[6]</sup>

Dalam bagian ini yang disajikan adalah komponen utama penyokong sistem MRI yaitu : magnet utama, gradien koil, koil pemancar (*transmitter*), koil penerima (*receiver*) dan komputer.

Magnet utama yang digunakan adalah magnet yang memproduksi kekuatan besar dan mampu menginduksi jaringan atau objek eksperimen, sehingga menimbulkan magnetisasi dalam objek. Medan magnet yang digunakan diukur dalam satuan Tesla dan mempunyai jangkauan 0,3 –1,5 T yang diperbolehkan dalam jangkauan aplikasi klinis. Medan magnet ini jika dibandingkan dengan medan magnet bumi terlalu besar, karena bumi hanya mempunyai 1,5 Gauss (1 Tesla setara 10.000 gauss). Disekitarnya terpasang koil elektromagnetik atau *shim coil* yang berfungsi menjaga keseragaman atau kehomogenan medan pada pusat magnet utama.

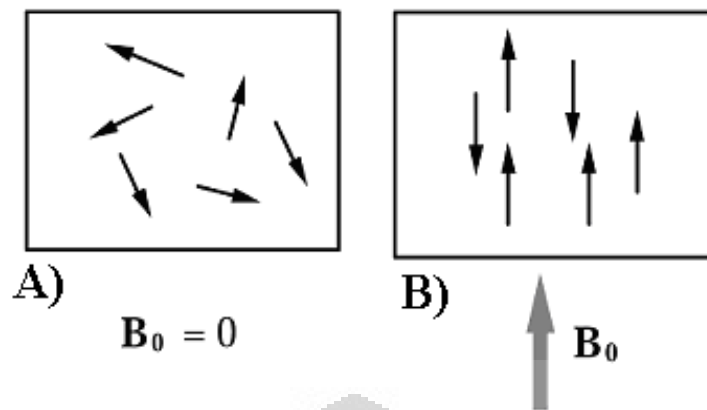
Koil gradien, koil ini juga merupakan penghasil medan yang mempunyai fraksi kecil terhadap medan magnet utama. Gradien ini digunakan untuk memvariasikan medan pada pusat. Sesuai kebutuhan dalam pencitraan 3 medan gradien yang saling tegak lurus antara ketiganya (x,y,z). Gradien ini hidup dan matinya sangat cepat searah dengan cepat lambatnya akuisisi citra, serta gradien ini digunakan untuk lokalisasi spasial.

Koil Radio *Frequency* (RF), koil RF ini terdapat 2 tipe yaitu koil pemancar dan koil penerima. Koil pemancar atau *transmitter* berfungsi untuk memancarkan gelombang radio pada inti yang terlokalisir sehingga terjadi eksitasi atomik. Sedangkan koil penerima berfungsi untuk menerima sinyal output dari sistem setelah proses eksitasi terjadi. Ukuran dari *receiver* koil ini besarnya tergantung dari bagian tubuh mana yang didiagnosa seperti halnya *body coil* dan *surface coil*. Bila dibandingkan antara pemancar dan penerima akan kita dapatkan suatu besaran yaitu adanya SNR (*Signal to Noise Ratio*). *Surface coil* akan mempunyai keuntungan dapat menggambarkan secara detail struktur anatomi yang *discanning* karena terdapat pembatasan daerah yang harus digambarkan.

Komputer adalah suatu komponen yang digunakan untuk memproses sinyal, menyimpan data dan menampilkan gambar yang dihasilkan.

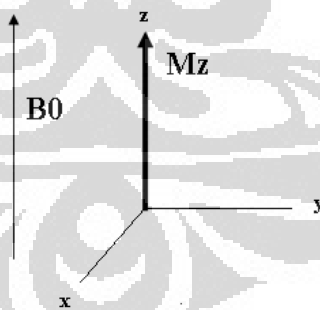
### 2.1.3. Waktu Relaksasi T1 dan T2

Dalam kondisi normal *spinning* proton atom Hydrogen adalah random, sehingga orientasinya dalam jaringan tubuh manusia tidak menimbulkan nilai magnetisasi atau sama dengan nol, Gambar 2.3.



Gambar 2.3 (A) Spinning proton tunggal atom  $^1\text{H}$  tanpa keberadaan medan magnet eksternal yang random. (B) Spinning proton dalam keberadaan medan magnet eksternal menyebabkan spin berada dalam keadaan serah dan berlawanan medan magnet eksternal. <sup>[11]</sup>

Jika *spinning* proton diletakkan dalam medan magnet eksternal yang sangat kuat, maka akan dihasilkan suatu orientasi proton yang diserahkan dengan medan magnet atau berlawanan. Ini menyebabkan jumlah populasi proton atom  $^1\text{H}$  yang searah dengan medan magnet eksternal (*lower state energy*) lebih besar dibandingkan yang berlawanan (*high state energy*), sehingga terbentuk nilai magnetisasi yang berada dalam kondisi kesetimbangan  $M_0$  yang dikenal pula magnetisasi longitudinal atau magnetisasi searah sumbu z, Gambar 2.4.

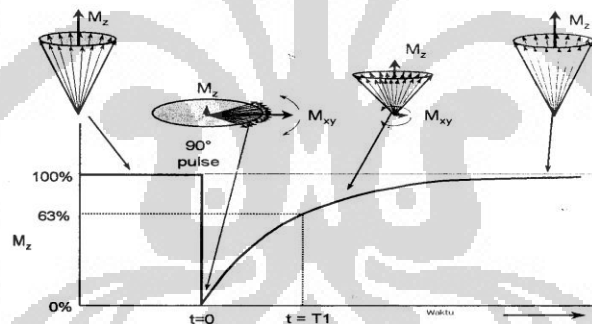


Gambar 2.4 Ilustrasi magnetisasi dalam kondisi kesetimbangan <sup>[11]</sup>

Kecepatan atau frekuensi presisi proton atom  $^1\text{H}$  tergantung pada kuat medan magnetik yang diberikan pada jaringan. Semakin besar kuat medan semakin cepat presisi proton dan frekuensi presisi yang tergantung pada kuat medan magnetik disebut dengan frekuensi Larmor. Bila diterapkan medan magnet eksternal dalam suatu jaringan sebesar 1 Tesla, presisi inti atom dalam jaringan (sebagai contoh atom Hydrogen dan Carbon)

mempunyai frekuensi presisi yang berbeda pula, yaitu besar frekuensi presisi larmor atom  $^1\text{H}$  adalah 42,6 MHz sedangkan untuk  $^{13}\text{C}$  mempunyai nilai 10,7 MHz. Sehingga dapat disimpulkan bahwa untuk mendapatkan sinyal yang diterima oleh koil penerima, gelombang radio yang dipancarkan terhadap pasien adalah 42,6 MHz. Hal ini diakibatkan untuk menimbulkan fenomena resonansi yang didalamnya akan didapatkan sinyal. Magnetisasi longitudinal  $M_z$  akan berubah atau terotasi ke bidang transversal atau xy adalah pada saat jaringan pasien diberikan gelombang radio RF dengan frekuensi yang sama dengan frekuensi Larmor atom Hidrogen. Pulsa RF yang dapat merotasikan  $90^\circ$  dari sumbu longitudinal ke sumbu transversal di kenal dengan nama *Pulse RF  $90^\circ$* . Pada bidang transversal akan dimulai awal dari proses rekontruksi gambar MRI.

Rataan waktu untuk kembalinya magnetisasi ke sumbu longitudinal disebut pula dengan waktu relaksasi longitudinal T1 atau *Spin-lattice*. Dan T1 didefinisikan sebagai waktu yang diperlukan untuk kembalinya 63% magnetisasi sepanjang sumbu longitudinal setelah pulse  $90^\circ$ , Gambar 2.5.



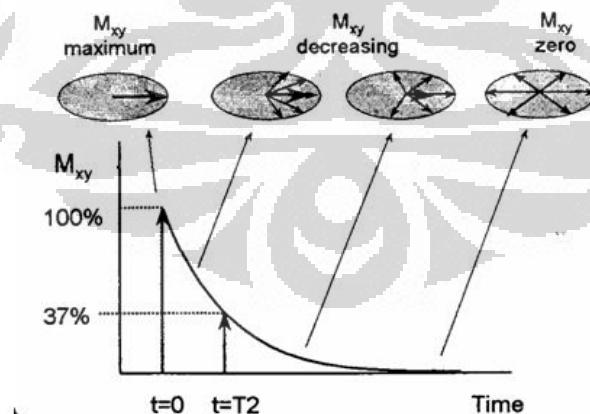
Gambar 2.5 Ilustrasi waktu relaksasi T1 <sup>[11]</sup>

Atom Hydrogen pada jaringan yang berbeda dalam tubuh manusia juga mempunyai nilai T1 yang berbeda pula, hal ini dikarenakan perbedaan kondisi lingkungan makromolekularnya. Sebagai contoh misalnya beberapa jaringan seperti *fat* mempunyai waktu T1 yang sangat cepat (150-250 ms), *Cerebospinal Fluids (CSF)* yang mempunyai nilai T1 yang panjang (2000-3000 ms). Sehingga dalam bagian selanjutnya dapat dilihat bahwa kontras citra MRI akan tergantung dari perbedaan nilai T1 dari jaringan yang berbeda.

Dalam waktu tertentu, terjadi presisi *dipol* yang berinteraksi dengan lingkungan makromolekularnya, sehingga didapatkan terjadinya perbedaan masing-masing fase vektor *dipol* magnetik dalam titik dan arah berbeda tersebut yang dikenal dengan *dephasing*. Menurut *dephase dipol* yang terjadi akan terjadi pengecilan nilai vektor magnetisasi. Hal ini disebabkan oleh reorientasi *dipol* magnetik dari sumbu transversal ke sumbu longitudinal yang juga terdapat banyak sinyal yang hilang yang diakibatkan oleh hilangnya koherensi fase *dipol* magnetic dalam voxel yang sama.

Kehilangan koherensi fase dapat diakibatkan oleh 2 sumber yaitu sumber *ekstrinsik* dan sumber *intrinsik*. Sumber *ekstrinsik* pada *dephasing* transversal disebabkan oleh ketidakhomogenan medan magnet statik  $B_0$  dan ketidakhomogenan yang diakibatkan oleh penerapan medan gradien (sebagai pengkode frekuensi dan fase). Ini adalah 2 faktor sumber *dephasing* yang selalu berulang (*reversible*). Sumber *intrinsik* pada *dephasing* transversal disebabkan oleh interaksi dipol magnetik dengan lingkungan lokal magnetiknya. Ini diproduksi oleh pergerakan lambat makromolekular seperti protein, sumber *dephasing* ini adalah *irreversible*.

Rataan kehilangan sinyal irreversible akibat interaksi inherensi *intrinsik* aliran *dipol* dan lingkungan sekitar jaringan magnetik dinyatakan oleh waktu relaksasi  $T_2$  atau disebut juga *spin-spin*, dan  $T_2$  didefinisikan sebagai waktu yang dibutuhkan magnetisasi transversal untuk meluruh 37% dari nilai awalnya, Gambar 2.6.



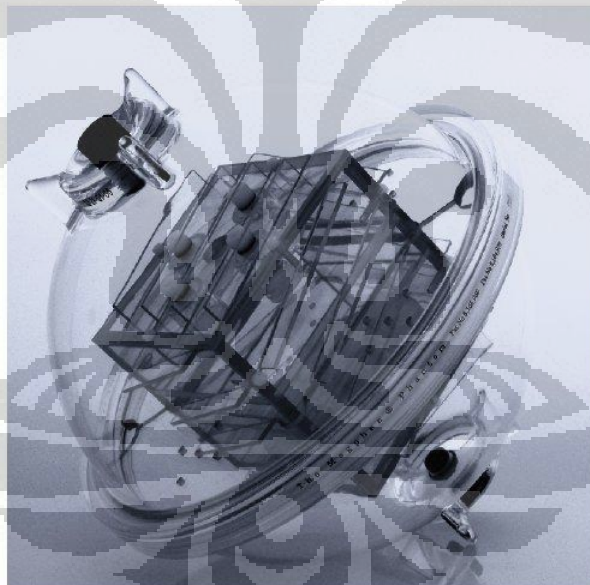
Gambar 2.6 Ilustrasi waktu relaksasi  $T_2$  <sup>[11]</sup>

#### 2.1.4. Signal to Noise Ratio (SNR)

SNR didefinisikan sebagai perbandingan amplitudo dari sinyal yang diterima oleh koil dengan amplitudo dari *noise*. Jika sinyal yang sebenarnya relative lebih kuat dari pada *noise* maka SNR akan meningkat, dan kualitas gambar akan lebih baik <sup>[4]</sup>.

#### 2.2. *Spherical Magphan Phantom* (SMR 100)

*Spherical magphan phantom* dirancang untuk melakukan berbagai evaluasi ketelitian kinerja dari pesawat MRI. Kriteria rancangan untuk *Spherical magphan phantom* didasari oleh seorang ahli fisika bernama Dr. David, pengalaman beliau cukup luas mengenai evaluasi sistem MRI dan sangat ahli dibidangnya. Bentuk fisik dari *spherical magphan phantom* terlihat seperti bola dimana di dalamnya terdapat kubus yang berfungsi sebagai tempat dilakukannya uji kontrol kualitas citra dari pesawat MRI, gambar 2.7. Bahannya terbuat dari *polycarbonate plastic* atau seperti *acrylic*.

