

**PERBEDAAN INFORMASI ANATOMI MRI *KNEE JOINT*
POTONGAN *SAGITAL* DENGAN VARIASI
TIME REPETITION (TR) PADA PEMBOBOTAN
*PROTON DENSITY (PD) FAT SATURATION***

Karya Tulis Ilmiah
Diajukan sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan
pendidikan Diploma IV Teknik Radiologi



Diajukan oleh :

PRIYO UYOMO
NIM P1337430215121

**PROGRAM STUDI DIPLOMA IV TEKNIK RADIOLOGI
JURUSAN TEKNIK RADIODIAGNOSTIK DAN RADIOTERAPI
POLITEKNIK KESEHATAN KEMENKES SEMARANG
2016**

HALAMAN PERSETUJUAN

Telah di periksa dan disetujui untuk memenuhi Mata Kuliah Tugas Akhir pada Program Studi Diploma IV Teknik Radiologi, Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.

Nama : PRIYO UTOMO

NIM : P 1337430215121

Judul Tugas Akhir : PERBEDAAN INFORMASI ANATOMI MRI *KNEE JOINT* POTONGAN SAGITAL DENGAN VARIASI *TIME REPETITION* (TR) PEMBOBOTAN PADA *PROTON DENSITY* (PD) *FAT SATURATION*.

Semarang, Agustus 2016

Pembimbing I,

Pembimbing II,

Sudiyono, SE. M.Kes.
NIP.196711141990031002

Emi Murniati, SST.M.Kes.
NIP.197108111994032002

HALAMAN PENGESAHAN

Judul Karya Tulis : PERBEDAAN INFORMASI ANATOMI MRI *KNEE JOINT* POTONGAN SAGITAL DENGAN VARIASI *TIME REPETITION* (TR) PEMBOBOTAN PADA *PROTON DENSITY* (PD) *FAT SATURATION*

Nama : PRIYO UTOMO

NIM : P 1337430215121

Telah diujikan dan direvisi sesuai dengan saran- saran dari dewan penguji

PENGUJI

1. Ketua : Sudiyono, SE. M.Kes. ()
2. Anggota : Jeffri Ardiyanto, M.App,Sc ()
3. Anggota : Emi Murniati, SST. M.Kes ()

Mengetahui,

Ketua Jurusan
Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi

Ketua Program Studi
D – IV Teknik Radiologi,

Rini Indrati, S.Si, M.Kes
NIP .19690719199203 2 001

Siti Masrochah, S.Si, M.Kes
NIP .197007161993 2 002

SURAT PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : PRIYO UTOMO

NIM : P 1337430215121

Judul Tugas Akhir : PERBEDAAN INFORMASI ANATOMI MRI *KNEE JOINT* POTONGAN SAGITAL DENGAN VARIASI *TIME REPETITION* (TR) PEMBOBOTAN PADA *PROTON DENSITY* (PD) *FAT SATURATION*.

Menyatakan bahwa Tugas Akhir ini adalah karya asli penulis, apabila dikemudian hari terbukti bahwa Tugas Akhir ini tidak asli, maka penulis bersedia mendapatkan sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Semarang, Agustus 2016

Penulis,

Priyo Utomo
NIM. P 1337430215121

MOTTO

SUKSES

DUNIA

AKHERAT

(SDA)

(Penulis)

**HIDUP ADALAH PERJUANGAN
MAKA BERJUANGLAH
UNTUK
KEHIDUPAN DUNIA DAN AKHERAT**

(Penulis)

HALAMAN PERSEMBAHAN

Karya Tulis Ilmiah ini penulis persembahkan untuk :

1. Allah SWT, yang memberikan hidayah-Nya dan segala kenikmatan kepada penulis.
2. Alm Bapak, terimakasih atas limpahan kasih sayang semasa hidupnya dan memberikan rasa rindu yang berarti. Ibu tercinta, yang telah memberikan selalu kasih sayang yang tak terhingga dan mendoakan serta selalu memberikan yang terbaik.
3. Istriku tercinta Ika Rahma Fitriani dan anakku tersayang Salsabila Aurelia, yang dengan ceria memberikan kebahagiaan, motivasi dan doa bagi penulis

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT, karena atas ridho – Nya penulisan Karya Tulis Imiah ini dapat terselesaikan. Sholawat serta salam semoga senantiasa tercurah kepada Baginda Rosulullah Muhammad SAW beserta keluarga, para sahabat dan para pengikut beliau yang senantiasa *istiqomah* di jalan – Nya.

Karya Tulis Imiah dengan judul “Perbedaan Informasi Anatomi MRI *Knee Joint* Potongan *Sagital* Dengan Variasi *Time Repetition* (TR) pada Pembobotan *Proton Density* (PD) *Fat Saturation*” disusun sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan pendidikan Diploma IV Teknik Radiologi Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.

Penulis menyadari bahwa segala sesuatu di dunia ini tidaklah ada yang sempurna, demikian juga karya tulis ini masih banyak kekurangan karena keterbatasan penulis. Oleh karena itu saran dan kritik pembaca sangat penulis harapkan sehingga bisa menambah kesempurnaan tulisan ini.

Dalam kesempatan ini penulis menyampaikan terimakasih kepada pihak – pihak yang telah membantu penulisan Karya Tulis Imiah ini :

1. Bapak Sugiyanto, S.Pd, M.App.Sc, Direktur Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.
2. Ibu Rini Indrati, S.Si, M.Kes, Ketua Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.
3. Ibu Siti Masrochah, S.Si. M.Kes Ketua Prodi Diploma IV Teknik Radiologi Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.

4. Bapak Sudiyono, SE. M.Kes. dan Ibu Emi Murniati, SST. M.Kes. selaku dosen pembimbing Karya Tulis Ilmiah yang telah dengan sabar membimbing penulis.
5. Seluruh Dosen dan Staf Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.
6. Orang tua, istri, anak dan segenap keluarga yang selalu memberikan dukungan baik material maupun spiritual.
7. Seluruh teman angkatan 11 D-IV yang selalu maju dan bahu membahu satu sama lain, dengan slogan “Kerjasama Mendunia” sukses untuk kita semua, amin.
8. Semua pihak yang telah membantu yang tidak dapat penulis sebutkan satu – persatu.

Akhirnya penulis berharap semoga Karya Tulis Ilmiah ini dapat memberikan manfaat bagi kemajuan ilmu pengetahuan dan wawasan kita semua khususnya di bidang pencitraan MRI. *Amin Ya Rabbal'alamin.*

Semarang, Agustus 2016

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERSETUJUAN	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
SURAT PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR	iv
HALAMAN MOTTO	v
HALAMAN PERSEMBAHAN	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xii
DAFTAR LAMPIRAN	xiii
INTISARI	xiv
<i>ABSTRACT</i>	xv
BAB I PENDAHULUAN	1
A. Latar Belakang	1
B. Rumusan Masalah.....	5
C. Tujuan Penelitian.....	6
D. Manfaat Penelitian.....	6
E. Keaslian Penelitian	6
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	8
A. Landasan Teori	8
B. Kerangka Teori.....	45
C. Hipotesa	46
BAB III METODE PENELITIAN	47
A. Jenis Penelitian	47
B. Variabel Penelitian.....	48

C. Definisi Operasional	49
D. Kerangka Konsep.....	51
E. Populasi dan Sampel Penelitian	51
F. Teknik Pengambilan Data.....	53
G. Alat dan Bahan Peneltian	53
H. Prosedur Penelitian	54
I. Analisis Data	56
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	58
A. Hasil Penelitian.....	58
B. Pembahasan	72
C. Keterbatasan Penelitian	75
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	76
A. Kesimpulan.....	76
B. Saran.....	77

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Potongan Sagital MRI.....	9
Gambar 2.2 Lateral ACL.....	11
Gambar 2.3 Gambar Sagital <i>Knee Joint</i>	12
Gambar 2.4 Diagram MRI.....	15
Gambar 2.5 Koil Gradient.....	19
Gambar 2.6 <i>Volume Coil</i>	20
Gambar 2.7 <i>Surface Coil</i>	21
Gambar 2.8 Atom hidrogen random sehingga nilai magnetisasinya 0	22
Gambar 2.9 Moment Magnet paralel & Antipararel dengan medan magnet.....	23
Gambar 2.10 Fase presesi.....	24
Gambar 2.11 Resonansi.....	25
Gambar 2.12 Relaksasi Longitudinal.....	28
Gambar 2.13 Relaksasi Transversal.....	28
Gambar 2.14 T1 <i>Recovery</i>	29
Gambar 2.15 Posisi Objek MRI <i>Knee Joint</i>	38
Gambar 2.16 Tri pilot lokalisir yang digunakan.....	39
Gambar 2.17 Kerangka Teori.....	45
Gambar 2.18 Kerangka Konsep.....	51
Gambar 4.1 Frekuensi Penilaian Pada Tulang.....	60
Gambar 4.2 Frekuensi Penilaian Pada ACL.....	62
Gambar 4.3 Frekuensi Penilaian Pada PCL.....	64
Gambar 4.4 Frekuensi Penilaian Pada <i>Meniscus</i>	66
Gambar 4.5 Frekuensi Penilaian Pada Cairan Sendi	67
Gambar 4.6 Frekuensi Penilaian Pada <i>Knee Joint</i>	69

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Parameter pada pesawat MRI	55
Tabel 4.1 Karakteristik Sukarelawan	58
Tabel 4.2 Hasil Uji Kappa terhadap Responden	59
Tabel 4.3 Deskriptif Tulang	60
Tabel 4.4 Rata – Rata Objek Tulang	61
Tabel 4.5 Hasil Friedman Test Objek Tulang	60
Tabel 4.6 Deskriptif ACL	61
Tabel 4.7 Rata – Rata Objek ACL.....	63
Tabel 4.8 Hasil Friedman Test Objek ACL.....	63
Tabel 4.9 Deskriptif PCL	64
Tabel 4.10 Rata – Rata Objek PCL.....	65
Tabel 4.11 Hasil Friedman Test Objek PCL.....	65
Tabel 4.12 Deskriptif Meniskus	66
Tabel 4.13 Rata – Rata Objek Meniskus	66
Tabel 4.14 Hasil Friedman Test Objek Meniskus	67
Tabel 4.15 Deskriptif Cairan Sendi.....	68
Tabel 4.16 Rata – Rata Objek Cairan Sendi	68
Tabel 4.17 Hasil Friedman Test Objek Cairan Sendi.....	68
Tabel 4.18 Deskriptif <i>Knee Joint Sagital</i>	70
Tabel 4.19 Rata – Rata Objek <i>Knee Joint Sagital</i>	70
Tabel 4.20 Hasil Friedman Test <i>Knee Joint Sagital</i>	70
Tabel 4.21 Mean Ranks <i>Knee Joint</i>	70

DAFTAR LAMPIRAN

- Lampiran 1 Surat Keterangan Pengambilan Data
- Lampiran 2 Surat Pernyataan Responden
- Lampiran 3 Hasil Gambar *Knee Joint Sagital PD FatSat*
- Lampiran 4 Kuesioner
- Lampiran 5 Data Penelitian
- Lampiran 6 Hasil Pengolahan Data dengan SPSS

PERBEDAAN INFORMASI ANATOMI MRI *KNEE JOINT* POTONGAN *SAGITAL* DENGAN VARIASI *TIME REPETITION* (TR) PADA PEMBOBOTAN *PROTON DENSITY (PD) FAT* *SATURATION*

Priyo Utomo¹⁾, Sudiyono²⁾, Emi Murniati³⁾

INTISARI

Proton Density (PD) adalah jenis pembobotan yang diperoleh dari nilai time repetition (TR) panjang dan TE pendek. Pada pemeriksaan organ Knee Joint dengan menggunakan pembobotan proton density fat saturation akan meningkatkan SNR dan menekan sinyal lemak, meningkatnya SNR akan mempengaruhi kualitas citra. Nilai TR yang optimal akan berbeda - beda sesuai dengan sekuen yang digunakan. TR pada PD adalah lebih dari 2000 ms (Westbrook dan Kaunt). Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbedaan informasi anatomi dari organ knee joint potongan sagital dengan variasi TR, serta TR berapa yang paling optimal untuk menampakkan kejelasan organ Knee Joint.