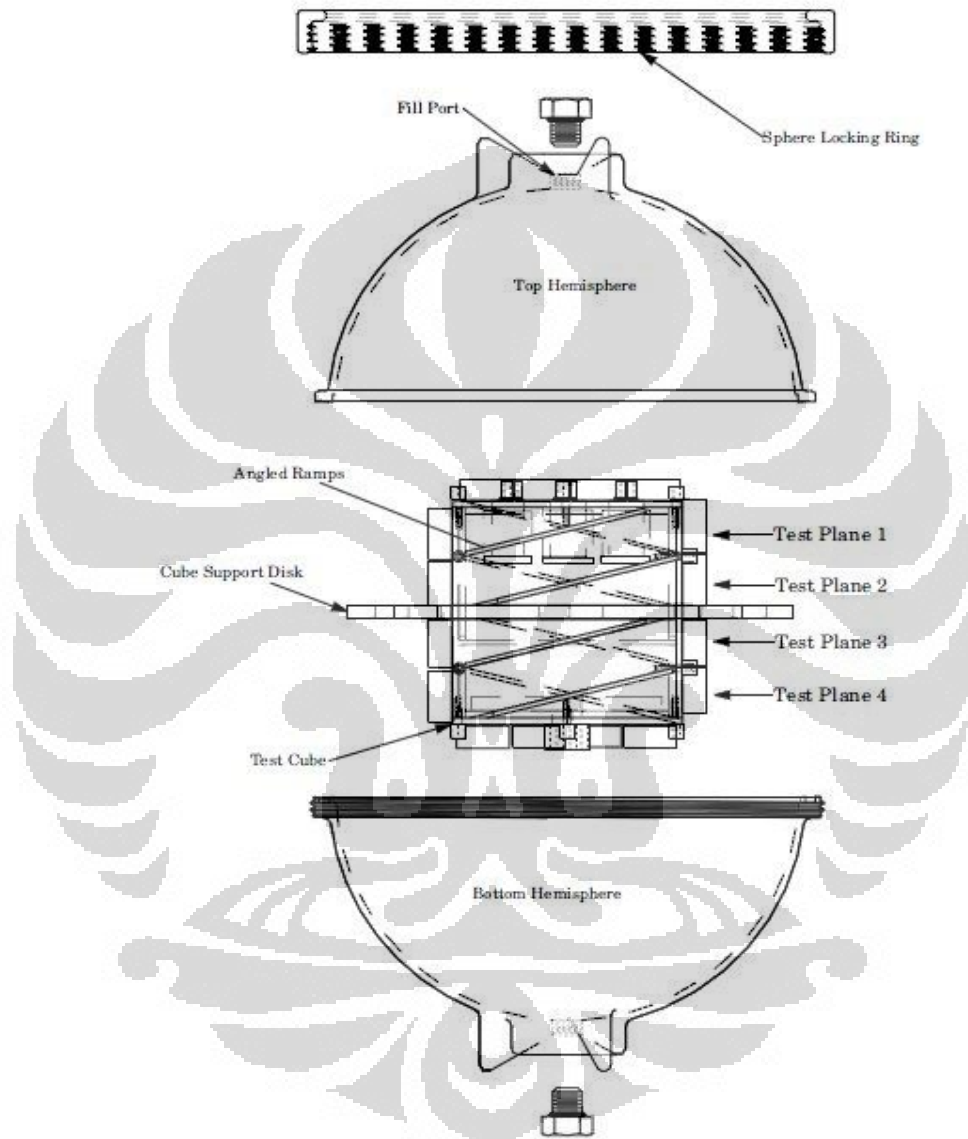


Gambar 2.7 Bentuk fisik *Spherical magphan phantom* <sup>[1]</sup>

*Spherical magphan phantom* memiliki dua tutup (*hemisphere*) berbentuk setengah bola yang dapat dipisahkan antara bagian yang atas dengan bagian yang bawah, masing – masing memiliki diameter luar 21 cm dan diameter dalam 20 cm. Kedua tutup tersebut



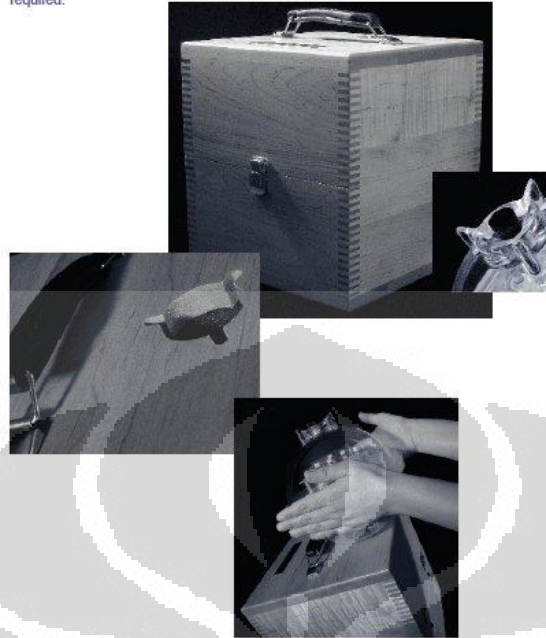
dihubungkan dengan sebuah cincin yang terletak di tengah – tengah dari fantom tersebut dan dapat diputar untuk sistem kunciannya, gambar 2.8.



Gambar 2.8 Bagan *Spherical magphan phantom*<sup>[1]</sup>

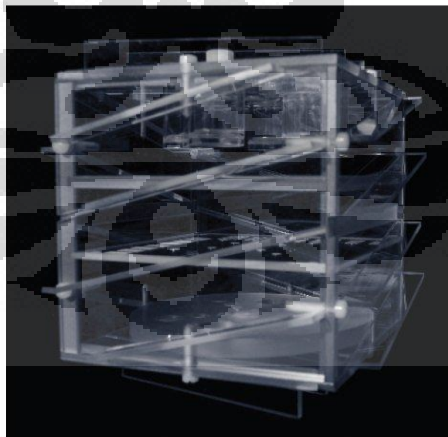
Untuk membuka dan mengeluarkan kubus yang berada di dalam bola, yaitu dengan cara memutar cincin yang berada pada pertengahan bola berlawanan dengan arah jarum jam. Gambar 2.9.

required.



Gambar 2.9 Cara membuka *Spherical magphan phantom*<sup>[2]</sup>

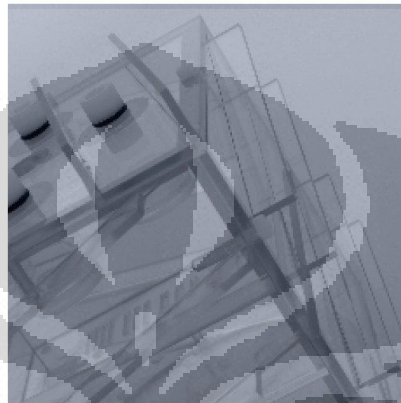
Kubus didalam *Spherical magphan phantom* mempunyai ukuran diameter 10 cm dan tebal 6 mm. Kubus ini berfungsi sebagai objek dilakukannya uji pengukuran kualitas citra gambar pada pesawat MRI. Bagian – bagian dari kubus yaitu *Ramps*, uji *plane cube* 1, uji *plane cube* 2, uji *plane cube* 3, *cube support disk* dan uji *plane cube* 4.



Gambar 2.10 Kubus dalam *Spherical magphan phantom*<sup>[2]</sup>

### 2.2.1. *Ramps*

*Ramps* merupakan plat berukuran 10 mm dan mempunyai ketebalan 2 mm yang terletak menempel pada dinding - dinding kubus. Fungsinya yaitu sebagai cek ketepatan posisi fantom, pengukuran geometri irisan *scan* dan pemilihan irisan *scan*.



Gambar 2.11 *Ramps* pada kubus<sup>[2]</sup>

### 2.2.2. Uji *plane cube 1*

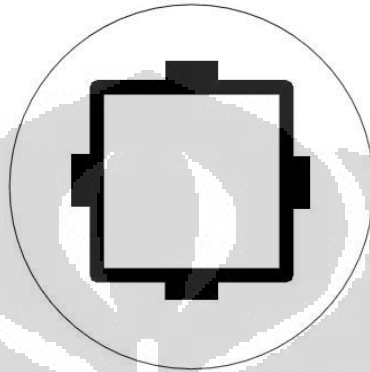
Uji *plane cube 1* berisi empat tabung vial dengan ukuran diameter luar 1,9 mm dan diameter dalam 1,6 mm. Tabung vial tersebut dapat di isi berbagai macam bahan atau jaringan sesuai dengan kebutuhan, dengan membuka tutupnya menggunakan kunci L yang telah disediakan. Fungsi dari uji *plane cube 1* yaitu untuk dilakukannya uji sensitometri pada pengukuran T1, T2 dan *proton density* (PD).



Gambar 2.12 Tabung Vial pada kubus<sup>[2]</sup>

### 2.2.3. Uji *plane cube 2*

Uji *plane cube 2* digunakan untuk pengukuran uniformitas dan *signal to noise ratio* (SNR). Namun dapat juga dilakukan dengan menggunakan *magphan housing* saja untuk pengukuran uniformitas dan *signal to noise ratio* (SNR), Gambar 2.14.



Gambar 2.13 Uji *plane cube 2* <sup>[1]</sup>



Gambar 2.14 *Magphan housing* <sup>[2]</sup>

### 2.2.4. Uji *plane cube 3*

Uji *plane cube 3* digunakan untuk uji resolusi kontras tinggi dan uji distorsi geometri. Pada kubus ini terdapat plat *acrylic* yang mempunyai ketebalan 2 mm. Dalam bidang plat terdapat lubang - lubang kecil dan terdapat sebelas pasang garis *line pair* yang memiliki jarak 5 mm sampai 0.45 mm. Lubang - lubang kecil tersebut digunakan untuk dilakukannya uji distorsi geometri, masing - masing lubang berdiameter 3 mm. Sedangkan garis - garis *line pair* digunakan untuk uji resolusi kontras tinggi.



Gambar 2.15 Uji *plane cube 3*<sup>[2]</sup>

### 2.2.5. *Cube support disk*

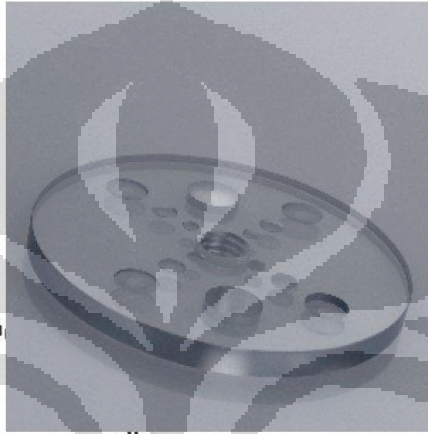
*Cube support disk* digunakan untuk uji distorsi geometri dengan jarak pengukuran yang lebih panjang. Uji distorsi geometri yang dilakukan yaitu dengan mengukur jarak lubang - lubang kecil yang ada pada bidang ini. Tiap - tiap lubang tersebut memiliki diameter 3 mm.



Gambar 2.16 *Cube support disk*<sup>[2]</sup>

### 2.2.6. Uji *plane cube* 4

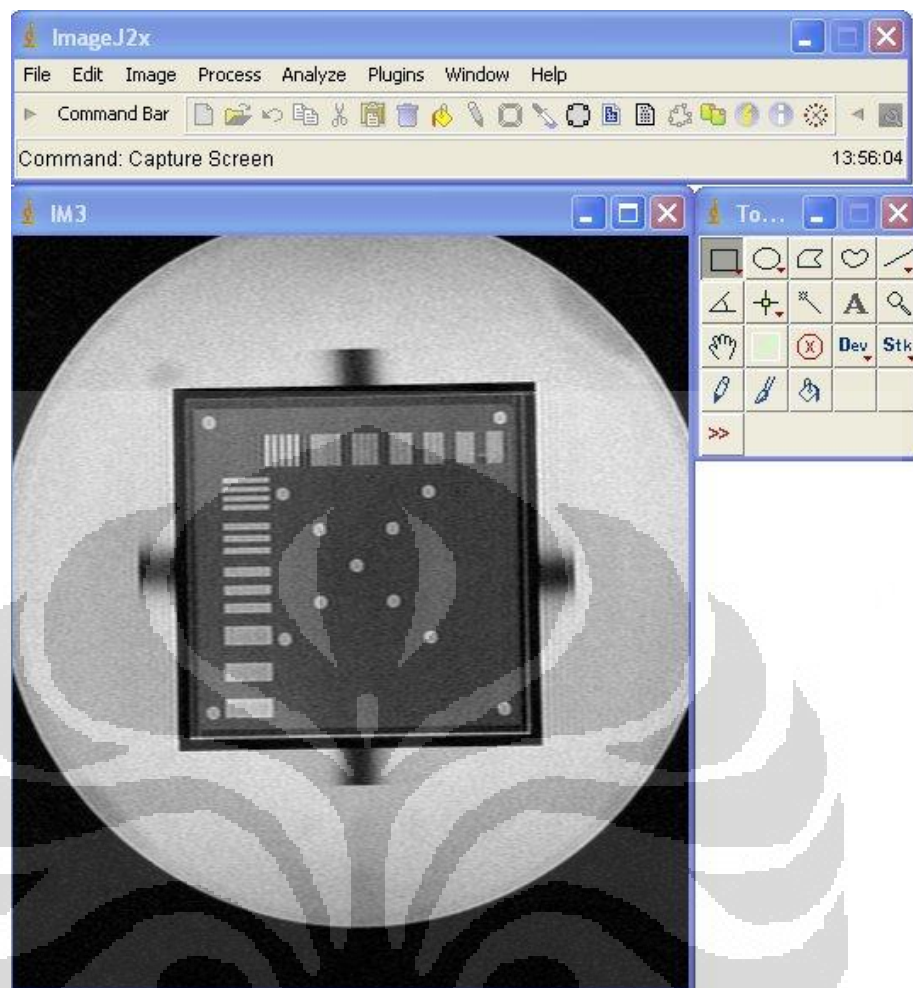
Uji *plane cube* 4 digunakan untuk uji sensitifitas kontras rendah. Pada uji ini yang akan dinilai yaitu ketiga lubang yang memiliki diameter 4mm, 6mm dan 10mm. Ketiga lubang tersebut mengelilingi lingkaran seperti halnya jari - jari sepedah, dengan mempunyai ketebalan yang berbeda yaitu 0.5mm, 0.75mm, 1mm dan 2 mm seperti terlihat pada Gambar 2.17.



Gambar 2.17 Uji *plane cube* 4<sup>[21]</sup>

### 2.3. DICOM viewer

DICOM *Viewer* yang digunakan adalah imageJ. ImageJ adalah perangkat lunak pengolah gambar berbasis JAVA yang dapat diunduh secara bebas. ImageJ dapat dijalankan pada mesin berbasis Windows®, Mac OS®, Mac OS X® dan Linux. ImageJ dapat menampilkan, mengedit, menganalisa, memproses, menyimpan dan mencetak gambar 8-bit, 16-bit dan 32-bit. Selain membaca format DICOM ImageJ juga dapat membaca format gambar TIFF, GIF, JPEG, BMP, FITS dan "RAW". Beberapa operasi lainnya yang dapat dilakukan imageJ adalah menghitung luas dan statistik nilai pixel dari pilihan yang ditetapkan pengguna, dapat mengukur jarak dan sudut, dapat menentukan kepadatan histogram dan garis plot profil, serta mendukung fungsi-fungsi pengolahan citra standar seperti manipulasi, smoothing, dan lainnya<sup>[10]</sup>.



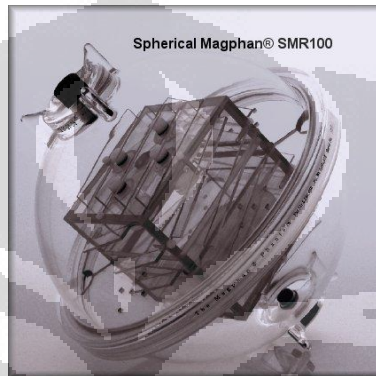
Gambar 2.18 Tampilan program imageJ



## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Peralatan Eksperimen

Pesawat MRI yang digunakan dalam penelitian ini ialah *GE Signa HDXt* dengan spesifikasi 1.5 Tesla. Fantom yang digunakan ialah *Spherical Magphan Phantom SMR 100* milik Laboratorium Departemen Fisika FMIPA Universitas Indonesia.



Gambar 3.1 *Spherical Magphan Phantom SMR 100*<sup>[12]</sup>

### 3.2 Penentuan Sample Vial

Untuk mendapatkan material yang merepresentasikan lemak, darah, cairan tubuh bukan darah, dan tulang, dilakukan uji kesesuaian material yang dipilih dengan bantuan modalitas CT Scan. Empat jenis material tersebut harus sesuai dengan nilai *Houndsfield Unit* (HU) yang ditunjukkan pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 Nilai standar HU<sup>[8]</sup>

Tissue	Standard value (HU)	Range (HU)	Fluids	Standard value (HU)
Bone (compact)	>250		Blood (coagulated)	80 ± 10
bone (spongy)	130 ± 100		Blood (Venous whole blood)	55 ± 5
Thyroid	70 ± 10		Plasma	27 ± 2
Liver	65 ± 5	45 – 75	Exudate(>30g protein)	>18 ± 2
Muscel	45 ± 5	35 – 50	Transudate (<30g protein)	<18 ± 2
Spleen	45 ± 5	35 – 55	Ringer's solution	12 ± 2
Lymphoma	45 ± 10	40 – 60		
Kidney	30 ± 10	20 – 40		
Fatty tissue	(-90) ± 10	(-80) - (-110)		

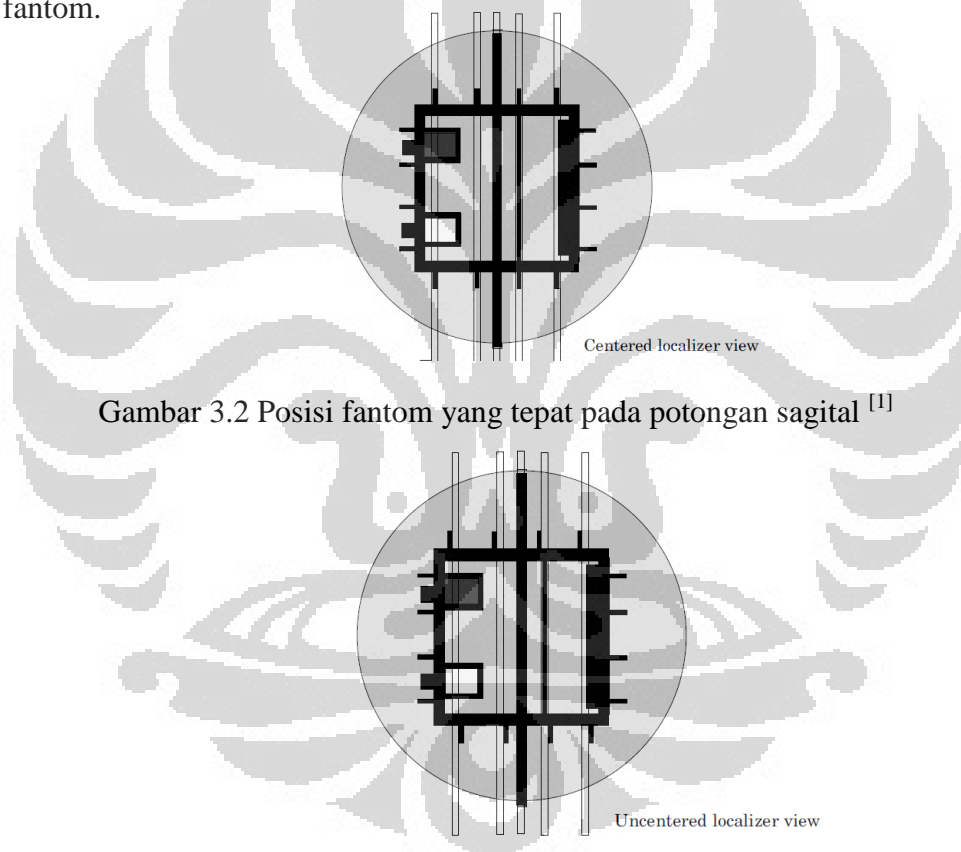


### 3.3 Uji Kontrol Kualitas Citra MRI

Kualitas citra MRI sangat berpengaruh terhadap hasil diagnosa seorang dokter radiologi terhadap pasien. Agar kualitas citra MRI dapat dijamin sesuai dengan standar perlu dilakukan uji kontrol kualitas citra pada pesawat tersebut.

#### 3.3.1 Geometri Irisan Scan

Sebelum dilakukannya tes geometri irisan scan perlu dilakukan lokalisasi fantom untuk memastikan ketepatan posisinya. Dalam buku manual *Spherical Magphan Phantom* dikatakan bahwa diperbolehkan memilih orientasi apa yang digunakan sebagai acuan, bisa dalam potongan *axial*, *sagital* atau *coronal* dalam menentukan ketepatan posisi fantom.

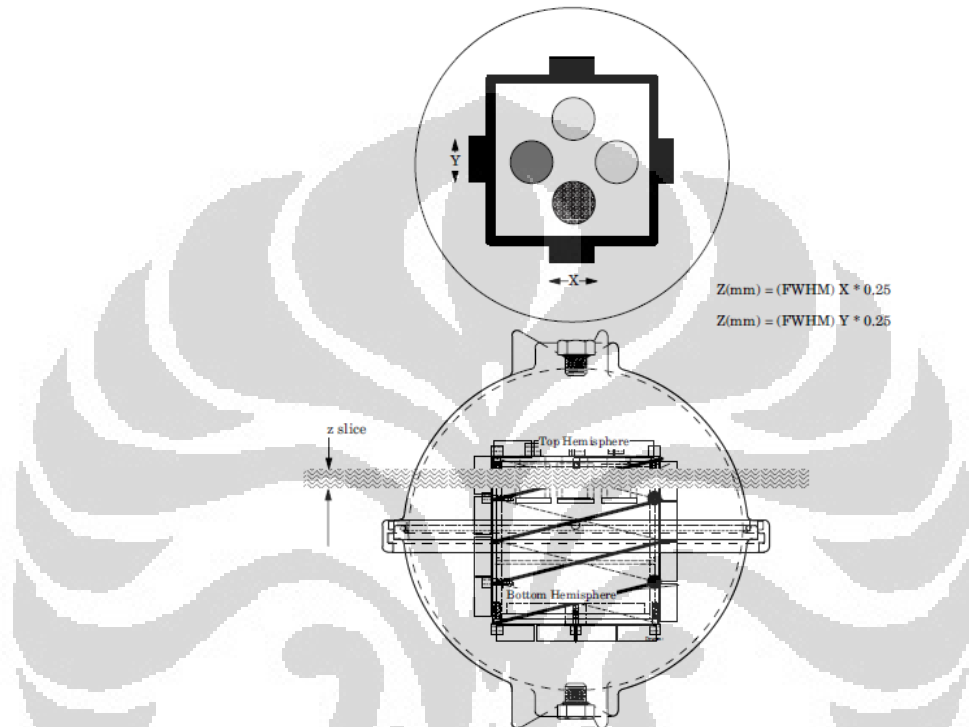


Gambar 3.2 Posisi fantom yang tepat pada potongan sagital <sup>[1]</sup>

Gambar 3.3 Posisi fantom yang tidak tepat pada potongan sagital <sup>[1]</sup>

Gambar 3.2 dan 3.3 mengilustrasikan contoh gambaran *Spherical Magphan Phantom* dalam keadaan posisi yang tepat dan yang tidak tepat setelah dilakukan *scanning*. Posisi fantom dikatakan tepat apabila posisi *ramps* yang berlawanan saling sejajar dan simetris, dan dikatakan tidak tepat jika posisi *ramps* yang berlawanan saling tidak sejajar.

Uji geometri irisan scan dilakukan untuk mengukur ketebalan irisan *scanning* yang digunakan sesuai atau tidak dengan hasil pengukuran berdasarkan teori. Prosesnya ialah dengan melakukan *scanning* MRI pada fantom dengan menggunakan orientasi potongan *coronal*, dan setelah itu dievaluasi melalui hasil perhitungan panjang *ramps* pada sumbu X dan Y (Gambar 3.4).



Gambar 3.4 Cara pengambilan irisan Geometri irisan scan<sup>[1]</sup>

Untuk perhitungan tebal irisan  $z(\text{mm})$  yaitu dengan cara mengalikan *Full Width Half Maximum* (FWHM) dengan 0.25. Nilai 0.25 didapat dari banyaknya jumlah ramps yaitu ada empat, karena yang di iris hanya satu bagian dari empat ramps maka jadinya satu dibagi dengan empat yaitu 0.25.

$$z(\text{mm}) = \frac{(\text{FWHM})_x \times 0.25}{(\text{FWHM})_y \times 0.25} \quad (3.1)$$

Untuk menentukan nilai FWHM pada *ramps* perlu menentukan nilai peak pada ramps dan nilai *background* terlebih dahulu yaitu sebagai berikut. Peak ramps ditentukan dengan menurunkan terlebih dahulu *window width* sampai nol, lalu menggerakkan MRI

*scanner window level* sampai gambaran *ramps* menghilang (Gambar 3.5 dan 3.6). Nilai *peak* dari *ramps* ditunjukkan dengan jumlah level yang diperoleh. *Background* ditentukan dengan membuat *region of interest* (ROI) pada area yang berdekatan dengan *ramps*. (Gambar 3.7). *Half Maximum* ditentukan menggunakan persamaan berikut ini:

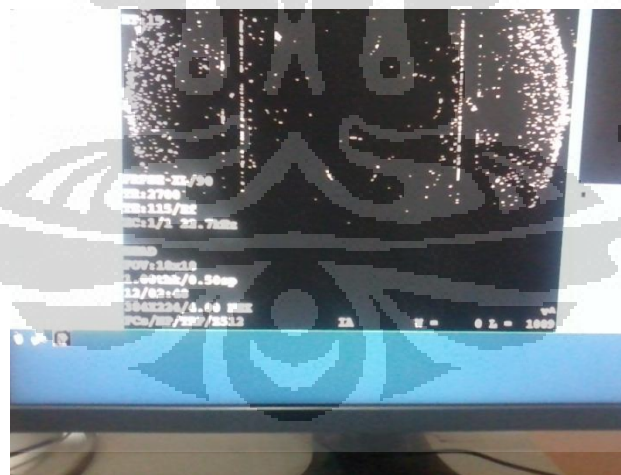
$$\text{Peak ramps} - \text{Background} = \text{Net Peak} \quad (3.2)$$

$$\text{Net Peak} \div 2 = 50 \% \text{ Net Peak} \quad (3.3)$$

$$50 \% \text{ Net Peak} + \text{Background} = \text{Half Maksimum} \quad (3.4)$$

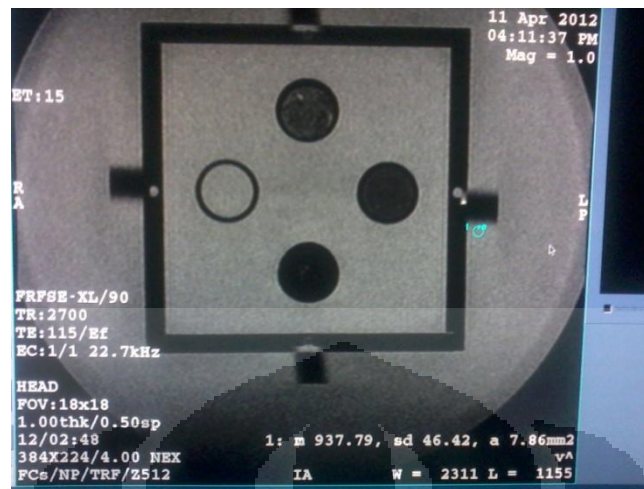


Gambar 3.5 Contoh *window width* sama dengan nol



Gambar 3.6 Contoh kondisi *ramps* menghilang

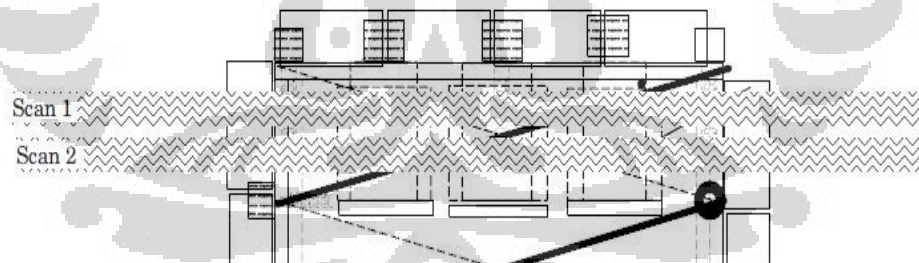
Setelah didapat nilai *Half Maksimum* baru dapat mengukur nilai FWHM dengan mengatur MRI *Scanner window level* pada nilai *half maximum*, setelah itu mengukur panjang *ramps* untuk menentukan nilai FWHM garis X dan Y.