Jenis penelitian yang dilakukan oleh penulis adalah penelitian kuantitatif dengan desain pre eksperimen one shot case study terhadap 10 pasien, dan dinilai oleh dua radiolog, yang dilakukan dengan variasi TR 2000 ms, TR 2800 ms dan TR 4000 ms. Hasil citra di cetak dan dinilai oleh 2 Dokter Radiologi dengan penilaian pada kejelasan tulang, acl, pcl, meniscus dan cairan sendi. Analisa data yang digunakan adalah uji statistik dengan metode *friedman test*, Ho: diterima apabila $p \geq 0,05$ artinya tidak ada perbedaan informasi anatomi knee joint potongan sagital dengan variasi TR pada pembobotan PD fat saturation. Dan citra yang mempunyai mean rank yang tinggi adalah citra yang optimal.

Hasil penelitian adalah ada perbedaan informasi anatomi knee joint potongan sagital dengan variasi TR pada pembobotan PD fat saturation ($p < 0.05$). Kejelasan paling tinggi pada *Ligament (ACL, PCL)* adalah TR 2800 ms *mean rank* nya yaitu 2.5 (ACL) dan 2.4 (PCL) sedangkan pada kejelasan tulang TR 4000 ms mempunyai *mean rank* paling tinggi yaitu 2.6. Pada objek *meniscus* dan cairan variasi TR tidak menunjukkan perbedaan yang bermakna.

Kesimpulan dari penelitian adalah ada perbedaan informasi anatomi knee joint potongan sagital dengan variasi TR pada pembobotan PD fat saturation ($p < 0.05$). Dari nilai rata-rata mean rank didapat TR 4000 ms merupakan TR yang paling optimal.

Kata kunci: Time Repetition, Proton Density, Knee Joint

1) Mahasiswa prodi DIV Teknik Radiogdiagnostik dan Radioterapi Semarang

2) Dosen Teknik Radiogdiagnostik dan Radioterapi Poltekkes Kemenkes

3) Dosen Teknik Radiogdiagnostik dan Radioterapi Poltekkes Kemenkes

DIFFERENCES INFORMATION ANATOMY OF MR KNEE JOINT SAGITAL SLICES WITH TIME REPETITION (TR) VARIATIONS ON THE PROTON DENSITY (PD) WEIGHTING FAT SATURATION

Priyo Utomo¹⁾,Sudiyono²⁾,Emi Murniati³⁾

ABSTRACT

Proton Density (PD) is a type of weighting is derived from the value of long time repetition (TR) and short TE. The examination of the MRI Knee Joint using proton density weighted fat saturation will increase the SNR and suppress fat signals. Improved SNR will affect the image quality. TR optimal value that will vary according to the strength of the applied magnetic field. TR in PD is more than 2000 ms (Westbrook dan kaunt). This research aims to determine differences in anatomical information from MRI knee joint sagittal slices with a variation of TR and knowing how TR most optimal to reveal the clarity of knee joint on 1,5 T magnetic fields.

This type of research conducted by the author is a quantitative research design of pre experiment one shot case study on the 10 MRI image of knee joint and assessed by two radiologists , which was done by varying TR 2000 ms , TR 2800 ms and TR 4000 ms. Results of images in print and assessed by two Radiologist with clarity ratings on bone , ACL , PCL , meniscus and joint fluid. Analysis of the data used methods friedman. Ho : acceptable where $p \geq 0,05$, meaning there is no difference in the anatomy of MR knee joint information sagittal slice with TR variation in PD weighted fat saturation. The image has a mean rank high is the optimal image

The results showed that there are differences in the anatomy of the knee joint information sagittal slice with TR variation in PD weighted fat saturation ($p < 0.05$). Highest clarity on Ligament (ACL , PCL) is TR 2800 ms mean rank is between 2.5 (ACL) and 2.4 (PCL) whereas in bone clarity TR 4000 ms have the highest mean rank is 2.6. In the liquid meniscus and TR variation showed no significant difference.

The conclusion is there are differences in the anatomy of the knee joint information sagittal slices with TR variation in PD weighted fat saturation ($p < 0.05$). Of the average value of mean rank obtained TR TR 4000 ms is most optimal .

Keywords : *Time Repetition, Proton Density, Knee Joint*

- 1) College student in prodi DIV TRR Poltekkes Kemenkes Semarang
- 2) Lecture Teknik Radiogdiagnostik dan Radioterapi Poltekkes Kemenkes
- 3) Lecture Teknik Radiogdiagnostik dan Radioterapi Poltekkes Kemenkes

HALAMAN PENGESAHAN

Judul Karya Tulis : PERBEDAAN INFORMASI ANATOMI MRI *KNEE JOINT* POTONGAN SAGITAL DENGAN VARIASI *TIME REPETITION* (TR) PEMBOBOTAN PADA *PROTON DENSITY* (PD) *FAT SATURATION*

Nama : PRIYO UTOMO

NIM : P 1337430215121

Telah diujikan dan direvisi sesuai dengan saran- saran dari dewan penguji

PENGUJI

1. Ketua : Sudiyono, SE. M.Kes. ()
2. Anggota : Jeffri Ardiyanto, M.App,Sc ()
3. Anggota : Emi Murniati, SST. M.Kes ()

Mengetahui,

Ketua Jurusan

Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi



Rini Indrati, S.Si, M.Kes

NIP .19690719199203 2 001

Ketua Program Studi

D – IV Teknik Radiologi,

Siti Masrochah, S.Si, M.Kes

NIP .197007161993 2 002

HALAMAN PERSETUJUAN

Telah di periksa dan disetujui untuk memenuhi Mata Kuliah Tugas Akhir pada Program Studi Diploma IV Teknik Radiologi, Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang.

Nama : PRIYO UTOMO

NIM : P 1337430215121

Judul Tugas Akhir : PERBEDAAN INFORMASI ANATOMI MRI *KNEE JOINT* POTONGAN SAGITAL DENGAN VARIASI *TIME REPETITION (TR)* PEMBOBOTAN PADA *PROTON DENSITY (PD) FAT SATURATION*.

Semarang, Agustus 2016

Pembimbing I,

Pembimbing II,



Sudyono, SE. M.Kes.
NIP.196711141990031002



Emi Murniati, SST.M.Kes.
NIP.197108111994032002

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Magnetic Resonance Imaging (MRI) merupakan teknik pencitraan yang digunakan dalam pemeriksaan medis untuk menghasilkan gambar berkualitas tinggi dalam bagian tubuh manusia. MRI didasari pada prinsip-prinsip teknik *resonansi magnetic* (Hornak, 2011). MRI menggunakan medan magnet yang kuat untuk menyesuaikan magnetisasi atom *hydrogen* di dalam tubuh. Radio frekuensi (RF) bidang dipakai untuk mengubah *alignment magnetisasi* ini, sehingga menghasilkan medan magnet berputar (*spin*) yang dapat dideteksi dengan koil penerima (Westbrook dan Kaunt, 2011).

Teknik penggambaran MRI relatif lebih kompleks karena gambaran yang dihasilkan tergantung pada parameter dan pembobotan. Parameter dalam MRI ada dua, yaitu parameter primer dan sekunder. Parameter primer merupakan parameter yang berpengaruh langsung terhadap pemeriksaan MRI, sedangkan parameter sekunder adalah parameter yang secara tidak langsung mempengaruhi MRI dan dipengaruhi oleh parameter primer. Secara bersamaan, kedua parameter tersebut menentukan urutan pulsa atau hasil pencitraan dalam pemeriksaan MRI. Banyak komponen dalam parameter-parameter tersebut yang saling berhubungan langsung, sehingga mengatur salah satu parameter dapat mempengaruhi parameter lainnya.

Parameter yang termasuk dalam parameter primer diantaranya *Time Repetition* (TR), *Time Echo* (TE), *Time Inversion* (TI), *Flip Angle* (FA), *Slice Thickness*, *Interslice Gap*, *Field of View* (FoV), jumlah *phase encoding*, jumlah *frequency encoding*, *Number of Excitation* (NEX), serta *bandwidth*.

Sedangkan parameter sekunder terdiri atas *Signal to Noise Ratio* (SNR), waktu *scanning*, *spatial resolution*, *coverage* dan kontras citra (Hashemi dan Bradley, 1997).

Pulsa Pembobotan adalah serangkaian even yang meliputi *Pulsa Radio Frequency* (RF), pengaktifan *gradient* dan pengumpulan sinyal yang dilakukan untuk menghasilkan gambaran MRI. Beberapa jenis pembobotan yang sering digunakan T1W, T2W, *Proton Density Weighted* (PDW), *Inversion Recovery* (IR), *Echo Planar Imaging*, serta *Magnetic Resonance Angiography*. Setiap pembobotan memiliki parameter yang berbeda-beda untuk menghasilkan pembobotan yang berbeda-beda pula. Pembobotan kontras pada masing-masing pembobotan tersebut memiliki karakteristik tertentu sehingga dapat digunakan untuk menilai suatu proses patologis (Bitar et al, 2006).

Salah satu pembobotan yang digunakan dalam MRI adalah *proton density*. Pembobotan *proton density* (PD) adalah jenis pembobotan yang diperoleh dari nilai *time repetition* (TR) panjang dan *time repetition* (TE) pendek, TR yang panjang adalah di atas 2000 ms (Westbrook dan Kaunt, 2011). Pembobotan *proton density* (PD) didapatkan dengan mengurangi efek T1 dan T2 sehingga *proton density* (PD) lebih dominan. *Time repetition* (TR) yang panjang akan mengurangi dominasi T1 kontras, sedangkan TE yang pendek akan mengurangi dominasi T2 kontras (Westbrook dan Kaunt, 2011).

Knee Joint atau sendi lutut merupakan suatu bagian dari *ekstremitas inferior* yang menghubungkan tungkai atas (paha) dengan tungkai bawah. Fungsi dari sendi lutut ini adalah untuk mengatur pergerakan kaki. Sendi lutut termasuk dalam jenis sendi engsel, yaitu pergerakan dua *condylus*

femoris di atas *condylus tibia*, pergerakan yang dapat dilakukan oleh sendi lutut adalah pergerakan *fleksi*, *ekstensi*, dan sedikit rotasi. Permukaan persendian *Knee Joint* dilindungi oleh *hyaline articular cartilage* (Lumonga, 2004).