Gambar 3.7 Contoh menentukan nilai *background*

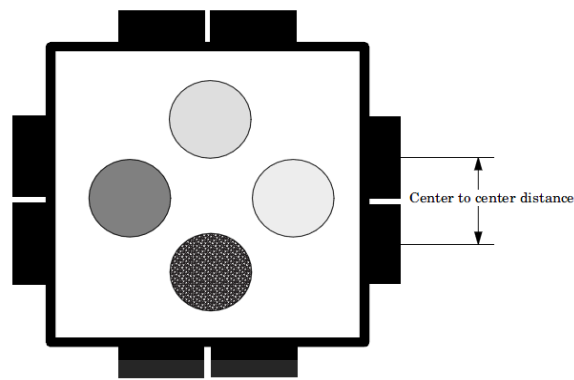
### 3.3.2 Pemilihan Irisan Scan

Pemilihan irisan scan digunakan untuk mengecek ketepatan *scanner* antara irisan per irisan dan juga untuk memeriksa ketepatan pergerakan meja, dengan menggunakan *ramps* yang terdapat pada kubus didalam *spherical magphan phantom* sebagai acuannya. Gambar 3.8 mengilustrasikan bagaimana cara pengambilan irisan dari uji pemilihan irisan *scan*.



Gambar 3.8 Teknik pengambilan irisan dari tes pemilihan irisan scan<sup>[1]</sup>

Hasil gambaran pada irisan *scan* ke 1 dan ke 2 dicetak menggunakan film lalu di tumpuk menjadi satu saling superposisi seperti terlihat pada Gambar 3.9.



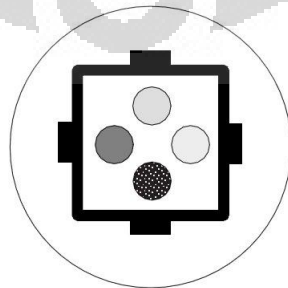
Gambar 3.9. Hasil gambaran *scan* ke 1 dan 2 setelah ditumpuk<sup>[1]</sup>

Proses pengukurannya yaitu dengan cara mengukur jarak dari pusat *ramps* pertama dan *ramps* kedua (Gambar 3.9) lalu dikalikan dengan 0.25, maka akan didapat *scan* indeks antar *scan*.

Untuk uji akurasi kenaikan meja yaitu dengan cara melakukan kenaikan 30 mm ke dalam *gantry* dan 30 mm ke luar *gantry* pada *scanning* awal. Evaluasinya yaitu dengan melihat posisi fantom kedua gambar atau film jika harus dicetak, posisi perubahan dari objek tersebut harus sama.

### 3.3.3 Sensitometri (*MRI number*)

Uji sensitometri menggunakan *cube plane* yang pertama yang terdapat empat tabung vial. Ke empat tabung vial tersebut diisi oleh suatu bahan yang memiliki konsentrasi yang berbeda sehingga akan memberikan gambaran yang berbeda juga saat dilakukan pengukuran pada teknik akuisisi citra T1, T2 dan *proton density* (PD). Pada uji ini dilakukan dengan menggunakan orientasi potongan *coronal* (Gambar 3.10).



Gambar 3.10. Hasil *scan* ke empat tabung vial<sup>[1]</sup>

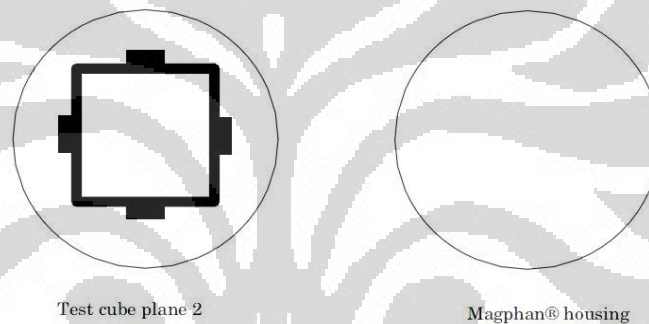
Isi masing – masing ke empat tabung vial

Vial 1 Lemak,  
Vial 2 Darah,  
Vial 3 Cairan sendi,  
Vial 4 Tulang.

### 3.3.4 Uniformitas Tes

Kebanyakan MRI *scanner* mengizinkan mengukur pada nilai *mean* dan kesesuaian standar deviasi (SD) untuk mendapatkan *MRI numbers* dalam sebuah *region of interest* (ROI). Pengukuran ini diambil dari perbedaan lokasi pada area *scan*.

Untuk uji uniformitas dilakukan dengan menggunakan uji *plan cube* ke dua atau dengan menggunakan *magphan housing* saja tanpa ada cube di dalamnya (Gambar 3.11).



Gambar 3.11. Scan dengan *cube* dan tanpa *cube*<sup>[1]</sup>

Untuk mendapatkan nilai pengukuran yang lebih akurat buku panduan ini merekomendasikan saat mengukur sebaiknya menggunakan *magphan housing* saja tanpa ada cube di dalamnya. Namun untuk pengukuran harian sebaiknya menggunakan uji *plane* yang kedua.

(*non*) uniformitas dinyatakan :

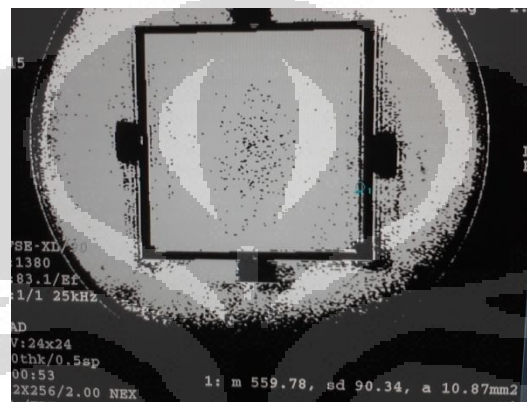
$$\frac{\text{Nilai Mean Maximum} - \text{Nilai Mean Minimum}}{\text{Nilai Mean Maximum} + \text{Nilai Mean Minimum}} \quad (3.5)$$

sesuai dengan ACR uniformity dapat dinyatakan :

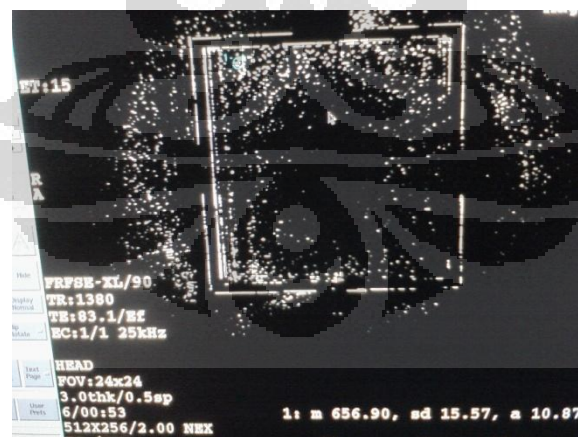
$$\text{Percent integral uniformity (PIU)} = 100 \times \left[ 1 - \frac{(\text{high} - \text{low})}{(\text{high} + \text{low})} \right] \quad (3.6)$$



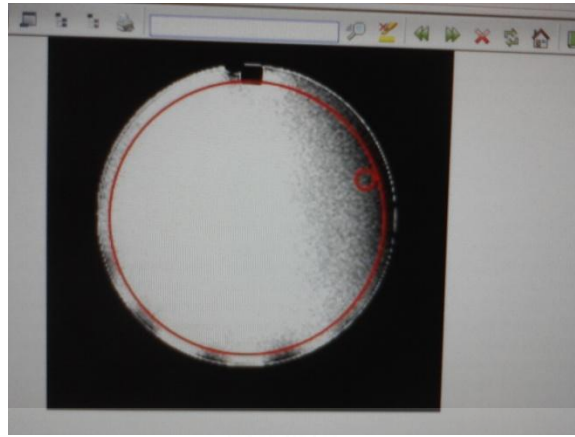
Untuk mendapatkan nilai *mean maximum* dan *minimum* pada objek penelitian, yaitu dengan cara mencari nilai sinyal tinggi dan sinyal rendah dengan mengatur *window level* terlebih dahulu pada komputer MRI. Setelah itu letakkan ROI pada daerah yang telah di tentukan (Gambar 3.12 dan 3.13) untuk penggunaan uji *plane* dua, sedangkan untuk penggunaan *magphan housing* (Gambar 3.14 dan 3.15) lalu catat nilai *mean* nya.



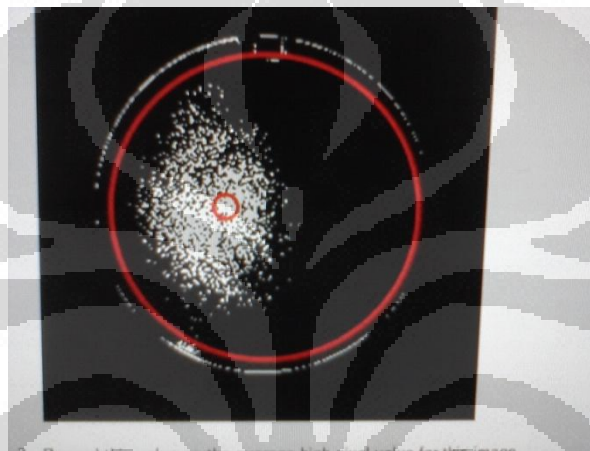
Gambar 3.12. Peletakan ROI untuk sinyal rendah dengan uji *plane* dua



Gambar 3.13. Peletakan ROI untuk sinyal tinggi dengan uji *plane* dua



Gambar 3.14. Peletakan ROI untuk sinyal rendah dengan *magphan housing*



Gambar 3.15. Peletakan ROI untuk sinyal tinggi dengan *magphan housing*

Jadi yang dimaksud dengan sinyal rendah yaitu daerah di mana ketika saat seluruh daerah yang di dalam kotak atau ROI yang besar berwarna putih, lalu mengatur *window level* perlahan – lahan sehingga daerah berwarna hitam mulai memasuki kotak atau ROI yang besar itulah yang disebut dengan sinyal rendah. Sedangkan sinyal tinggi yaitu saat seluruh daerah di dalam kotak atau ROI besar berwarna hitam tetapi ada beberapa daerah yang masih terlihat luas berwarna putih, itulah yang disebut daerah sinyal tinggi.

untuk menyatakan *Signal to noise ratio* (SNR) :

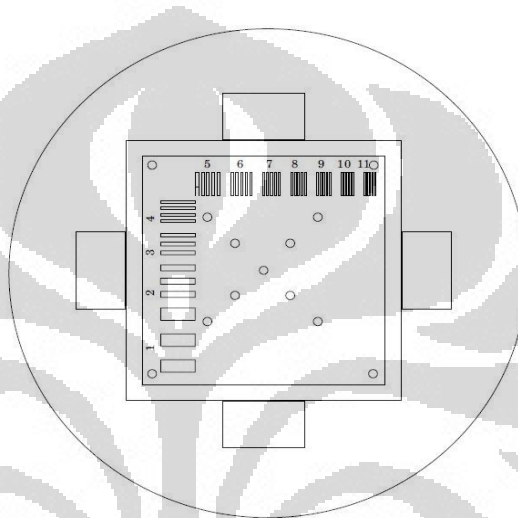
$$\text{SNR} = \frac{\text{Net Sinyal MRI}}{\text{Standar Deviasi Daerah Pusat}} \quad (3.7)$$

$$\text{Net sinyal MRI} : \text{Mean daerah pusat} - \text{Mean background (udara)} \quad (3.8)$$



### 3.3.5 Resolusi Kontras Tinggi

Resolusi kontras tinggi digunakan untuk mengukur dan mengetahui tingkat resolusi yang dihasilkan oleh gambaran pada pesawat MRI yang digunakan. Pengukuran dilakukan menggunakan uji *cube plan* ke tiga, dimana pada bagian ini terdapat 1 sampai 11 tingkatan *line pair/cm* yang masing – masing memiliki ukuran yang berbeda - beda (Gambar 3.16).

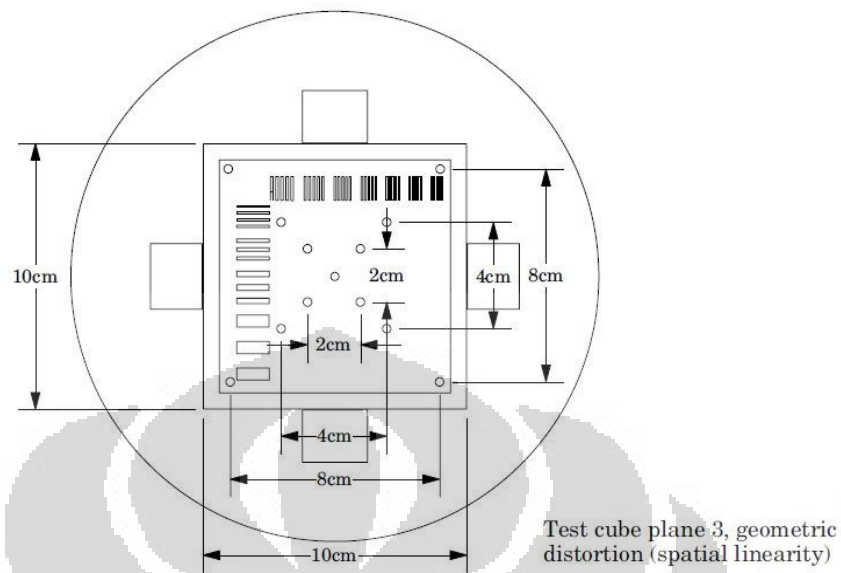


Gambar 3.16. Uji *cube plan* ke 3<sup>[1]</sup>

Semakin tinggi tingkatan *line pair* yang terlihat jelas pada *plan* ini, maka itu menunjukkan semakin tinggi nilai resolusi gambar yang dihasilkan pada pesawat MRI tersebut.

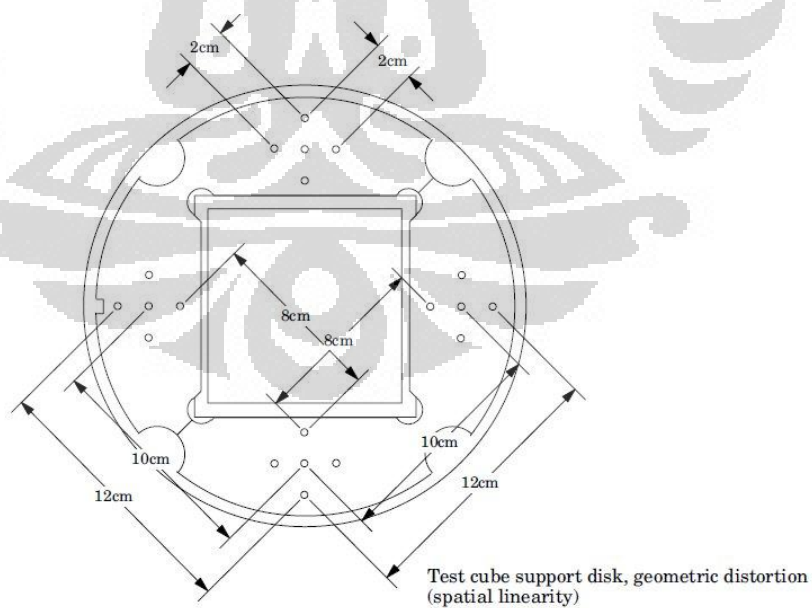
### 3.3.6 Distorsi Geometri

Uji tes ini digunakan untuk verifikasi ukuran *scan* dengan objek yang sebenarnya, dengan kata lain tidak ada perubahan ukuran ketika suatu objek di *scan* dengan menggunakan MRI sehingga dapat menentukan ukuran sebenarnya pada objek tersebut. Pengukuran ini dilakukan pada uji *cube plane* 3 dan menggunakan *cube support disk* (Gambar 3.14 dan 3.15).



Gambar 3.17. Uji distorsi geometri menggunakan *cube plan* ke 3<sup>[1]</sup>

Untuk menilai pengukuran yang lebih panjang dapat digunakan uji *cube support disk* terlihat pada gambar 3.15.

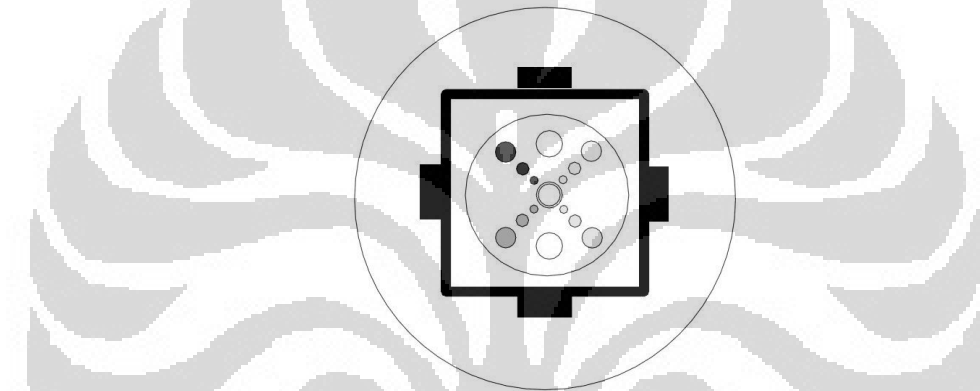


Gambar 3.18. Uji distorsi geometri menggunakan *cube support disk*<sup>[1]</sup>

Pengukuran pada Gambar 3.14 dan 3.15 dilakukan langsung dengan menggunakan *menu* pengukuran yang terdapat pada perangkat lunak computer MRI tersebut, dan ukurannya harus sesuai (Gambar 3.14 dan 3.15).

### 3.37 Sensitivitas Kontras Rendah

Uji sensitivitas kontras rendah digunakan untuk menilai dan melihat sejauh mana objek dengan kontras rendah dapat dilihat dalam gambar. Pengukuran ini dilakukan dengan menggunakan uji *cube plan* yang ke empat. Hasil gambarannya dapat dilihat pada Gambar 3.16.



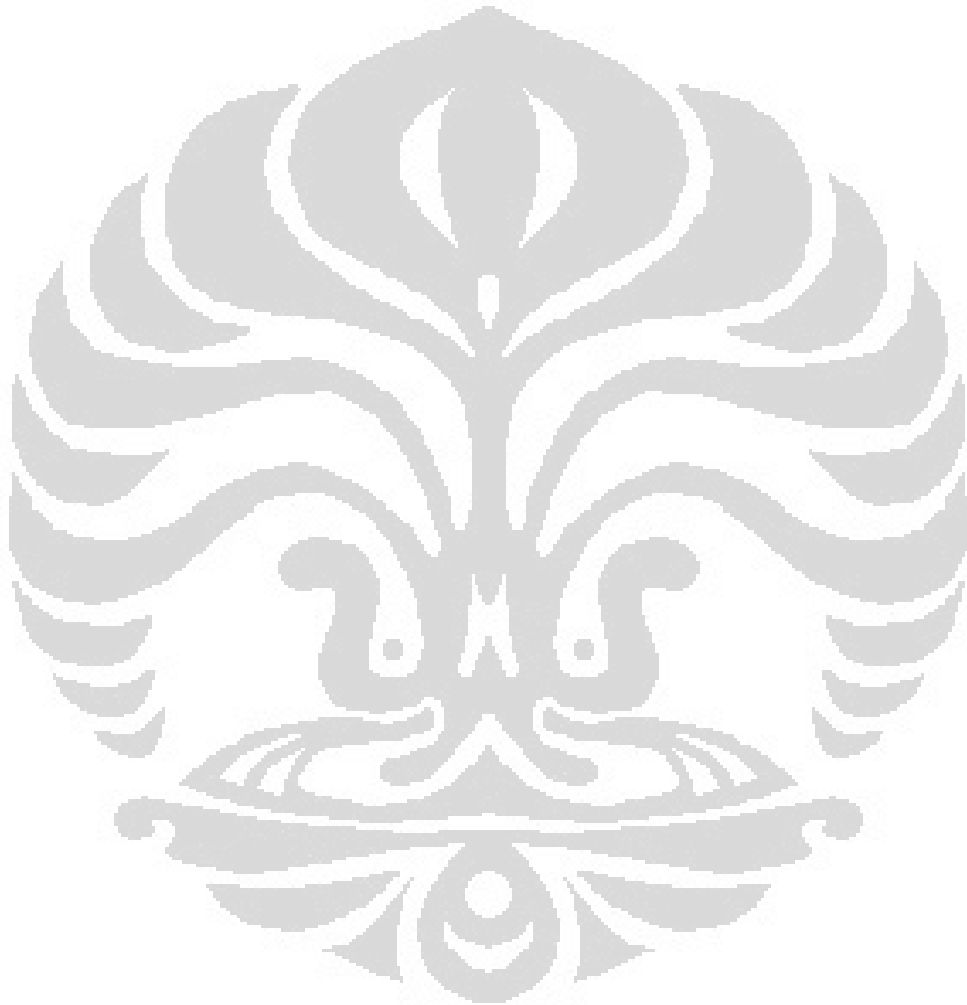
Gambar 3.19. Uji sensitivitas kontras rendah pada *cube plan* ke empat <sup>[1]</sup>

Pada uji *cube plan* yang ke empat terdapat dua belas lubang target yang memiliki diameter 4 mm, 6mm dan 10 mm dengan kedalaman yang berbeda –beda. Untuk ketiga lubang yang berwarna hitam (Gambar 3.16), itu memiliki kedalaman 0.5 mm sedangkan yang berwarna abu - abu mempunyai kedalaman 2 mm, abu – abu putih 1 mm dan putih 0.75 mm. Semakin dalam lubang maka semakin putih gambaran dari ketiga lubang tersebut. Kemampuan pesawat MRI melihat objek dengan kontras rendah yaitu jika seluruh lubang target dapat terlihat jelas dan tampak jelas perbedaan warna antara masing - masing lubang dengan tingkat kedalaman yang berbeda.

### 3.4 Teknik Akuisisi Citra

Buku manual *spherical magphan phantom* tidak memberi rekomendasi mengenai teknik akuisisi citra fantom. Oleh karena itu, dalam penelitian ini teknik akuisisi citra

dilakukan dengan 3 metode yang berbeda, yaitu teknik pembobotan T1 (TR=160 ms, TE=13 ms) yang selanjutnya disebut metode 1, pembobotan T2 (TR=1380 ms, TE=83 ms) yang selanjutnya disebut metode 2, dan pembobotan PD (TR=880 ms, TE=38 ms) yang selanjutnya disebut metode 3.



## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1. Hasil Penentuan Vial

Dari hasil *scanning* menggunakan modalitas CT Scan, pada citra material pengisi empat vial *spherical magphan phantom* kemudian masing-masing dibuat ROI untuk memperoleh nilai HU (*Hounsfield Unit*) material tersebut. Telah didapat material yang akan mengisi tabung vial tersebut yaitu lemak ayam, darah manusia, tulang iga sapi dan cairan dalam tubuh bukan darah yaitu cairan sendi manusia dengan nilai HU yaitu sebagai berikut :

Tabel 4.1 Hasil nilai HU pada uji kesetaraan jaringan

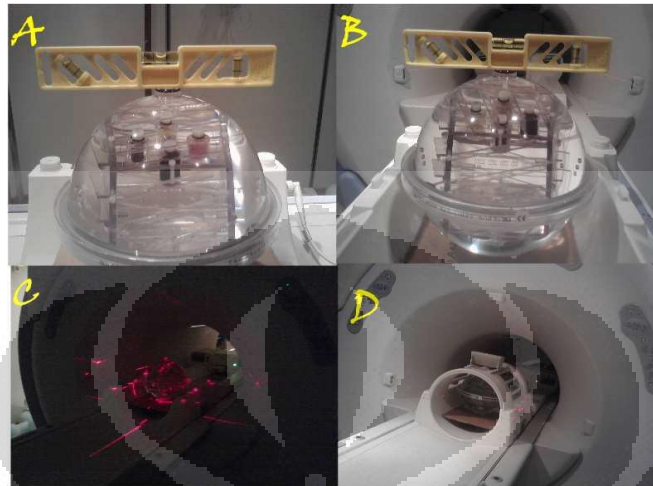
No	Nama material	Nilai standar (HU)	Nilai pengukuran (HU)
1	Lemak	$(-90) \pm 10$	$-75.56 \pm 15.49$
2	Darah	$55 \pm 5$	$63.32 \pm 7.35$
3	Tulang	$>250$	$751.22 \pm 438.54$
4	Cairan Sendi	$<18 \pm 2$	$19.83 \pm 9.02$

Empat material tersebut dipilih karena telah sesuai dengan nilai standar HU yang telah ditentukan, sebagai contoh darah yang terukur yaitu  $63.32 \pm 7.35$  memiliki nilai rentang 55.97 sampai 70.67. Nilai standar disajikan dalam rentang tertentu karena cukup sulit untuk memperoleh material memiliki HU yang tepat sama dengan nilai standar tunggal. Dalam hal ini darah yang terukur masih dalam rentang nilai standarnya begitu juga material yang lainnya sehingga dapat disimpulkan material yang dipilih memiliki nilai HU yang sesuai. Hasil pengukuran nilai HU material tersebut kemudian digunakan untuk uji sensitometri pesawat MRI dalam membedakan variasi jaringan dalam teknik akuisisi pembobotan T1 (Metode 1), pembobotan T2 (Metode 2), dan pembobotan PD (Metode 3) pada tahap selanjutnya.

#### 4.2. Geometri Irisan Scan

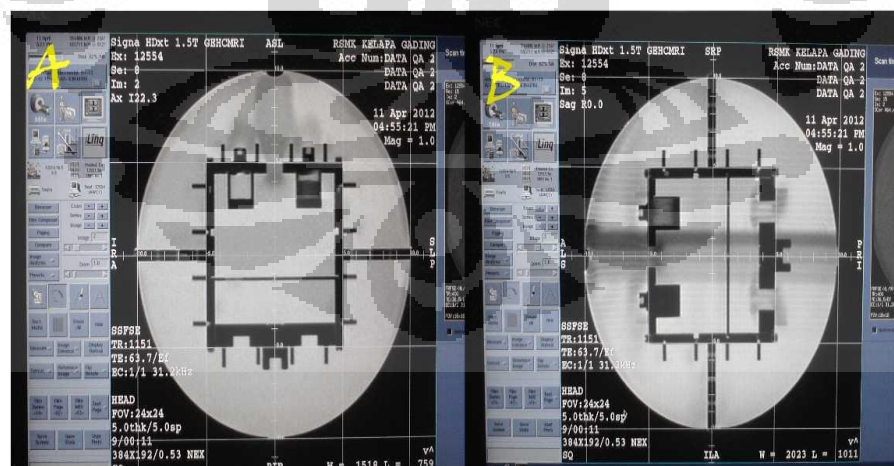
Oleh karena ketepatan posisi fantom sangat mempengaruhi hasil pengujian, maka sebelum melakukan evaluasi hasil uji geometri irisan *scan* terlebih dahulu perlu mengatur

phantom pada posisi yang tepat dan melakukan evaluasi posisi kembali setelah *scanning*. Gambar 4.1 menunjukkan pengaturan posisi phantom yang tepat.