Knee tersusun dari jaringan yang kompleks diantaranya adalah tulang, *ligament*, *meniscus*, *fat*, cairan sendi dan *tendon* (Lumonga, 2004).

Kelainan - kelainan anatomi pada *knee joint* dapat diperiksa dengan MRI yaitu dengan pemeriksaan MRI *knee joint*. Pada pemeriksaan *knee joint*, pembobotan *proton density* sering digunakan untuk meningkatkan nilai *Signal to Noise Ratio* (SNR) dan *spasial resolution* sehingga organ yang kecil seperti *acuuted cruciate ligament* dapat terlihat dengan jelas (Robby,Mc, 2006).

Pembobotan *proton density* pada potongan *sagital* dapat memperlihatkan *ligament dan meniscus* pada *knee joint* (Bryan, 2001). Pemeriksaan MRI *knee joint* sering mengalami kesulitan untuk membedakan *fat* dan *soft tissue* sekitar. *Fat* mengelilingi banyak struktur anatomi, tapi tidak dibatasi dengan baik. Pada beberapa jaringan, *fat* merupakan komponen *molecular* dengan atom *hydrogen* pada cairan, untuk mengatasi hambatan tersebut maka dikembangkan suatu teknik yang disebut teknik *Fat Saturation* (*Fat Sat*). Sifat utama *fat saturation* yaitu; akan mensupresi *magnetisasi transfer proton* air oleh *pulsa saturasi*, *proton lemak* mengalami T1 *relaksasi* secara signifikan selama waktu antara *pulsa saturasi* dan *pulsa imejing* dikarenakan waktu T1 pendek dan dapat mendeteksi sinyal dan *fat saturasi* merupakan bagian yang sensitif terhadap medan magnet homogen. (Brown, 2003). *Sekuen* yang digunakan adalah *sekuen Fast Recovery Fast Spin Echo* (FRFSE)

FRFSE (*fast recovery fast spin echo*) adalah modifikasi dari sekuen FSE (*fast spin echo*) standart dengan penambahan pulsa RF untuk *recovery longitudinal magnetisasi* setelah *echo train* diperoleh. Sinyal cairan diatur TR pendek untuk mendapatkan gambaran kemudian digabungkan sekuen ini dengan sekuen FSE standart menggunakan TR panjang untuk gambaran *sagital PD weighing* sekuen FRFSE meningkatkan detail gambar dan kualitas gambar dibandingkan dengan FSE konvensional. (Davidcheng, 2000).

Penelitian tentang variasi *TR* pernah dilakukan oleh Dwi, Krisna A (2013) dengan judul . “Pengaruh Variasi Nilai *Time Repetition (TR)* Terhadap Kualitas Citra dan Informasi Anatomi MRI *knee joint Sagital* Pembobotan Proton Density”. Hasil penelitian adalah nilai *Signal To Noise Rasio (SNR)* dan *Contras To Noise Rasio (CNR)* semakin meningkat seiring dengan penambahan nilai TR, nilai TR yang optimal adalah 5500 ms pada modalitas MRI 0,3 Tesla.

Pengamatan dan observasi tidak terstruktur yang peneliti lakukan pada salah satu modalitas MRI 1,5 Tesla ada beberapa variasi TR yaitu 2000 ms, 2800 ms dan 4000 ms pada pembobotan PD *Fat Saturation* dengan sekuen FRFSE. TR 2800 ms merupakan parameter rutin yang digunakan sedangkan parameter TR 2000 ms dan 4000 ms juga terkadang digunakan pada pemeriksaan *knee joint* potongan *sagital* dengan pertimbangan waktu *scanning* dan gambaran yang dihasilkan lebih baik. Pembobotan PD *Fat Sat* sekuen FRFSE digunakan pada medan magnet yang homogen sehingga dihasilkan informasi citra yang baik dengan waktu *scanning* singkat. Ada perbedaan penelitian yang akan peneliti lakukan dengan penelitian sebelumnya yaitu terletak pada nilai variasi rentang TR

yang di pakai yaitu 2500 ms, 3500 ms, 4500 ms, 5500 ms, 6500 ms, dan 7500 ms sedangkan peneliti akan membandingkan nilai TR 2000 ms ,2800 ms dan 4000 ms. Perbedaan modalitas pesawat MRI yang digunakan 0,3 *Tesla* dengan karakteristik magnet permanen menghasilkan medan magnet yang tidak homogen sedangkan peneliti menggunakan pesawat MRI 1,5 *Tesla* dengan karakteristik magnet superkonduktor yang menghasilkan medan magnet homogen (Blink,2004). Pembobotan dan sekuen adalah *proton density* dan sekuen *Fast Spin Echo* (FSE), sedangkan peneliti menggunakan *proton density fat saturation* untuk saturasi gambaran lemak dan sekuen *Fast Recovery Fast Spin Echo* (FRFSE).

Berdasarkan penjelasan di atas peneliti tertarik untuk melakukan penelitian pada modalitas MRI 1,5 *Tesla* dengan tujuan untuk mengetahui perbedaan informasi anatomi MRI *Knee Joint* potongan *sagital* dengan variasi TR pada pembobotan *proton density* (PD) *Fat Saturation* dan nilai TR yang paling baik untuk menghasilkan informasi anatomi yang optimal. Sehingga perlu dikaji melalui karya tulis ilmiah yang berjudul “**Perbedaan Informasi Anatomi MRI *Knee Joint* Potongan *Sagital* Dengan Variasi *Time Repetition* (TR) Pada Pembobotan *Proton Density* (PD) *Fat Saturation*”.**

B. Rumusan Masalah

1. Apakah ada perbedaan informasi anatomi MRI *knee joint* potongan *sagital* dengan variasi *time repetition* (TR) pada pembobotan *proton density* (PD) *fat saturation* ?
2. Berapa nilai *Time Repetition* (TR) optimal yang digunakan pada pembobotan *Proton Density* (PD) *Fat Saturation* untuk menghasilkan informasi anatomi yang maksimal pada MRI *knee joint* potongan *sagital* ?

C. Tujuan Penulisan

1. Untuk mengetahui perbedaan informasi anatomi MRI *knee joint* potongan *sagital* dengan variasi *time repetition* (TR) pada pembobotan *proton density* (PD) *fat saturation*.
2. Untuk mengetahui nilai *Time Repetition* (TR) yang paling optimal yang digunakan pada pembobotan *Proton Density* (PD) *Fat Sat* untuk menghasilkan informasi anatomi yang optimal pada MRI *knee joint* potongan *sagital*.

D. Manfaat Penulisan

1. Manfaat Praktis

Sebagai masukan bagi rumah sakit mengenai nilai *Time Repetition* yang paling baik pada pembobotan *Proton Density* (PD) *Fat Saturation* untuk menghasilkan informasi anatomi yang optimal pada MRI *knee joint* potongan *sagital*.

2. Manfaat Teoretis

Untuk menambah pengetahuan dan sebagai referensi untuk karya tulis selanjutnya terutama mengenai variasi nilai *Time Repetition* (TR) pada pembobotan *Proton Density* (PD) *Fat Saturation*.

E. Keaslian Penelitian

Penelitian tentang TR yang berkaitan yang serupa yang pernah dilakukan antara lain :

1. Zahra, Alfia (2009). "Pengaruh Parameter *Time Repetition* (TR) dan *Flip Angle* (FA) terhadap Kualitas Gambar dan Waktu Pencitraan Pada Pemeriksaan 3D ToF MRA Brain di Rumah Sakit Telogorjo Semarang".
Persamaan penelitian adalah terletak pada memvariasikan nilai *time repetition*. Perbedaan penelitian adalah pada pembobotan yang

digunakan, objek penelitian dan variasi TR yang digunakan adalah 30-50 ms sedangkan penulis menggunakan variasi TR 2000 ms, 2800 ms, dan 4000 ms.

2. Sugiantara, I Wayan Aries (2012). "Pengaruh Variasi Nilai Time Repetition (TR) dan Field of View (FOV) Terhadap Citra MRI *Cervical Sagital T2 Weighting Fast Spin Echo* (FSE) Pada Modalitas MRI 1 Tesla". Penelitian ini merupakan penelitian kuantitatif dengan pendekatan eksperimen yang membahas pengaruh variasi nilai *time repetition* (TR) Dan *Field of View* (FOV) terhadap citra MRI *cervical*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa ada pengaruh variasi TR dan FOV terhadap citra MRI *Cervical Sagital T2 FSE*. Perbedaan dengan penelitian yang dilakukan oleh penulis terletak pada pembobotan yang digunakan, modalitas MRI dan citra yang diteliti. Selain itu penelitian sebelumnya menggunakan variasi TR antara 1800-3600 ms sedangkan penulis menggunakan variasi TR antara 2000-4000 ms.

BAB II

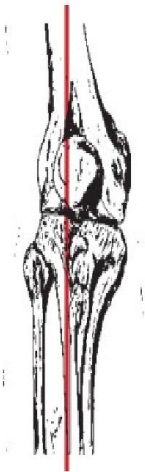
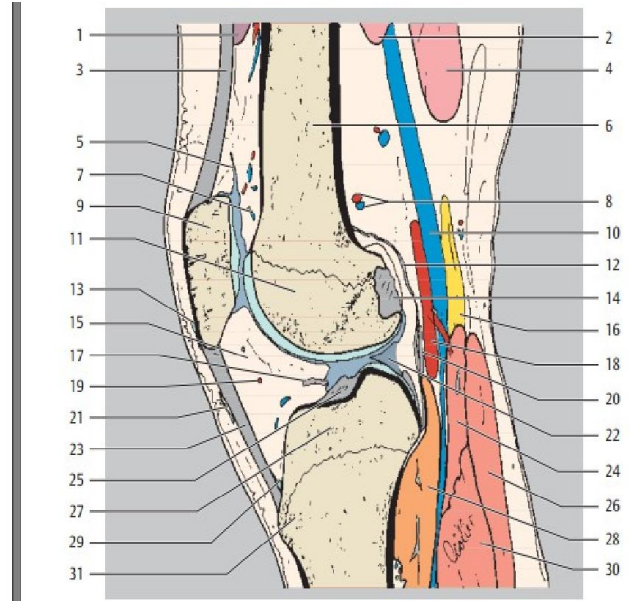
TINJAUAN PUSTAKA

A. LANDASAN TEORI

1. Anatomi *Knee Joint*

Knee joint merupakan sendi yang terbesar dalam tubuh manusia dan merupakan sendi engsel. Sendi ini terbentuk diantara dua *condylus* (*condylus medial* dan *condylus lateral*) dari *femur* dan berhubungan dengan *condylus* dari *tibia*. *Patello femoral joint* juga merupakan bagian dari sendi lutut yang berada di permukaan depan dari *distal femur* (Bontrager, 2001). *Kondilus femoralis* melebar ke arah *distal* dan *posterior*. *Kondilus* ini dibentuk oleh *kondilus lateralis femoralis* dan *kondilus medialis femoralis*. Sedangkan pada *kondilus tibial* dibentuk oleh *kondilus medialis tibial* dan *kondilus lateralis tibial* yang dipisahkan oleh *eminentia interkondiloidea* (Kahle dkk, 1995).

Pada permukaan dari sendi terdapat *patella*. *Patella* adalah tulang *sesamoid* yang paling besar pada tubuh manusia dan terletak pada *tendon* dari otot *quadriceps femoralis*. Pada bagian *inferior apex patella* berikatan dengan *ligamen patellae* yang terletak di *anterior tuberkel tibial* sampai ke *kondilus* (Bryan, 1979). Sendi pada lutut dibentuk oleh dua tulang atau lebih yang dipadukan dengan berbagai cara, misalnya dengan kapsul sendi, pita *fibrosa*, *ligamen*, *tendon*, *fasia*, atau otot (Price dan Wilson, 1995)



Proximal
 Ventral Dorsal
 Distal

- | | |
|--|--|
| 1 Vastus medialis muscle | 17 Transverse ligament of knee |
| 2 Biceps femoris muscle | 18 Popliteal artery |
| 3 Quadriceps tendon | 19 Inferior lateral genicular artery and vein |
| 4 Semimembranosus muscle | 20 Oblique popliteal ligament |
| 5 Suprapatellar bursa | 21 Subcutaneous infrapatellar bursa |
| 6 Femur (shaft) | 22 Lateral meniscus (posterior horn, inner attachment) |
| 7 Patellar anastomosis | 23 Patellar ligament |
| 8 Superior lateral genicular artery and vein | 24 Plantaris muscle |
| 9 Patella | 25 Posterior cruciate ligament (tibial origin) |
| 10 Popliteal vein | 26 Gastrocnemius muscle (lateral head) |
| 11 Femur (lateral condyle) | 27 Head of tibia |
| 12 Joint capsule | 28 Popliteus muscle |
| 13 Subcutaneous prepatellar bursa | 29 Deep infrapatellar bursa |
| 14 Anterior cruciate ligament (femoral attachment) | 30 Soleus muscle |
| 15 Infrapatellar fat pad | 31 Tibial tuberosity |
| 16 Tibial nerve | |

Gambar 2.1 Potongan *Sagital* MRI
 (Pocket Atlas of Sectional Anatomy CT & MRI, Moeller, 2007)

a. *Meniscus*

Meniscus merupakan struktur yang hanya ditemukan di dalam sendi lutut, *temporomandibular*, *sternoklavikular*, *radioulnar distal* dan *akromioklavikular*. *Meniscus* merupakan *diskus fibrokartilago* yang pipih atau segitiga atau ireguler yang melekat pada *kapsul fibrosa* dan selalu pada salah satu tulang yang berdekatan. Sebagian besar *meniscus* bersifat *avaskuler*, tetapi pada bagian yang melekat pada tulang sangat kaya dengan pembuluh darah, tidak ada jaringan syaraf atau pembuluh *limfe* di dalam *meniscus*. Nutrisi diperoleh secara difusi dari cairan sendi atau pleksus pembuluh darah pada bagian yang melekat pada tulang (Isbagio dan Setyohadi, 1996).

Meniscus medialis berbentuk *semisirkularis* dan bersatu dengan *ligamentum kolateral medial*. *Meniscus lateralis* hampir *sirkuler*, tempat-tempat perlekatannya dekat satu sama lainnya. Ia tidak bersatu dengan *kapsula* atau *ligamen* kolateral lateral dan oleh karena itu lebih mobil. *Meniscus lateralis* mungkin dilekatkan pada permukaan dalam *kondilus femoralis medialis* oleh *ligament* (Kahle dkk, 1995).

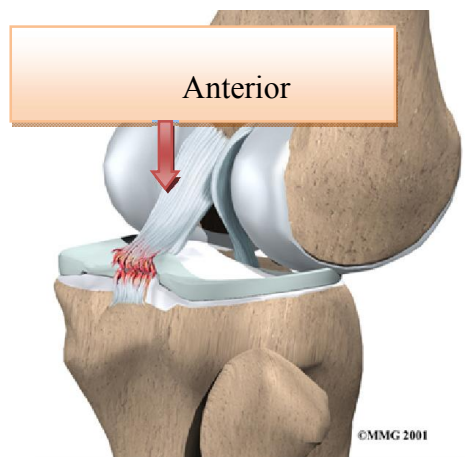
b. *Ligamen*

Ligamen patella merupakan lanjutan *tendon musculus kuadriseps femoris* dari *patella* ke *tuberositas tibia*. *Retinakulum patela lateralis* dan *medialis* di sebelah *lateral* berasal dari *tendon musculus kuadriseps femoris* dan berjalan menuju *tibia*, dimana mereka melekat dekat dengan pinggir *tuberositas tibia*.

Berperan dalam mempertahankan hubungan kontak pada saat bergerak rotasi. Terdiri dari dua macam, yaitu:

1) *Ligamentum Cruciatum Anterior*

Berjalan dari daerah *intrcondylaris anterior* menuju permukaan dalam *condylus lateralis femoris*. Serabut-serabut yang berasal dari sisi *lateral* berjalan lebih ke bagian *dorsalis* dari pada yang berasal dari sisi *medial*.



Gambar 2.2 Gambar *lateral* ACL
<http://www.eorthoped.com/images>

2) *Ligamentum cruciatum posterior*

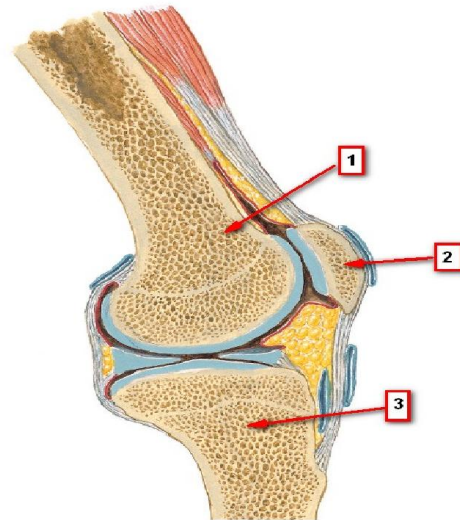
Lebih kuat daripada *ligamentum cruciatum anterior*. Berjalan dari *facies lateralis condylus medialis femoris* menuju daerah *intercondylaris posterior*.

c. *Bursa*

Terdapat banyak *bursa* sekitar sendi lutut, beberapa diantaranya berhubungan dengan rongga sendi. *Bursa* yang terbesar adalah *supra patellaris* yang terletak disebelah *anterior* dan menambah rongga sendi ke *proksimal*. Di *posterior* terdapat *recessus subpopliteus* dan *bursa semi membranosa*, keduanya jauh lebih kecil. Pada *origo* kedua *kaput musculus gastrocnemius* terdapat *bursa subtendinosus* dari *kaput lateral* dan *kaput medial musculus*

gastrocnemius. Bursa yang tidak berhubungan dengan *sinovial* adalah *bursa prepatellaris subkutanea* yang ditemukan *subkutan* tepat di depan *patella*, dan *bursa infrapatellaris profunda* (Kahle dkk, 1995).

d. Tulang pembentuk *Knee Joint* antara lain:



Gambar 2.3 Gambar Potongan *Sagital Knee Joint*
Sumber : Atlas of Human Anatomy,2003

Keterangan :

1. Tulang *Femur*
2. *Patella*
3. Tulang *Tibia*

1) Tulang *Femur*

Merupakan tulang pipa terpanjang dan terbesar di dalam tulang kerangka pada bagian pangkal yang berhubungan dengan *acetabulum* membentuk kepala sendi yang disebut *caput femoris*. Di sebelah atas dan bawah dari *columna femoris* terdapat *taju* yang disebut *trochanter major* dan *trochanter minor*, di bagian ujung membentuk persendian lutut, terdapat dua buah tonjolan yang disebut *condylus medialis* dan *condylus lateralis*, di antara kedua *condylus* ini terdapat lekukan

tempat letaknya tulang tempurung lutut (*patella*) yang disebut dengan *fosa condylus* (Syaifuddin, 1997).

2) Tulang *Tibia*

Tulang *tibia* bentuknya lebih kecil, pada bagian pangkal melekat pada *os fibula*, pada bagian ujung membentuk persendian dengan tulang pangkal kaki dan terdapat taju yang disebut *os maleolus medialis*. (Syaifuddin, 1997).

3) Tulang *Fibula*

Merupakan tulang pipa yang terbesar sesudah tulang paha yang membentuk persendian lutut dengan *os femur* pada bagian ujungnya. Terdapat tonjolan yang disebut *os maleolus lateralis* atau mata kaki luar. (Syaifuddin, 1997).

4) Tulang *Patella*

Pada gerakan *fleksi* dan *ekstensi patella* akan bergerak pada tulang *femur*. Jarak *patella* dengan *tibia* saat terjadi gerakan adalah tetap dan yang berubah hanya jarak *patella* dengan *femur*. Fungsi *patella* di samping sebagai perekatan otot-otot atau tendon adalah sebagai pengungkit sendi lutut. Pada posisi *flexi* lutut 90 derajat, kedudukan *patella* di antara kedua *condylus femur* dan saat *extensi* maka *patella* terletak pada permukaan *anterior femur* (Syaifuddin, 1997).

Tulang tersusun dari *marrow* (sumsum tulang). Sumsum tulang terdiri dari *.Trabecular bone, Red marrow, Yellow marrow. Trabekular tulang termasuk cancellous, spons, dan tulang meduler* yang berfungsi sebagai depot mineral. Sumsum merah *seluler*, aktif,

myeloid, atau sumsum *hematopoietik*. Sumsum merah terdiri dari *seluler* unsur-unsur yang meliputi *eritrosit* (sel darah merah), *granulosit* (sel darah putih), dan *trombosit* (trombosit), yang bertanggung jawab untuk memenuhi kebutuhan sel untuk *oksigenasi* (*eritrosit*), *imunitas* (*granulosit*), dan *koagulasi* (*trombosit*).

2. Informasi *diagnostic* yang dapat dilihat dari MRI Knee Joint (Bryan, 2001) :

- a. *Meniscus*
- b. *Ligament* pada lutut (*soft tissue*)
- c. *Joint effusion* (cairan)
- d. *Bony surfaces* (tulang)

3. *Instrumentasi Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

Magnetic Resonance Imaging (MRI) adalah suatu teknik penggambaran penampang tubuh berdasarkan prinsip resonansi magnetik inti atom hidrogen. Teknik penggambaran MRI relatif kompleks karena gambaran yang dihasilkan tergantung pada banyak parameter. Alat tersebut memiliki kemampuan membuat gambaran potongan *coronal*, *sagital*, *aksial* dan *oblik* tanpa banyak memanipulasi tubuh pasien bila pemilihan parameternya tepat, kualitas gambaran detail tubuh manusia akan tampak jelas, sehingga *anatomi* dan *patologi* jaringan tubuh dapat dievaluasi secara teliti.