Gambar 4.1 (A) Pengaturan phantom pada arah sagital. (B) Pengaturan phantom pada arah aksial. (C) Pengaturan posisi berdasarkan lampu laser. (D) Phantom dimasukkan ke dalam lorong MRI setelah posisi sudah tepat untuk selanjutnya dilakukan *scanning* awal.

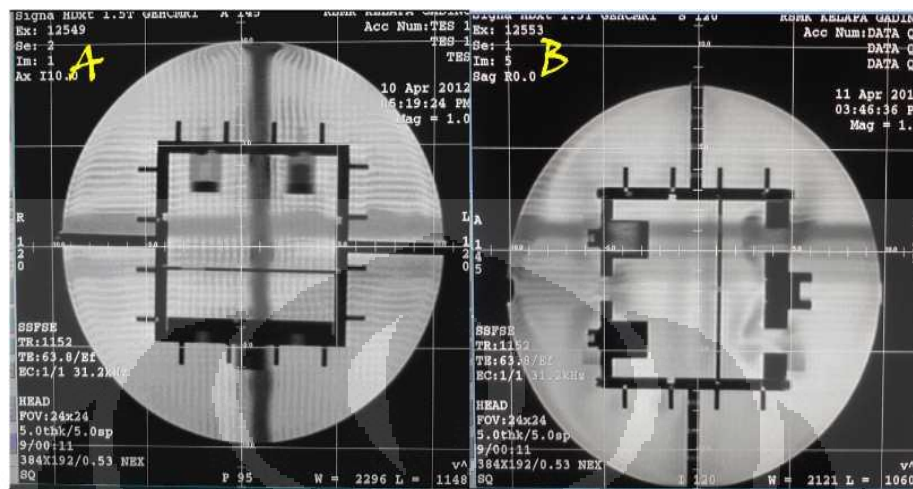
Pada saat phantom dalam keadaan posisi yang tepat maka tampilan citra setelah dilakukan *scanning* akan simetris dalam posisi aksial dan sagital seperti terlihat pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 (A) Citra phantom yang simetris pada potongan aksial. (B) Citra phantom yang simetris pada potongan sagital.

Dalam hal ini posisi phantom yang telah dibuat sudah sesuai dengan ketentuan yang direkomendasikan oleh buku panduan *Spherical Magphan Phantom*, dimana posisi *ramps*

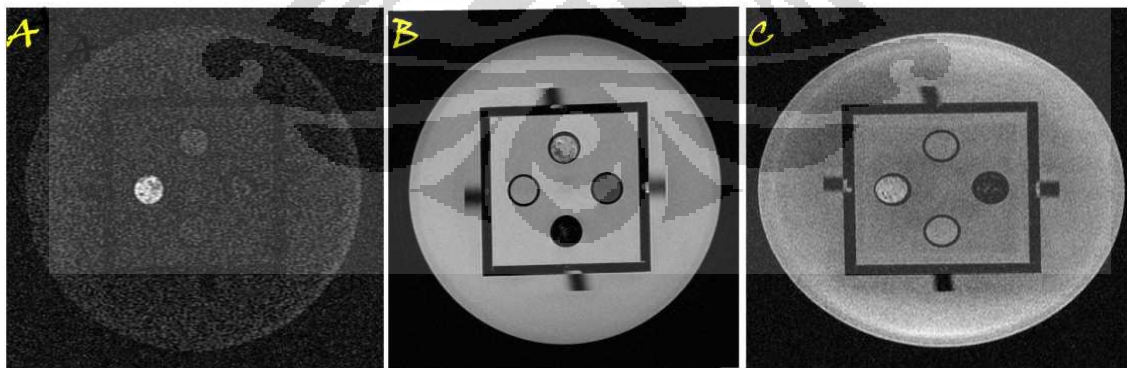
yang berlawanan harus saling sejajar dan simetris (Gambar 4.2). Untuk posisi fantom yang tidak tepat dapat dilihat pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Posisi fantom yang tidak tepat pada (A) potongan aksial (B) potongan sagital.

Jika posisi fantom tidak tepat hal yang perlu dilakukan adalah mengukur kekurangan yang terjadi pada fantom melalui monitor kontrol MRI, setelah itu fantom diatur kembali mulai dari posisi awal. Jika sudah yakin benar memosisikannya maka selanjutnya dilakukan *scanning* kembali untuk memastikan posisi sudah tepat.

Penelitian yang pertama adalah uji geometri irisan *scan*. Uji geometri irisan *scan* dilakukan dengan menggunakan tiga metode yaitu metode 1, metode 2, dan metode 3. Dari hasil *scanning* MRI didapat gambaran seperti terlihat pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 (A) Hasil gambaran uji geometri irisan *scan* menggunakan metode 1. (B) Hasil gambaran uji geometri irisan *scan* dengan metode 2 dan (C) hasil gambaran uji geometri irisan *scan* metode 3..

Dari pengolahan data pada Gambar 4.4 dapat disajikan data yang terlihat pada Tabel 4.2. Dengan menggunakan persamaan 3.1, 3.2, 3.3 dan 3.4, nilai  $z$  (mm) dapat ditentukan.

Tabel 4.2 Hasil pengukuran uji geometri irisan *scan*

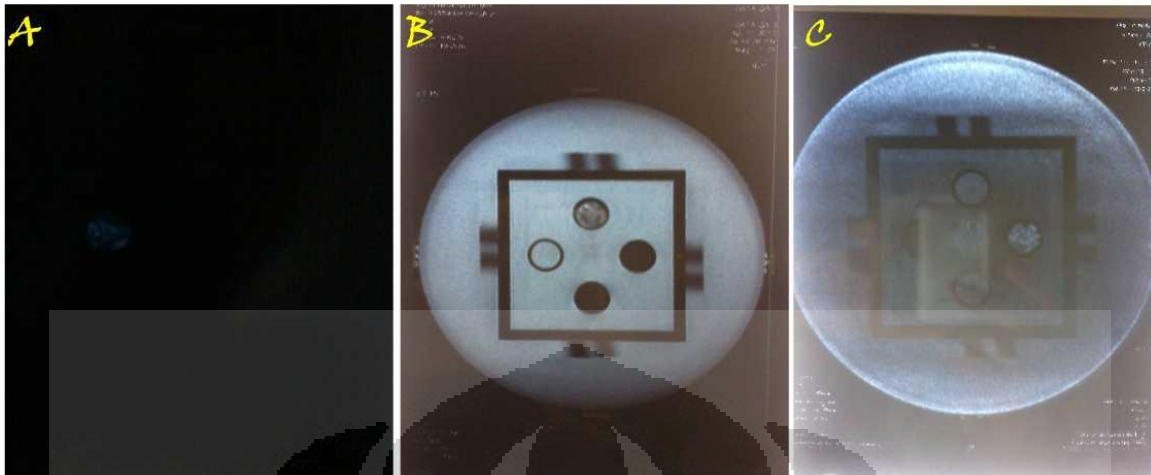
Sekuen	Peak Ramps	Background	50% Net peak	Half Maximum	FWHM X	FWHM Y	Z (mm)
T1	126	65.74	29.63	95.36	-	-	-
T2	1009	937.79	35.605	973.395	9 mm	10mm	0.9 mm
PD	396	315.25	40.75	356	9 mm	8 mm	1.125 mm

FWHM X dan Y merupakan ukuran panjang dari *ramps* X dan Y (Gambar 3.4), dan masing - masing ukuran ramps X dan Y seharusnya memiliki ukuran yang sama. Berdasarkan Tabel 4.2 terlihat bahwa masing - masing teknik memiliki nilai  $z$  yang berbeda. Untuk metode 1, nilai  $z$  tidak dapat diketahui karena hasil gambaran tidak cukup jelas untuk menentukan ukuran panjang *ramps*. Di sisi lain, melalui metode 2 dan metode 3 diperoleh nilai ketebalan  $z$  berturut-turut sebesar 0.9 mm dan 1.125 mm. Perbedaan tersebut kemungkinan dipengaruhi oleh perbedaan pengaturan posisi fantom dan tingkat kejelasan citra yang diperoleh. Namun demikian, hasil pengukuran ini masih mendekati nilai sebenarnya yaitu sekitar 1 mm dan masih dalam batas standar ACR yaitu sebesar  $\pm 0,7$  mm. Dalam menentukan nilai  $z$  (mm), tingkat akurasi melalui metode 2 sebesar 90 % dan melalui metode 3 sebesar 8,75 %. Berdasarkan tingkat akurasi tersebut dapat disimpulkan bahwa teknik akuisisi metode 2 lebih baik dari pada teknik akuisisi metode 3.

### 4.3. Pemilihan Irisan *Scan*

Uji pemilihan irisan *scan* prosesnya dapat dilihat pada Gambar 3.8 untuk pengambilan *scanning* gambarnya. Dilakukan dengan menggunakan metode 1, metode 2, dan metode 3. Dari proses tersebut didapatkan hasil berupa gambaran fantom yang ditumpuk menjadi satu seperti terlihat pada Gambar 4.5 di bawah ini.

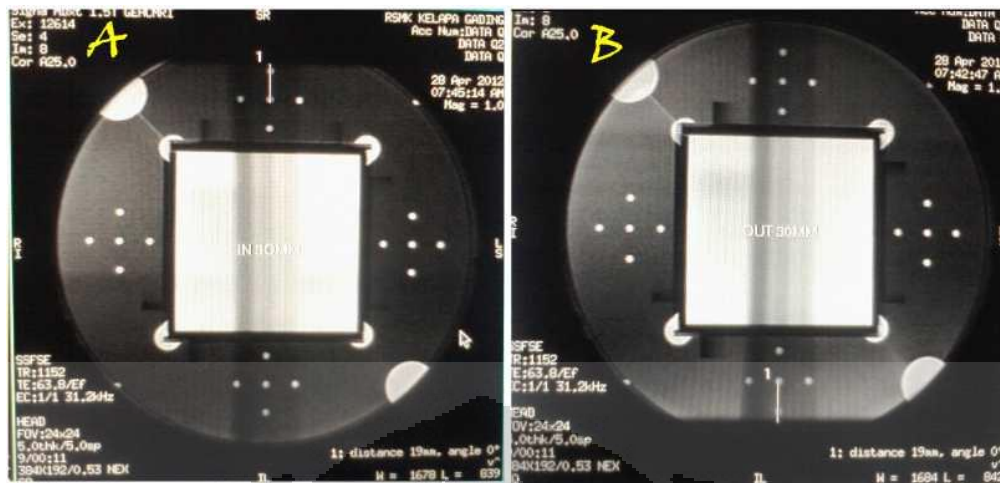




Gambar 4.5 (A) hasil gambaran uji pemilihan irisan scan menggunakan metode 1. (B) hasil gambaran uji pemilihan irisan scan menggunakan metode 2 dan (C) hasil gambaran uji pemilihan irisan scan menggunakan metode 3.

Dari hasil Gambar 4.5 dilakukan pengukuran sesuai dengan cara yang telah ditentukan pada bab sebelumnya, kemudian diperoleh data pengukuran jarak dari pusat *ramps* pertama dan *ramps* kedua. Untuk pengukuran menggunakan metode 1 tidak dapat dilakukan dikarenakan terlalu hitam hasil gambarannya sehingga sulit menentukan batasannya. Sedangkan untuk metode 2 dan metode 3 masing - masing diperoleh untuk jarak dari pusat *ramps* pertama dan *ramps* kedua yaitu 1 cm, sehingga jika dikalikan dengan 0.25 sesuai dengan teori maka didapatkan nilai indeks *scannya* yaitu 2.5 mm. Dalam hal ini tidak ada perbedaan antara kedua metode tersebut metode 2 dengan metode 3, hanya saja berdasarkan pengalaman saat melakukan pengukuran lebih mudah menentukan batasan - batasannya pada metode 2 dari pada metode 3 dikarenakan lebih terang dan jelas gambarannya untuk metode 2. Dalam ACR dikatakan bahwa indeks *scan* untuk batas toleransi perbedaan jarak dari pergerakan meja yaitu 5 mm atau di bawahnya. Jadi dalam hal ini pesawat MRI yang digunakan masih baik dalam penggunaannya karena masih dalam batas toleransinya.

Selain dilakukan pengukuran seperti di atas, ada cara lain untuk menentukan uji akurasi kenaikan meja pemeriksaan yaitu melakukan kenaikan meja pemeriksaan 30 mm kedalam *gantry* dan 30 mm keluar *gantry*. Dari proses tersebut didapat hasil seperti terlihat pada Gambar 4.6 dibawah ini.

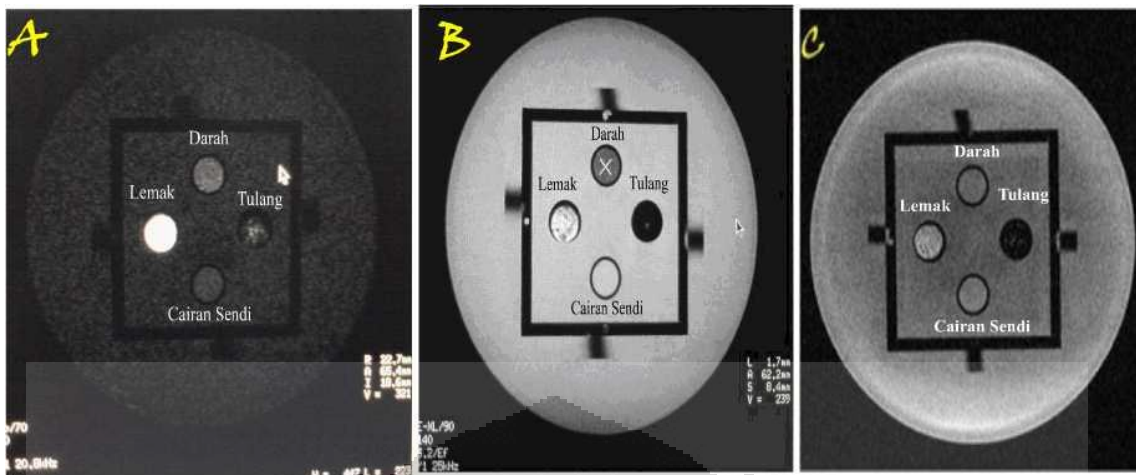


Gambar 4.6 (A) hasil gambaran kenaikan meja pemeriksaan 30 mm kedalam gantry. (B) hasil gambaran kenaikan meja pemeriksaan 30 mm keluar gantry.