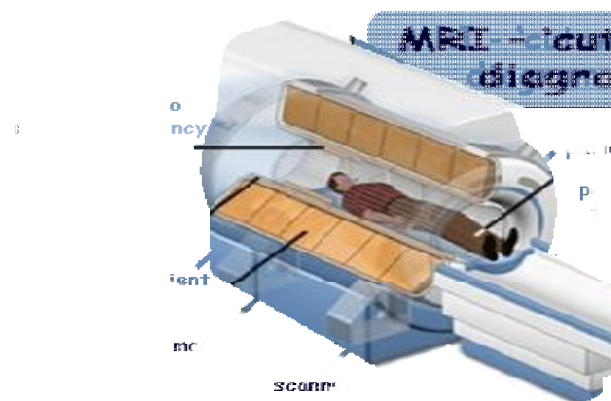
Magnetic Resonance Imaging yang disingkat dengan MRI merupakan suatu alat diagnostik mutakhir untuk memeriksa dan mendeteksi tubuh dengan menggunakan medan magnet dan gelombang frekuensi radio, tanpa operasi, penggunaan sinar - X ataupun bahan radioaktif.

Dasar dari pencitraan resonansi magnetik (*MRI-Magnetic Resonance Imaging*) adalah fenomena *resonansi magnetik* dari inti benda dimana sebuah inti benda yang dikenai medan magnet kemudian menghasilkan gambar benda tersebut. *Resonansi magnetik* itu sendiri merupakan getaran inti atom karena adanya penyearahan momen magnetik inti dari bahan oleh medan magnetik luar dan rangsangan gelombang elektromagnetik yang tepat dengan frekuensi gerak gasing inti tersebut.

Sedangkan bila ditinjau dari kekuatan magnetnya terdiri dari :

- a) *MRI Tesla* tinggi (*High Field Tesla*) memiliki kekuatan di atas 1 T
- b) *MRI Tesla* sedang (*Medium Field Tesla*) memiliki kekuatan 0,5 – 1 T
- c) *MRI Tesla* rendah (*Low Field Tesla*) memiliki kekuatan di bawah 0,5 T.

Komponen Utama MRI yaitu: magnet utama, *gradient coil*, *transmitter coil*, *receiver coil*, dan *computer*.



Gambar 2.4 Diagram MRI
(Westbrook & Kaut, 1998, Carlton dan Adler, 1992)

a. Magnet Utama

Sistem magnet pada pesawat MRI merupakan bagian utama system MRI. Di dalam sistem MRI magnet utama yang menghasilkan

kuat medan yang besar dan homogen, merupakan komponen yang sangat penting. Ada 3 macam magnet yang dapat digunakan dalam pesawat MRI, yaitu :

1) Magnet *Permanen*

Magnet *permanen* adalah besi, *ferrite* atau baja yang bersifat sebagai magnet tetap. Kelebihan magnet *permanen* daripada magnet yang lain adalah tidak memerlukan biaya operasional (tidak memerlukan daya listrik dan sistem pendingin), pengaruh medan magnetnya terhadap lingkungan sekelilingnya kecil sehingga tidak diperlukan penyekat magnet (*magnetic sheilding*). Namun magnet *permanen* juga memiliki kekurangan yaitu faktor berat dan kestabilan *termalnya*. Hal ini berpengaruh terhadap besarnya kuat medan magnet yang dapat dihasilkannya. Oleh karena itu, MRI dengan magnet *permanen* memertukan sistem pemanas yang akan menjaga kestabilan suhu magnet sekitar 32°C dengan toleransi +/- 0,1 °C (untuk magnet dari bahan *ferrite*).

Sampai *sekarang* kuat medan magnet yang dapat dihasilkan oleh suatu magnet *permanen* hanya mencapai 0,3 Tesla dan beratnya sudah mencapai 100 ton. Oleh karena itu untuk menghasilkan kuat medan magnet yang lebih besar dari 0,3 Tesla tidak digunakan magnet *permanen*.

Arah medan magnet utama yang dihasilkan dengan magnet *permanen* ini adalah *horizontal* atau *vertikal*.

2) Magnet *Resistif*

Prinsip dan magnet *resistif* adalah arus listrik searah dialirkan melalui kumparan sehingga dihasilkan medan magnet listrik. Kumparan yang digunakan adalah kumparan yang memiliki tahanan tertentu sehingga disebut magnet *resistif*.

Magnet *resistif* ini cukup sederhana namun memerlukan biaya operasional yang besar, terutama untuk biaya listrik. Sebagai contoh untuk membangkitkan medan magnet sebesar 0,2 *Tesla* dibutuhkan sekitar 180 Ampere pada tegangan 90 Volt DC, dengan demikian kebutuhan total daya sistem sekitar 66 kW. Selain itu juga menimbulkan panas, sehingga dibutuhkan pendingin. Magnet *resistif* memerlukan penyekat (*magnetic shielding*) untuk melindungi lingkungan sekitar terhadap pengaruh medan magnetnya serta sebaliknya. Pengaruh dari luar yang dapat mengganggu homogenitas medan magnet ini adalah adanya benda feromagnetik, seperti kendaraan, *lift*, tutang beton dan sebagainya. Berdasarkan kekurangannya tersebut magnet *resistif* hanya dapat dipakai untuk menghasilkan kuat medan magnet yang tidak lebih dari 0,2 *Tesla* dengan homogenitas sekitar 0,3 ppm. Meskipun demikian untuk MRI dengan kuat medan magnet yang kurang dari 0,2 *Tesla* biasanya menggunakan magnet resistif. Arah medan magnet yang dihasilkan dengan magnet ini pada umumnya adalah vertikal.

3) Magnet *Superkonduktif*

Pada magnet *superkonduktif* prinsipnya hampir sama dengan magnet *resistif*, namun kumparan yang dipakai dari bahan *niobium-*

titanium atau *niobium-seng*. Kumparan ini didinginkan sampai suhu mendekati nol mutlak ($4,2 \text{ kelvin} = -269 \text{ }^\circ \text{C}$), sehingga tercapai keadaan *superkonduktif* (tahanannya menjadi praktis nol) dan sekali arus dialirkan maka akan mengalir terus menerus tanpa *disipasi*. Akibatnya biaya operasional untuk energi listrik tidak begitu besar dan dapat dihasilkan medan magnet yang lebih kuat dan lebih stabil. Namun biaya operasionalnya bertambah karena magnet ini memerlukan perlengkapan tambahan yaitu *helium* cair dan nitrogen cair. Oleh karena itu magnet *superkonduktif* disebut juga sebagai *cryogenic*. Fungsi dari *cryogen* itu adalah untuk menjaga agar suhu kumparan tetap mendekati nol mutlak sehingga diperoleh kuat medan magnet yang stabil tanpa mengalirkan lagi arus listrik. Helium cair menguap sekitar 0,1 sampai 0,5 liter per jam dan ini merupakan biaya operasional tambahan. Untuk mengurangi penguapan *helium* cair maka tangki helium cair di bungkus dengan nitrogen cair. Nitrogen cair memiliki temperatur 77 K (-196°C). Perkembangan terakhir menunjukkan bahwa untuk waktu mendatang helium yang menguap dengan peralatan tertentu akan dapat ditampung serta dicairkan kembali (sistem sirkulasi tertutup), sehingga diusahakan helium yang terbang seminimum mungkin. Magnet *superkonduktif* juga memerlukan penyekat medan magnet seperti pada magnet *resistif*. Kelebihan magnet *superkonduktif* adalah bahwa kuat medan magnet yang dapat dihasilkan lebih besar dibandingkan kedua magnet yang terdahulu yaitu antara 0,15 Tesla sampai 2,0 *Tesla*. Arah medan magnetnya adalah horisontal.

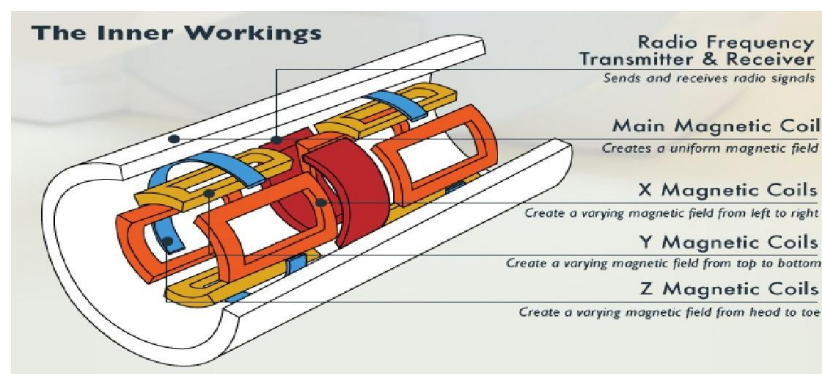
Berdasarkan penyelidikan untuk kuat medan magnet sampai sebesar 1,5 *Tesla* masih belum berdampak negatif terhadap tubuh. Meskipun sudah disekat pengaruh medan magnet keluar tidak dapat dihilangkan secara keseluruhan, misalnya dapat mengganggu memori komputer (pita maupun *disk*), alat pacu jantung, jam tangan, kartu kredit, dan tulang beton.

b. *Koil Gradient*

Koil gradien dipakai untuk membangkitkan medan magnet *gradien* yang berfungsi untuk menentukan irisan, pengkodean frekuensi, dan pengkodean fase. Terdapat tiga medan yang saling tegak lurus, yaitu bidang x, y, dan z. Peranannya akan saling bergantian berkaitan dengan potongan yang dipilih yaitu *aksial*, *sagital* atau *coronal*. *Gradien* ini digunakan untuk memvariasikan medan pada pusat magnet yang terdapat tiga medan yang saling tegak lurus antara ketiganya (x, y, z).

Koil gradien dibagi 3, yaitu :

- a) *Koil gradien* pemilihan irisan (*slice*) – G_z
- b) *Koil gradien* pemilihan fase *encoding* - G_y
- c) *Koil gradien* pemilihan frekuensi *encoding* – G_x



Gambar 2.5 *Koil Gradient* (Westbrook & Kaut, 1998)

c. *Koil Radio Frekuensi*

Koil radio frekuensi (RF Coil) terdiri dari 2 yaitu *koil* pemancar dan *koil* penerima. *Koil* pemancar berfungsi untuk memancarkan gelombang radio pada inti yang terlokalisir sehingga terjadi *eksitasi*, sedangkan **koil** penerima berfungsi untuk menerima sinyal *output* setelah proses *eksitasi* terjadi (Peggy and Freimarck, 1995).

Koil RF dirancang untuk sedekat mungkin dengan obyek agar sinyal yang diterima memiliki amplitudo besar. Beberapa jenis *koil* RF diantaranya :

- a) *Koil* Volume (*Volume Coil*)
- b) *Koil* Permukaan (*Surface Coil*)
- c) *Koil* Linier
- d) *Koil* Kuadrat
- e) *Phase Array Coil*

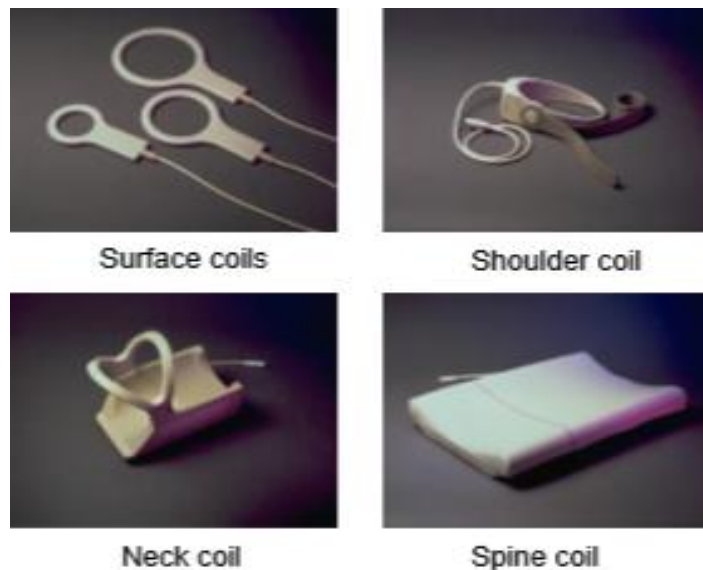


Head coil



Knee

Gambar 2.6 Volume Coil (MRI Physics, Evert Blink, 2004)



Gambar 2.7 Surface Coil (*MRI Physics, Evert Blink, 2004*)

4) Sistem Komputer

Sistem komputer berfungsi sebagai pengendali diri dari sebagian besar peralatan MRI. Dengan kemampuan piranti lunak yang besar komputer mampu melakukan tugas-tugas multi (*multitasking*), diantaranya adalah operator input, pemilihan slice, kontrol sistem *gradien*, kontrol sinyal RF dan lain-lain. Komputer juga berfungsi untuk mengolah sinyal hingga menjadi citra MRI yang dapat dilihat pada layar monitor, disimpan ke dalam piringan *magnetik*, atau bisa langsung dicetak.

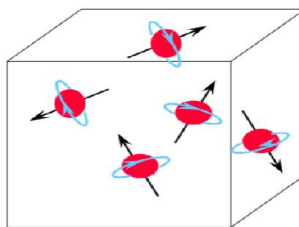
4. Prinsip Dasar MRI

a. MR Active Nuclei (*MRI Physics, Evert Blink, 2004*)

Prinsip yang mendasari MRI adalah gerakan *spin* dari *nucleus* aktif MR yaitu inti-inti atom spesifik dalam tubuh manusia yang memiliki nomor masa ganjil (baik jumlah *proton* maupun *neutronnya* yang ganjil). Beberapa *nucleus* aktif MR yaitu *hydrogen* (1 *proton* dan tanpa *neutron*),

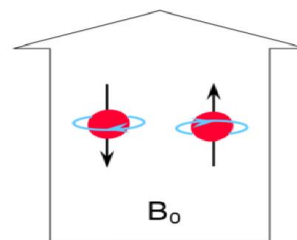
Carbon-13, Phosfor-31, sodium-23, oksigen-17, nitrogen-15. Hydrogen adalah *nucleus* aktif MR yang banyak digunakan dalam MRI karena *hydrogen* dalam tubuh sangat banyak dan *protonnya* mempunyai *moment magnetic* yang besar.

Dalam kondisi normal *moment magnetic* inti *hydrogen* arahnya *random*. Namun apabila ditempatkan dalam suatu medan magnet yang kuat, *moment magnetic* inti-inti atom akan menyesuaikan arah dengan medan magnet statis.



Gambar 2.8 Atom *hydrogen* random sehingga nilai magnetisasinya 0 (*MRI Physics, Evert Blink, 2004*)

Sebagian besar inti *hydrogen* akan paralel dengan medan magnet statis. Inti atom *Hydrogen* yang mempunyai energi rendah akan paralel terhadap medan magnet statis dan inti-inti atom *hydrogen* yang mempunyai energi tinggi akan anti paralel dengan medan magnet. Faktor-faktor yang mempengaruhi penyesuaian inti-inti atom *hydrogen* terhadap medan magnet *statis* adalah kuat lemahnya medan magnet statis dan energi *thermal* inti atom, yakni bila energi *thermal* lebih lemah tidak cukup kuat untuk berlawanan dengan medan magnet *statis* (B_0), dan bila energi *thermal* tinggi akan cukup untuk anti paralel. Inti yang paling banyak mendominasi jaringan biologi tubuh manusia adalah atom *hydrogen* (1 proton dan tanpa neutron).



Gambar 2.9 *Moment Magnet paralel & Antiparalel dengan medan magnet (MRI Physics, Evert Blink, 2004)*

Atom *hydrogen* sangat banyak terdapat dalam jaringan biologi tubuh manusia dan *protonnya* mempunyai moment magnetic yang besar. Hal ini menyebabkan sinyal *hydrogen* yang dihasilkan 1000 kali lebih besar daripada atom lainnya dalam tubuh, sehingga atom inilah yang digunakan sebagai sumber sinyal dalam pencitraan MRI.

b. Presesi

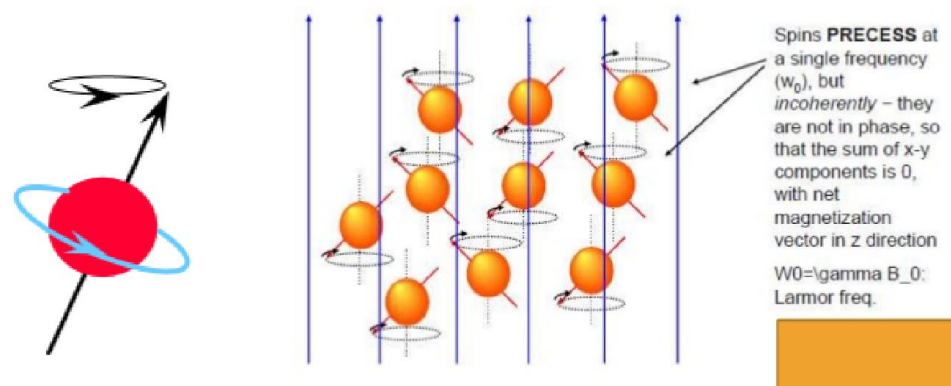
Tiap-tiap inti *Hydrogen* membentuk NMV *spin* pada sumbu atau porosnya. Pengaruh dari B_0 akan menghasilkan *spin* sekunder atau "gerakan" NMV mengelilingi B_0 . *Spin* sekunder ini disebut *precession*, dan menyebabkan *magnetik moment* bergerak secara *circular* mengelilingi B_0 . Jalur sirkulasi pergerakan itu disebut "*precessional path*" dan kecepatan gerakan NMV mengelilingi B_0 disebut "*frekuensi presesi*". Satuan frekuensinya MHz, dimana 1 Hz= 1 putaran per detik.

Kecepatan atau frekuensi *presesi proton* atom *hydrogen* tergantung pada kuat medan magnetik yang diberikan pada jaringan. Semakin kuat medan semakin cepat presesi *proton* dan frekuensi presesi yang tergantung pada kuat medan magnetik disebut dengan frekuensi *Larmor* yang mengikuti persamaan :

$$\omega = \gamma B$$

dimana :

ω adalah frekuensi *Larmor* proton,
 γ adalah properti inti gyromagnetik, dan
 B adalah medan magnet eksternal
 (MRI Physics, Evert Blink, 2004)

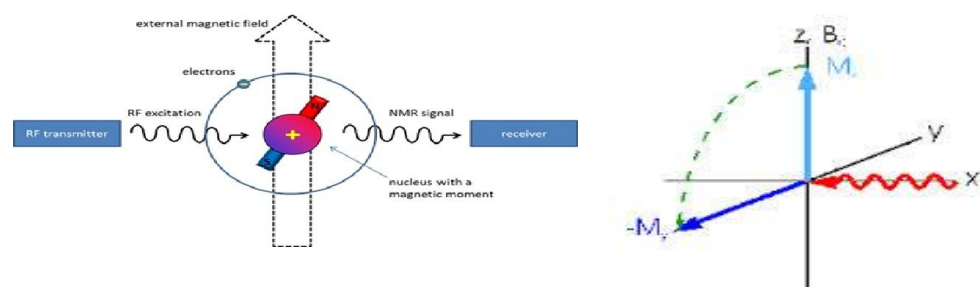


Gambar 2.10 Fase presesi (MRI Physics, Evert Blink, 2004)

c. Resonansi

Resonansi adalah fenomena yang terjadi apabila sebuah obyek diberikan pulsa yang mempunyai frekuensi sesuai dengan frekuensi *Larmor*. Apabila tubuh pasien diletakkan dalam medan magnet eksternal yang sangat kuat, maka inti-inti atomnya akan berada pada arah yang searah atau berlawanan dengan medan magnet luar dan inti-inti itu akan mengalami perpindahan dari suatu energi ke tingkat energi yang lain. Proses perpindahan energi ini seringkali merubah arah dari NMV, akibatnya *vector* dapat berubah arah dari arah longitudinal atau paralel medan magnet luar, ke arah yang lain. Peristiwa ini terjadi apabila inti atom menyerap energi untuk berpindah energi yang lebih tinggi atau melepaskan energi untuk berpindah ke tingkat yang lebih rendah.

Energi untuk terjadinya proses ini di dapat dari energi pulsa *radio frekuensi*. *Pulsa radio frekuensi* ini harus mempunyai frekuensi tertentu untuk dapat berperan dalam proses transisi, dan harus disesuaikan dengan kekuatan medan magnet eksternal. Untuk magnet dengan kekuatan 1 Tesla (10.000 gauss), frekuensi RF yang diperlukan adalah 42,6 Mhz, sedangkan untuk 1,5 Tesla diperlukan 63,9 Mhz. Besar nilai magnetisasi dari obyek atau jaringan yang berada dalam medan magnet eksternal merupakan hubungan linier yaitu semakin besar nilai medan magnet eksternalnya maka akan semakin besar nilai magnetisasinya. Jika medan magnet eksternal dalam suatu jaringan sebesar 1 Tesla, presisi atom dalam jaringan (sebagai contoh atom *Hydrogen* dan karbon) mempunyai frekuensi *presisi* yang berbeda pula, yaitu besar frekuensi *presisi Larmor* atom *Hydrogen* adalah 42,6 MHz, sedangkan untuk karbon nilainya adalah 10,7 MHz, sehingga dapat disimpulkan bahwa sinyal yang diterima koil receiver RF yang dipancarkan terhadap pasien adalah 42,6 MHz. Hal ini menimbulkan fenomena *resonansi* yang di dalamnya didapatkan sinyal.



Gambar 2.11. Resonansi (MRI Physics, Evert Blink, 2004)

d. MR Signal

MR Signal adalah sebagai akibat resonansi NMV yang mengalami *inphase* pada bidang *transversal*. Hukum Faraday menyatakan jika *receiver coil* ditempatkan pada area medan magnet yang bergerak misalnya NMV yang mengalami *presesi* pada bidang transversal tadi akan dihasilkan *voltage* dalam *receiver coil*. Oleh karena itu NMV yang bergerak menghasilkan medan magnet yang berfluktuasi dalam *coil*. Saat NMV berpresesi sesuai frekuensi *Larmor* pada bidang *transversal*, maka akan terjadi *voltage*. *Voltage* ini merupakan MR signal. Frekuensi dari signal adalah sama dengan frekuensi *Larmor*, besar kecilnya signal tergantung pada banyaknya magnetisasi dalam bidang transversal. Bila masih banyak NMV, akan menimbulkan signal yang kuat dan tampak terang pada gambar, bila NMV lemah akan sedikit menimbulkan signal dan akan tampak gelap pada gambar.