Gambar di atas memperlihatkan perbedaan posisi antara kenaikan meja pemeriksaan saat di posisikan 30 mm ke dalam gantry dan 30 mm ke luar gantry. Hasilnya yaitu sama tidak ada perubahan, sama disini maksudnya yaitu jika suatu objek terletak pada pertengahan sebuah *Field of View* (FOV) apabila meja di gerakan ke dalam gantry maka ada bagian dari objek tersebut terpotong yaitu bagian atasnya seperti terlihat pada Gambar 4.6 (A). Begitu juga sebaliknya jika meja digerakan ke luar gantry saat objek pada pertengahan *Field of View* (FOV) maka bagian bawah dari objek fantom pun akan terpotong (Gambar 4.6 (B)). Dari batasan objek yang terpotong ke lubang kecil di depannya di dapat ukuran sebesar 19 mm untuk pergerakan meja kedalam dan ke luar gantry, itulah yang dimaksud sama hasilnya. Dalam hal ini kenaikan meja pemeriksaan tersebut masih akurat.

#### 4.4 Sensitometri (MRI number)

Uji sensitometri dilakukan menggunakan uji *plane* satu yang terdapat di dalam *spherical magphan phantom*. Pada pengujian ini yang diteliti adalah kemampuan pesawat MRI dalam memperlihatkan perbedaan sensitivitas dari jaringan yang berbeda pada metode 1, metode 2, dan metode 3. Dari hasil scan MRI didapat hasil seperti pada Gambar 4.7.



Gambar 4.7 (A) hasil gambaran metode 1 untuk uji sensitometri. (B) hasil gambaran metode 2 untuk uji sensitometri. (C) hasil gambaran metode 3 untuk uji sensitometri.

Selain itu juga didapat nilai MRI number untuk setiap material pada gambaran metode 1, metode 2, dan metode 3. Table 4.3.

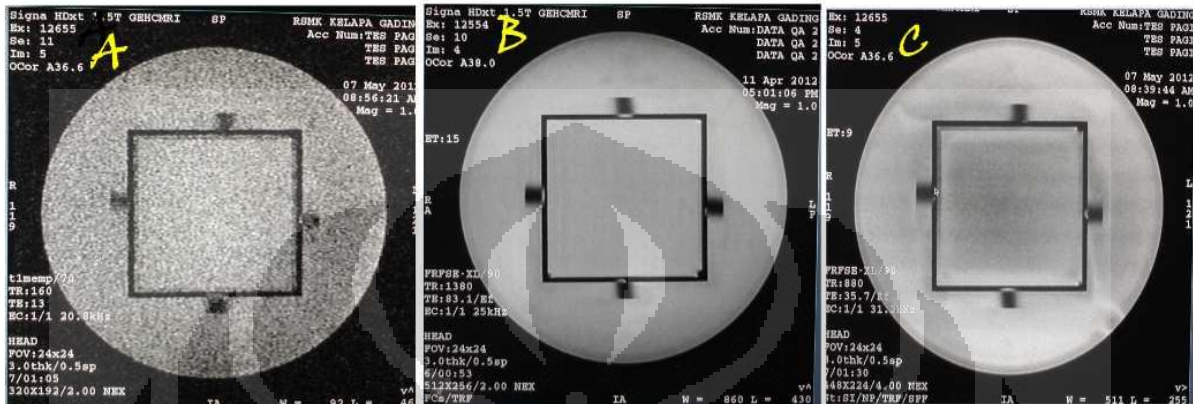
Tabel 4.3 Hasil pengukuran nilai MRI number

Nama Material	Metode 1	Metode 2	Metode 3
Darah	58	239	161
Tulang	118	267	166
Cairan sendi	53	581	243
Lemak	479	321	545

Perbedaan nilai dari MRI *number* tiap - tiap material pada metode 1, metode 2 dan metode 3 disebabkan karena perbedaan pembobotan antara metode 1, metode 2, dan metode 3, dimana pada metode 3 menggunakan (TR= pendek, TE= pendek) sehingga menyebabkan material seperti lemak akan terlihat lebih terang dan sedangkan cairan terlihat jauh lebih gelap. Untuk metode 2 menggunakan (TR= panjang, TE= panjang) sehingga menunjukkan cairan lebih terang. Sedangkan untuk metode 3 menggunakan (TR= panjang, TE= pendek) dan densitas material tergantung dari densitas protonya. Dalam hal ini pesawat MRI ini masih baik karena masih dapat membedakan jaringan yang berbeda pada metode 1, metode 2 dan metode 3.

#### 4.5 Uniformitas Tes

Pada tes ini dilakukan dengan menggunakan uji *plane* dua dan menggunakan metode 1, metode 2, dan metode 3. Gambar 4.8 di bawah ini.



Gambar 4.8 (A) hasil scanning uji *plane* dua untuk uniformitas tes menggunakan metode 1. (B) hasil scanning uji *plane* dua untuk uniformitas tes menggunakan metode 2 dan (C) hasil scanning uji *plane* dua untuk uniformitas tes menggunakan metode 3.

Dari hasil gambar di atas dapat dilakukan pengukuran menggunakan persamaan 3.5, 3.6, 3.7 dan 3.8 untuk mendapatkan nilai *non uniformity*, *percent integral uniformity* (PIU) dan *signal to noise ratio* (SNR). Seperti terlihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4 Hasil pengukuran uji uniformitas

Teknik Akuisisi	MRI number		Persentase non uniformity	PIU	SNR
	Max	Min			
Metode 1	37.12	20.05	29.85%	70.2%	5.79
Metode 2	656.90	559.78	7.98%	92.02%	37.24
Metode 3	365.58	211.50	26.69%	73.4%	21.73

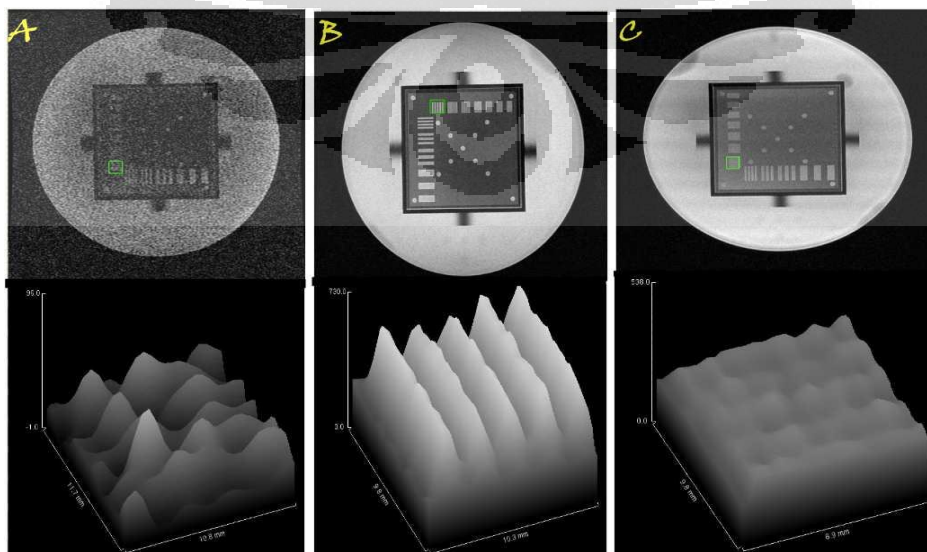
Pada Gambar 4.8 di atas dapat terlihat jelas metode yang memiliki uniformitas lebih baik antara metode 1, metode 2, dan metode 3 dengan melihat tingkat kehitaman pada objek fantom. Namun penilaian secara objektif menggunakan pengelihatian tidak begitu cukup menjelaskan secara detail itu sebabnya perlu digunakan beberapa perhitungan yang telah disediakan untuk mengetahui tingkat keseragaman atau uniformitas pada pesawat MRI ini. Pada Tabel 4.4 dapat dilihat bahwa metode 1



memiliki nilai *non uniformity* lebih tinggi sedangkan untuk PIU dan SNR lebih rendah. Hal tersebut dikarenakan metode 1 lebih cenderung hitam dalam mempresentasikan sebuah cairan, berbeda halnya dengan metode 2 dan metode 3 kedua metode ini lebih cenderung terang dalam mempresentasikan sebuah cairan sehingga nilai *non uniformity*, PIU dan SNR yang didapat masih jauh lebih baik. Walaupun kedua metode antara metode 2 dan metode 3 masih lebih baik namun keduanya masih memiliki perbedaan untuk nilai *non uniformity*, PIU dan SNR. Antara metode 2 dengan metode 3 masih lebih baik metode 2 untuk nilai *non uniformity*, PIU dan SNR hal tersebut jelas terlihat pada hasil gambarannya dimana tingkat kecerahan dari cairan seragam berwarna putih sedangkan untuk metode 3 masih tampak sedikit hitam. Dari hasil perhitungannya pun metode 2 lebih baik dari metode 3 karena nilai PUI masih lebih tinggi dan sesuai dengan nilai standar ACR yaitu sama dengan 87.5% atau di atasnya. Jadi dalam hal ini metode 2 lebih baik penggunaannya dalam uji uniformitas dibandingkan metode 1 dan metode 3, selain itu juga pesawat MRI yang digunakan masih baik dalam penggunaannya.

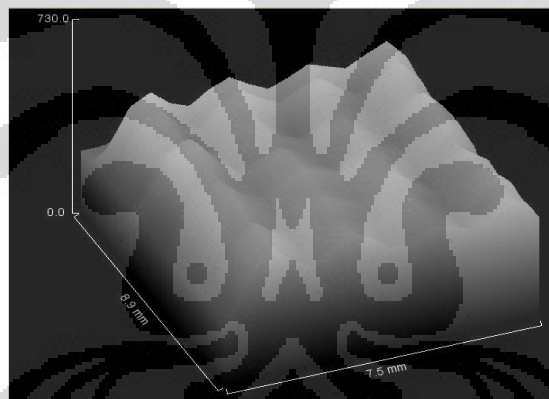
#### 4.6 Resolusi Kontras Tinggi

Uji ini dilakukan dengan menggunakan uji *plane* ke tiga dari *Spherical Magphan Phantom* dan menggunakan metode 1, metode 2, dan metode 3. Gambaran berupa pasangan garis (*line pair*) dijadikan acuan dalam menentukan resolusi dan untuk menilai pasangan garis tersebut masih terlihat atau tidak secara objektif dilakukan plot menggunakan program imageJ. Dari hasil *Scanning MRI* didapatkan hasil seperti terlihat pada Gambar 4.9.



Gambar 4.9 (A) hasil scanning MRI pasangan garis metode 1 beserta tampilan grafiknya untuk 5 lp/cm. (B) hasil scanning MRI pasangan garis metode 2 beserta tampilan grafiknya untuk 5 lp/cm dan (C) hasil scanning MRI pasangan garis metode 3 beserta tampilan grafiknya untuk 5 lp/cm.

Gambar 4.9 memperlihatkan resolusi dari masing - masing metode yang dilakukan. Jelas terlihat bahwa untuk pasangan garis *line pair* dengan 5 lp/cm setara dengan resolusi 1 mm yang masih terlihat jelas jaraknya yaitu metode 2 sedangkan untuk metode 1 dan metode 3 garis - garis *line pair* tidak jelas terlihat jaraknya pada gambaran grafiknya. Selain itu juga untuk metode 2 masih dapat membedakan untuk garis *line pair* dengan 7 lp/cm atau setara dengan resolusi 0.7 mm (Gambar 4.10) namun untuk yang lebih tipis lagi dibawahnya sudah tidak dapat terlihat jelas. Dalam hal ini tingkat resolusi dari pesawat MRI yang digunakan yaitu 0.7 mm sedangkan untuk standarnya menurut ACR yaitu 1 mm sehingga pesawat MRI yang digunakan resolusinya masih baik dalam menghasilkan citra kontras tinggi.



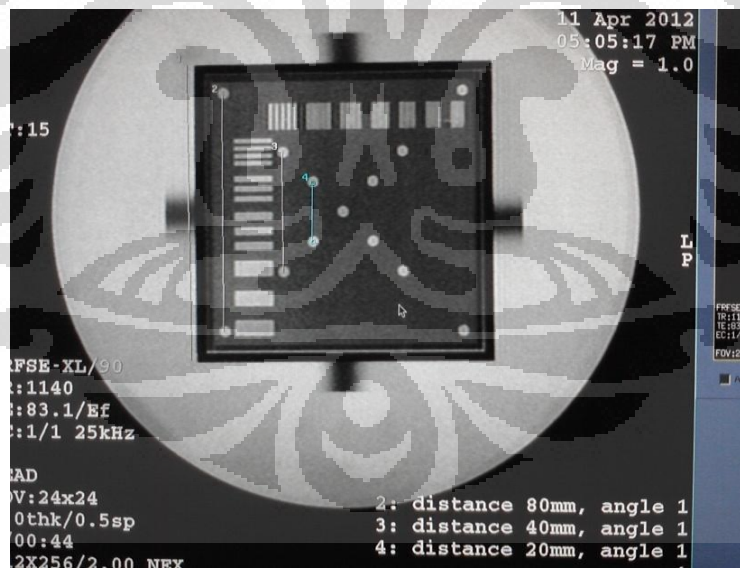
Gambar 4.10 Grafik pasangan garis yang terlihat pada 7 lp/cm metode 2

#### 4.7 Distorsi Geometri

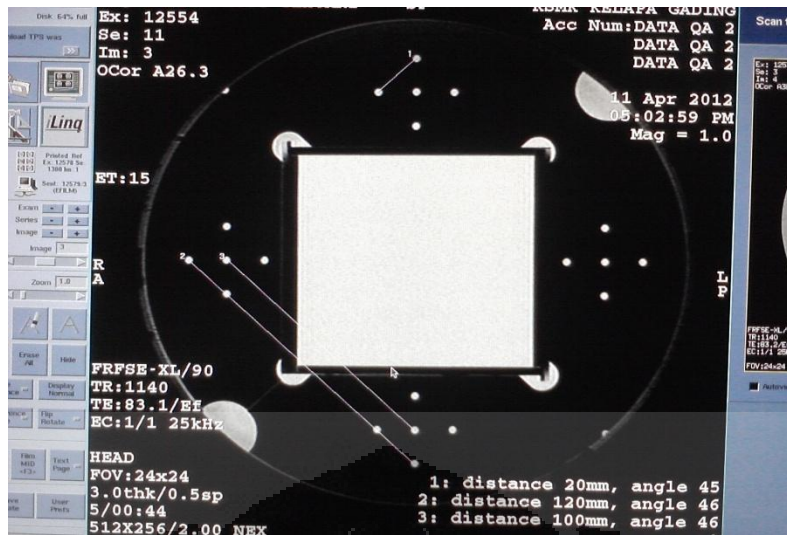
Pengukuran ini dilakukan pada uji *cube plan* tiga dan menggunakan *cube support disk*, dari hasil *scan* yang sudah di dapat langsung dilakukan pengukuran menggunakan aplikasi pengukuran yang terdapat pada perangkat lunak yang terdapat pada komputer MRI. Hasil dari scan dan ukurannya yaitu dapat dilihat pada Gambar 4.11, 4.12, 4.13 dan 4.14 dibawah ini.



Gambar 4.11 Hasil pengukuran 1 menggunakan *cube plan* tiga



Gambar 4.12 Hasil pengukuran 2 menggunakan *cube plan* tiga



Gambar 4.13 Hasil pengukuran 1 menggunakan *cube support disk*



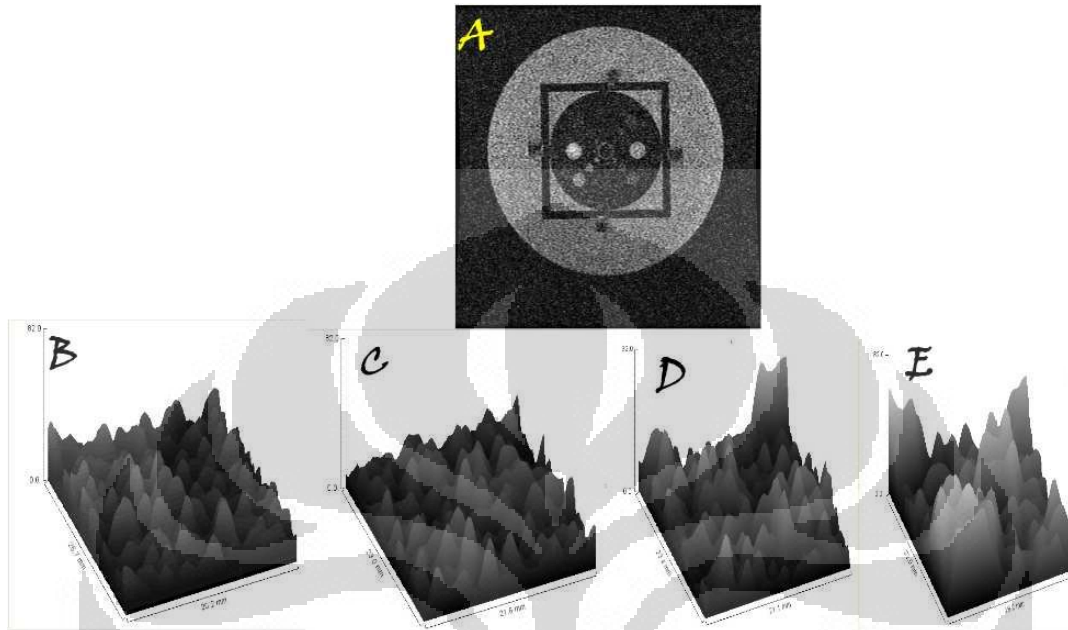
Gambar 4.14 Hasil pengukuran 2 menggunakan *cube support disk*

Hasil pengukuran pada gambar di atas mengacu pada buku panduan manual *spherical magphan phantom* dan disesuaikan ukurannya sesuai dengan Gambar 3.17 dan 3.18 pada bab sebelumnya. Dari hasil yang telah disesuaikan didapat hasil ukuran yang sama antara hasil pengukuran pada penelitian dengan gambar panduannya. Sehingga pesawat MRI tersebut masih baik kondisinya dalam memberikan informasi geometri karena tidak ada magnifikasi.

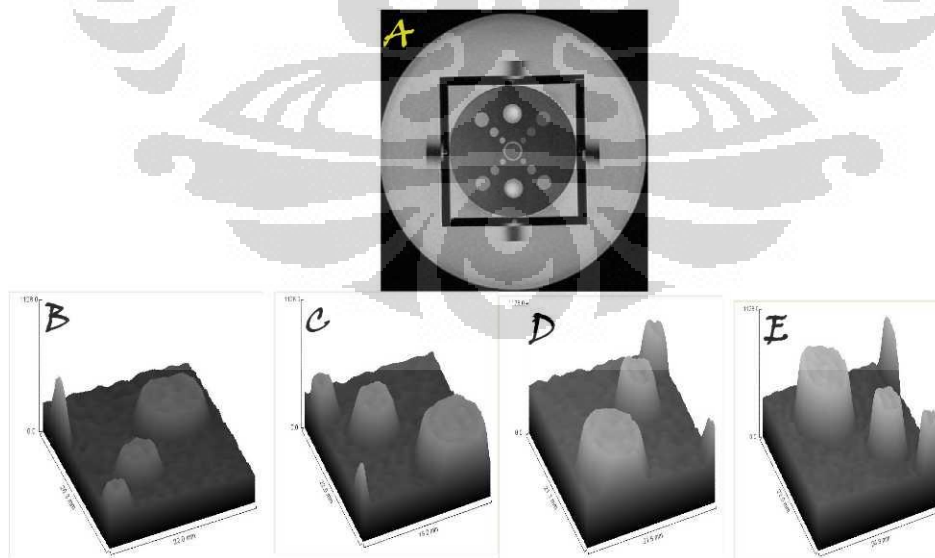


#### 4.8 Sensitivitas Kontras Rendah

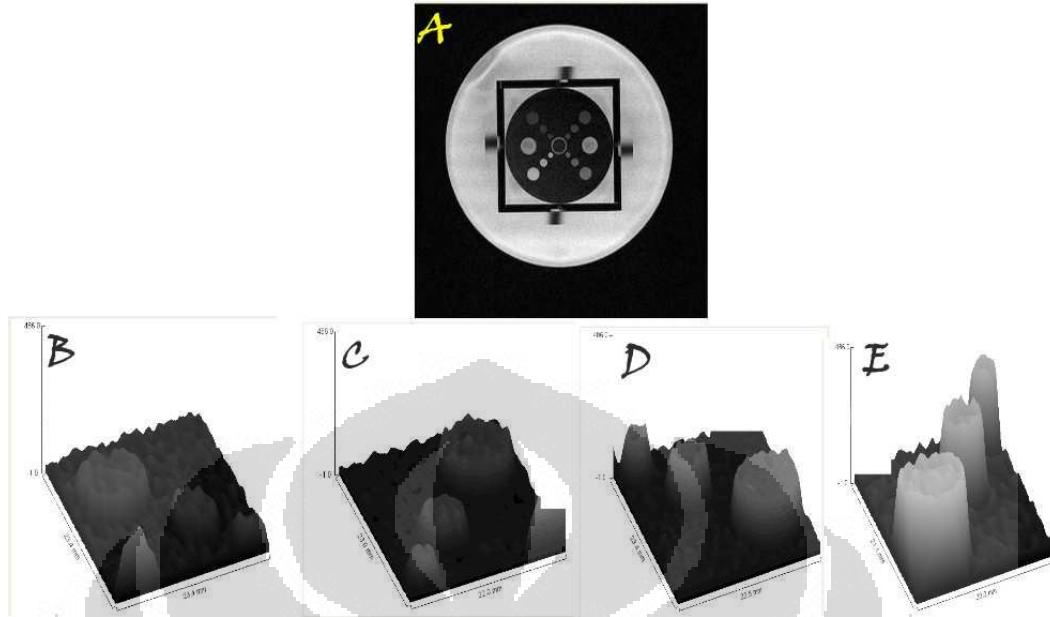
Uji ini dilakukan dengan menggunakan *plane cube* ke empat dan menggunakan metode 1, metode 2, dan metode 3. Hasilnya yaitu sebagai berikut.



Gambar 4.15 (A) hasil Sensitivitas kontras rendah dengan metode 1. (B) grafik lubang dengan kedalaman 0.5 mm. (C) grafik lubang dengan kedalaman 0.75 mm. (D) grafik lubang dengan kedalaman 1 mm dan (E) grafik lubang dengan kedalaman 2 mm.



Gambar 4.16 (A) hasil Sensitivitas kontras rendah dengan metode 2. (B) grafik lubang dengan kedalaman 0.5 mm. (C) grafik lubang dengan kedalaman 0.75 mm. (D) grafik lubang dengan kedalaman 1 mm dan (E) grafik lubang dengan kedalaman 2 mm.



Gambar 4.17 (A) hasil Sensitivitas kontras rendah dengan metode 3. (B) grafik lubang dengan kedalaman 0.5 mm. (C) grafik lubang dengan kedalaman 0.75 mm. (D) grafik lubang dengan kedalaman 1 mm dan (E) grafik lubang dengan kedalaman 2 mm.

Dari gambar diatas dapat dijelaskan bahwa untuk melakukan uji sensitivitas kontras rendah sebaiknya menggunakan metode 2 atau metode 3 karena masih dapat membedakan masing – masing kedalaman lubang target terlihat pada gambar grafiknya. Untuk metode 1 terlihat dari grafiknya tidak dapat membedakan masing - masing kedalaman lubang target sehingga tidak di anjurkan menggunakan metode ini di dalam pengujian. Semakin dalam kedalaman lubang maka akan semakin tinggi puncak dari grafiknya dan akan terlihat lebih gelap. Dari gambar grafik - grafik diatas sekaligus menjawab bahwa pesawat MRI ini masih dapat membedakan objek dengan kontras rendah.

## **BAB 5**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

Dari penelitian ini dapat disimpulkan bahwa :

1. Hasil uji kontrol kualitas citra pada pesawat MRI *GE Signa HDXt 1.5 Tesla* menggunakan *Spherical Magphan Phantom* memenuhi standar yang direkomendasikan ACR. Uji geometri irisan *scan* menunjukkan nilai 0.9 mm dari ketebalan sebenarnya 1 mm tidak melebihi batas toleransi ACR yaitu  $\pm 0,7$  mm , uji pemilihan irisan *scan* didapat nilai indeks scan sebesar 2.5 mm tidak melebihi batas toleransi ACR yaitu 5 mm, uji sensitometri didapat nilai yang mampu membedakan tiap - tiap jaringan berbeda pada metode 1, metode 2 dan metode 3, uji uniformitas didapat nilai uniformitas 92.02% tidak dibawah batas toleransi ACR yaitu 87.5%. uji resolusi kontras tinggi mampu membedakan sampai 7 lp/cm atau setara dengan resolusi 0.7 mm batas toleransi resolusi dari ACR yaitu 1 mm, uji distorsi geometri tidak ada magnifikasi dan uji sensitivitas kontras rendah mampu membedakan objek dengan kontras rendah.
2. Dari hasil perbandingan tiga teknik akuisisi citra yang digunakan, metode 2 yaitu teknik pembobotan T2 (TR=1380 ms, TE=83 ms) memberikan hasil yang paling baik dalam pengujian kontrol kualitas menggunakan *Spherical Magphan Phantom*.

#### **5.2 Saran**

1. Dalam penggunaan *Spherical Magphan Phantom*, agar terhindar dari gelembung - gelembung udara setelah fantom di isi air, sebaiknya fantom didiamkan dahulu selama tiga sampai empat hari hingga gelembung udara benar – benar hilang.
2. Untuk memperoleh gambaran yang lebih optimal, pemilihan TR dan TE dalam teknik akuisisi citra *Spherical Magphan Phantom* dapat divariasikan lagi.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Magphan® Manual (2001). The Phantom Laboratory
- [2] Magphan® brochure (2001). The Phantom Laboratory
- [3] American College of Radiology (ACR), Phantom Test Guidance MRI Accreditation Program
- [4] Westbrook, Catherine and Kaunt, Carolyne, 2000. MRI In Practice. Blackwell Science Ltd. United Kingdom.
- [5] Bushberg, Jerrold (2002). The Essential of Medical Imaging Second Edition. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.
- [6] Sprawls, Perry (2000). Magnetic Resonance Imaging Principle, Methods and Technique. United State of America : Medical Physics Publishing.
- [7] GEHealthcare Brochure Signa-HDxt (2011)
- [8] Long, Joseph H (1983). Whole body computerized tomography. Philadelphia
- [9] [http://suci\\_sulistyoasih.students-blog.undip.ac.id/](http://suci_sulistyoasih.students-blog.undip.ac.id/)
- [10] <http://rsbweb.nih.gov/ij/docs/intro.html>
- [11] A Pawiro, Supriyanto (2004). Sebuah Pengantar Memahami Magnetic Resonance Imaging. Jakarta.
- [12] <http://www.phantomlab.com>