5) Sinyal FID

Pada saat mengalami relaksasi, NMV akan mengeluarkan energi dalam bentuk signal. Pulsa 90° RF menghasilkan signal yang dikenal dengan nama peluruhan induksi bebas (*Free Induction Decay = FID*), tetapi signal ini sulit dicatat. Untuk mendapatkan *signal echo* yang memiliki energi besar dibutuhkan lagi pulsa 180° . *Signal echo* ini yang akan ditangkap *coil* sebagai data awal proses pembentukan *citra*. Pembentukan *citra* ini ketika energi RF diberikan pada pasien menyebabkan obyek akan mengalami *eksitasi* dan signal *terakuisisi* dalam daerah yang *terlokalisasi* menjadi dua dimensi.

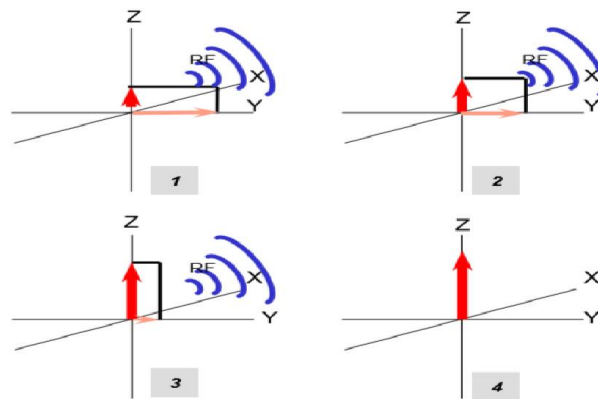
Metode yang digunakan tersebut dikenal dengan metode *Transformasi Fourier* 2 dimensi. Masing-masing sinyal yang didapatkan oleh masing-masing elemen voxel akan terukur dalam peralatan MRI menjadi suatu nilai *Signal to Noise Ratio* (SNR), yaitu perbandingan yang diperoleh masing-masing elemen *voxel* terhadap *noise*. SNR ini akan menentukan *citra* yang diperoleh. SNR akan menggambarkan besar intensitas *signal* yang didapat pada elemen *voxel*.

Besarnya matriks menentukan jumlah *pixel* atau satuan pembentuk citra. Ukuran matriks bertambah besar maka jumlah *pixel* akan bertambah banyak tetapi ukuran *pixel* bertambah kecil. Jika ukuran matriks bertambah besar maka *resolusi spasial* meningkat (bertambah baik), karena ukuran *pixel*nya menjadi lebih kecil. Namun hal tersebut akan mengurangi banyaknya sinyal yang diterima oleh setiap *pixel* sehingga memperoleh perbandingan SNR yang baik (Friedman & Barry, 1989).

6) *Relaksasi*

Selama *relaksasi* NMV membuang seluruh energinya yang diserap dan kembali pada B_0 . Pada saat yang sama, tetapi tidak tergantung moment magnetik NMV kehilangan *magnetisasi transversal* yang dikarenakan *dephasing*. *Relaksasi* menghasilkan *recovery magnetisasi longitudinal* dan *decay* dari *magnetisasi transversal*.

- 1) *Recovery* dari magnetisasi longitudinal disebabkan oleh proses yang dinamakan *T1 recovery*.



Gambar 2.12 Relaksasi Longitudinal (MRI Physics, Evert Blink, 2004)

- 2) Decay dari magnetisasi transversal disebabkan oleh proses yang dinamakan T2 decay.

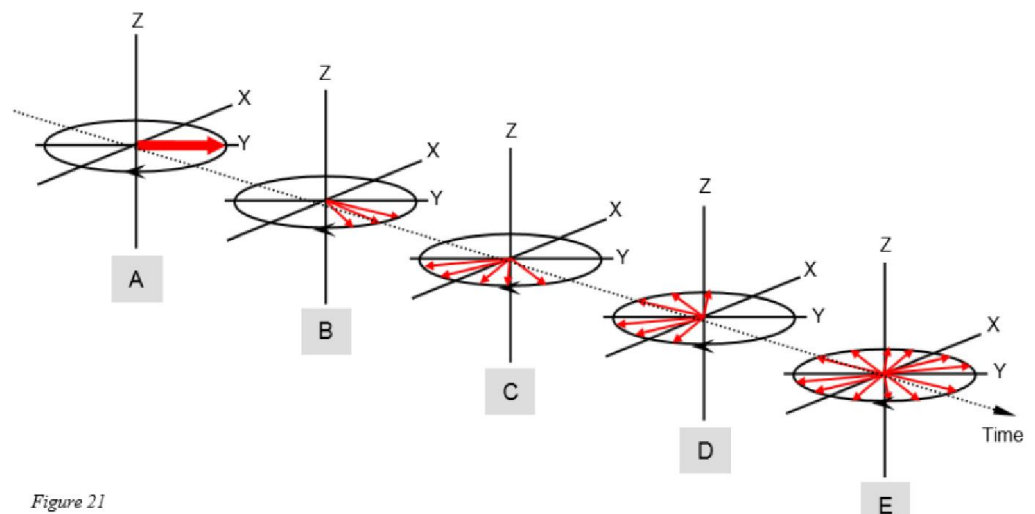


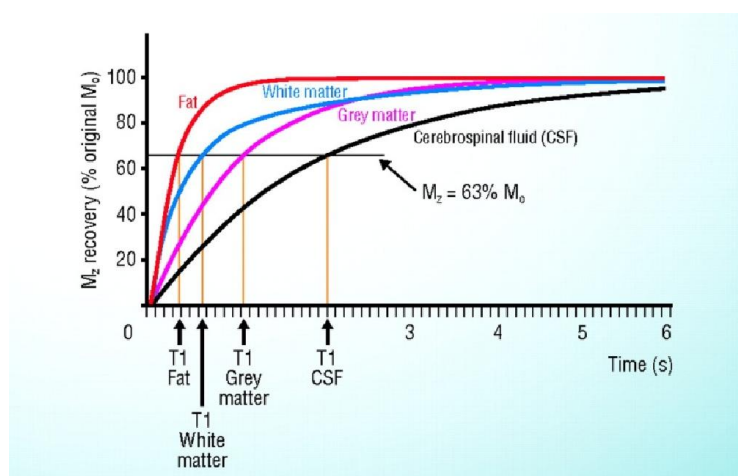
Figure 21

Gambar 2.13. Relaksasi Transversal (MRI Physics, Evert Blink, 2004)

- a) T1 Recovery

Disebabkan oleh inti-inti atom yang memberikan energinya pada lingkungan sekitarnya atau *lattice*, dan disebut *spin lattice relaksasi*. Energi yang dibebaskan pada sekeliling *lattice*

menyebabkan inti-inti atom untuk *recovery* ke *magnetisasi longitudinal*. *Rate recovery* adalah proses *eksponensial* dengan waktu yang konstan yang disebut T1. T1 adalah waktu pada saat 63% *magnetisasi longitudinal* untuk *recovery*.



Gambar 2.14 T1 Recovery (MRI Physics, Evert Blink, 2004)

b) T2 Decay

Disebabkan oleh pertukaran energi inti atom dengan atom yang lain. Pertukaran energi ini disebabkan oleh medan magnet dari tiap-tiap inti atom berinteraksi dengan inti atom lain. Seringkali dinamakan *spin-spin relaksasi* dan menghasilkan *decay* atau hilangnya *magnetisasi transverse*. *Rate decay* juga merupakan proses *eksponensial*, sehingga waktu relaksasi T2 dari jaringan *soft tissue* konstan. T2 adalah waktu pada saat 37% *magnetisasi transverse* menghilang.

Besarnya dan proses waktu frekuensi T1 dan T2 sangat berpengaruh pada sinyal keluaran yang akan ditransformasikan

sebagai *kontras* gambar, sebab kurva T1 akan menentukan *magnetisasi transversal*. Peluruhan T2 (waktu relaksasi T2) adalah efek yang paling berkontribusi pada gambar *citra*, sebab pada proses *dephase proton* akan dihasilkan suatu induksi sinyal. Pengulangan pulsa sekuen terjadi sebelum kurva *recovery* menjadi maksimal sehingga obyek jaringan dengan T1 pendek (cepat kembali ke kondisi kesetimbangan) akan mempunyai jumlah *recovery* yang banyak dibandingkan dengan jaringan yang mempunyai waktu yang panjang, sehingga dalam *citra* MRI akan di dapatkan gambar yang hitam pada pembobotan T1 *spin echo*. Setelah pulsa RF 90° diberikan pada obyek, magnetisasi longitudinal akan diputar 90° ke bidang transversal dan terjadi proses relaksasi T2. Jaringan yang mempunyai nilai T2 pendek, *dephase* yang terjadi sangat cepat sehingga intensitas sinyal yang dihasilkan sangat besar dan jaringan dengan waktu relaksasi T2 pendek ini akan kelihatan hitam pada pembobotan nilai T2.

Proses relaksasi T1 dan T2 adalah suatu kerja yang berlawanan yaitu pada saat proses pertumbuhan kembali magnetisasi longitudinal diimbangi dengan peluruhan yang cepat pada kurva relaksasi T2. Dua efek relaksasi T1 dan T2 terjadi ketika objek diberikan gelombang radio RF yang merupakan bentuk pulsa *sekuen*. Pulsa *sekuen* dalam pencitraan MRI dibentuk untuk mengetahui bagaimana efek T1 pada pembobotan *citra* T1, efek T2 pada pembobotan *citra* T2 dan pembobotan *citra proton density*. Rangkaian pulsa RF *dephasing phase echo* dalam

mendapatkan *citra* MRI dilakukan pengulangan untuk satu pemeriksaan. Waktu pengulangan antara *pulsa sekuen* yang satu dengan yang berikutnya disebut dengan *Time Repetition* (TR), sedangkan waktu tengah antara *pulsa* 90° dan sinyal maksimum (*echo*) disebut dengan *Time Echo* (TE).

Parameter T1 dan T2 sebagai sifat intrinsik jaringan serta TR dan TE sebagai parameter teknis yang digunakan akan mengontrol derajat kehitaman pada *citra* MRI. Pada T2 *Weighting* derajat kehitaman gambar akan dikontrol oleh TE dan T2, sedangkan untuk T1 *Weighting* derajat kehitaman akan dikontrol oleh TR dan T1 serta *proton density weighting* akan tergantung dari *densitas proton* dalam jaringan yang menentukan besar kecilnya sinyal. Secara umum T1 *weighting* akan menunjukkan struktur anatomi, dan T2 *weighting* menunjukkan struktur patologi (Westbrook & Kaut, 2011)

g. Pembentukan *Citra* (Westbrook,C dan Kaut, 2011)

Pembentukan *citra* pada MRI dibentuk melalui proses pengolahan sinyal yang keluar dari obyek. Sinyal baru bisa diukur bila arah vektornya diputar dari sumbu z (Mz) menuju sumbu xy (Mxy). Pemutaran arah vektor magnet jaringan dan pengambilan sinyalnya dijelaskan melalui serangkaian proses di bawah ini.

1) *Pulsa* RF (Radio Frequency)

Pulsa RF merupakan gelombang elektromagnetik yang memiliki frekuensi antar 30-120 MHz. Apabila *spin* diberikan sejumlah *pulsa* yang mempunyai frekuensi sama dengan frekuensi

*Larmor*nya, maka terjadilah *resonansi*. *Spin* akan menyerap energi pulsa dan mengakibatkan sudut presesi semakin besar. Peristiwa tersebut dikenal dengan nama *Nuclear Magnetic Resonance*.

2) Waktu *Relaksasi Longitudinal* (T1)

Relaksasi longitudinal disebut juga dengan *relaksasi spin-kisi*. Waktu *relaksasi longitudinal* menghasilkan pembobotan T1 yaitu *citra* yang kontrasnya tergantung pada perbedaan T1 *time*. T1 *time* adalah waktu yang diperlukan NMV untuk kembalinya 63% *magnetisasi longitudinal* dan dikontrol oleh TR. Karena TR mengontrol seberapa jauh *vector* dapat *recovery* sebelum diaplikasi RF berikutnya, maka untuk mendapatkan pembobotan T1, TR harus dibuat pendek sehingga baik lemak maupun air tidak cukup waktu untuk kembali ke B_0 , sehingga kontras lemak dan air dapat *tervisualisasi* dengan baik. Jika TR panjang lemak dan air akan cukup waktu untuk kembali ke B_0 dan *recovery* magnetisasi longitudinal secara penuh sehingga tidak bisa mendemonstrasikan keduanya dalam gambar.

3) Waktu *Relaksasi Transversal* (T2)

Waktu yang dibutuhkan komponen *magnetisasi transversal* (M_{xy}) untuk meluruh hingga 37 % dari nilai awalnya dinamakan waktu *relaksasi transversal* atau T2. Nilai T1 dan T2 adalah konstan pada kuat medan magnet tertentu. Waktu *relaksasi transversal* menghasilkan pembobotan T2 yaitu *citra* yang kontrasnya tergantung perbedaan T2 *time*. Untuk mendapatkan T2 *weighting*, TE harus panjang untuk memberikan kesempatan lemak dan air

untuk *decay*, sehingga *kontras* lemak dan air dapat *tervisualisasi* dengan baik. Jika TE terlalu pendek maka baik lemak dan air tidak punya waktu untuk *decay* sehingga keduanya tidak akan menghasilkan *kontras* gambar yang baik.

4) Pembobotan *Proton Density*

Pembobotan PD adalah *kontras* gambar dimana pembobotan T1 dan T2 diminimalisir, sehingga *kontras citra* didapat dari jumlah *proton* per unit volume. Pembobotan dilakukan dengan TR yang panjang yang akan mengurangi dominasi T1 *kontras* sedangkan TE yang pendek akan mengurangi dominasi T2 *kontras* (Wiley, 2003)

Pembobotan PD *intensitas sinyal* yang diperoleh berdasarkan kandungan atom *Hydrogen* (H) dalam jaringan. Jaringan yang memiliki atom *Hydrogen* banyak akan menghasilkan intensitas sinyal yang kuat (*hyperinten*) dibandingkan jaringan yang memiliki atom *Hydrogen* yang sedikit. TR yang panjang yang akan mengurangi dominasi T1 *kontras* sedangkan TE yang pendek akan mengurangi dominasi T2 *kontras*. Pemilihan TR yang panjang akan mempengaruhi waktu *scanning*, dan pada umumnya pembobotan PD menggunakan pulsa *sekuens* FSE (*Fast Spin Echo*) dengan tujuan untuk mempersingkat waktu *scanning*.

Pembobotan PD menggunakan TR yang panjang karena dengan TR yang panjang memungkinkan NMV untuk melakukan *full recovery*, Nilai TR untuk NMV dapat *full recovery* adalah lebih dari 2000 ms (Westbrook dan Kaut, 2011)

Pembobotan PD sering digunakan untuk pemeriksaan *musculoskeletal* (Brown, 2003). Pemeriksaan MRI *Knee Joint* sering digunakan untuk melihat rupture atau gambaran yang tidak terlihat dari hasil x-ray, karena dengan menggunakan MRI dapat memperlihatkan gambaran yang sangat kecil seperti *ligamen* (Robby.Mc,2006).

Pada organ *Knee Joint* dengan menggunakan pembobotan *Proton Density* maka SNR akan meningkat, sehingga organ yang kecil seperti *Ligamen* dapat terlihat lebih jelas, selain itu *spasial resolusi* pada potongan *coronal*, *axial* dan *sagital* juga meningkat, jika menggunakan pembobotan *Proton Density* (Robby.Mc, 2006). Hal tersebut juga dijelaskan oleh Rummeny, 2009 bahwa menggunakan *proton density* dapat memperlihatkan *ligament* pada potongan *sagital*.

5) *Pulsa Sekuen MRI*

Pulsa sekuens adalah serangkaian *even* yang meliputi pulsa *radiofrekuensi*, pengaktifan *gradien* dan pengumpulan sinyal yang dilakukan untuk menghasilkan gambaran MRI. Beberapa jenis *sekuen* yang sering digunakan dalam diagnostik klinis antara lain *Sekuen Spin Echo*, *Fast Spin Echo*, *Gradient Echo*, *Inversion Recovery*, *Echo Planar Imaging*, seta *Magnetic Resonance Angioraphy*. Setiap *sekuen* memiliki parameter yang berbeda-beda untuk menghasilkan pembobotan yang berbeda-beda pula. FRFSE (*fast recovery fast spin echo*) adalah modifikasi dari *sekuens* FSE (*fast spin echo*) standart dengan penambahan pulsa RF untuk

recovery longitudinal magnetisasi setelah *echo train* diperoleh. Sinyal cairan diatur TR pendek untuk mendapatkan gambaran kemudian digabungkan sekuen ini dengan sekuen FSE standart menggunakan TR panjang untuk gambaran *sagital PD weighting* sekuen FRFSE meningkatkan detail gambar dan kualitas gambar dibandingkan dengan FSE konvensional. (Davidcheng, 2000).

6) *Frequency Selective Excitation (fat saturation = fat sat)*

Fat saturation menggunakan pulsa 90° RF untuk menekan sinyal lemak, yaitu pada frekuensi *presisi vector* lemak. *Fat sat* biasanya digunakan pada pembobotan T1,T2 maupun PD. *Fat saturation* merupakan salah satu teknik *pre-saturation*. Pulsa *pre-saturation* hanya digunakan jika diaplikasikan pada jaringan (khususnya lemak), dan tidak efektif jika diaplikasikan pada udara. *Fat saturation* direkomendasikan untuk menekan sinyal dalam jumlah yang besar dari lemak dan *aquisisinya* dapat dibuktikan pada gambaran *enhance* media kontras. *Fat saturation* juga bermanfaat untuk menghindari terjadinya *misregistration artefak*, sehingga dapat digunakan dalam berbagai macam *imaging sekuen*. Salah satu keunggulan *fat saturation* adalah waktu yang digunakan lebih cepat karena waktu yang diperlukan untuk mengaplikasikan *pulsa saturasi* adalah 10 msec, pada umumnya *fat saturation* mempercepat waktu pemeriksaan (Westbrook dan Kaut 2011).

Fat saturation mempunyai dua keuntungan dari pada gambaran STIR untuk *fat suppresi*. Pertama, menyatukan beberapa type dari *imejing sekuen*. Kedua, sekuen T1 *fat saturation* juga

digunakan dengan T1 media kontras *Gadolinium* sejak *relaxation time* T1 media kontras pendek pada *water phantom*. Reduksi T1 menghasilkan *enhance* jaringan dengan sinyal yang signifikan ketika sinyal *fat* minimal pada pemberian media kontras. Ada tiga masalah utama yang menjadi sifat *fat saturation* yaitu; akan mensupresi *magnetisasi transfer* proton air oleh *pulsa saturasi*, *proton lemak* mengalami T1 relaksasi secara signifikan selama waktu antara *pulsa saturasi* dan *pulsa imejing* dikarenakan waktu T1 pendek dan dapat mendeteksi sinyal dan *fat saturasi* merupakan bagian yang sensitive terhadap medan magnet homogen. frekuensi *resonansi* untuk *proton lemak* tergantung *voxel* medan magnet, jika keseluruhan *homogenitas volume imaging* tidak seragam, *resonansi* frekuensi pusat dari *pulsa saturasi* akan dimatikan untuk beberapa *fat* dan tidak akan efektif pada supresi. Pada beberapa kasus, *proton* air *disaturasi* dari *proton* lemak. Untuk alasan ini, optimasi dari medan magnet homogen untuk pasien khusus sebaiknya menerapkan *pulsa fat saturasi* (Brown, 2003).

5. Pemeriksaan Mri *Knee Joint*

a. Prosedur Pemeriksaan MRI *Knee Joint*

1) Indikasi Pemeriksaan MRI *Knee Joint* (Westbrook, 2008):

- a) Gangguan internal pada sendi yang meliputi (*meniscal ruptur, rupture anterior cruciatum ligamen, post op anterior cruciatum ligament, bursae*).
- b) Tumor tulang dan kerusakan tulang pada sendi lutut.
- c) *Pattella Chondromalacia* dan *patella tracking*.

- d) Hampir semua kelainan lutut juga dapat diperlihatkan.
- 2) Alat yang digunakan (Westbrook, 2008) :
- a) *Knee phase array coil/ coil ekstremitas Knee Joint/* fleksibel coil/ pasangan kecil melingkar *coil* gabungan sebagai *phase/multi coil array*.
 - b) Bantalan untuk mengurangi pergerakan lutut dan penutup telinga (*ear plug*).
- 3) Persiapan pasien (Moeller dan Reif, 2003) :
- a) Pasien diminta buang air terlebih dahulu sehingga kandung kemih dalam keadaan kosong.
 - b) Menjelaskan prosedur pemeriksaan kepada pasien, dan pasien diminta tidak bergerak selama pemeriksaan sehingga dapat mengurangi *motion artifact*.
 - c) Telinga pasien ditutup dengan *ear plug or ear protector*.
 - d) Pasien diminta melepas semua benda yang mengandung logam (jepit rambut, jam tangan, kartu atm, gigi palsu, dan lain sebagainya).
 - e) Pasien diminta untuk mengganti baju dengan baju yang sudah disediakan oleh rumah sakit.
 - f) Pasien mengisi kuisioner terutama bagian-bagian yang berkaitan dengan benda logam dan riwayat pasien.
- 4) Posisi pasien (Westbrook, 2008) :
- a) Supine di atas meja pemeriksaan, dengan *knee* berada dalam coil dalam keadaan yang *relax*.
 - b) *Knee* diimobilisasi dengan bantal agar tidak bergerak.

- c) Pasien diposisikan sehingga longitudinal *alignment light* terletak di *mid line* kaki yg diperiksa, *horisontal alignment light* melewati pertengahan *coil* (batas bawah *patella* ditengah *coil*).
- d) Gambaran *Ligamen* sangat penting sebagai patokan pada pemeriksaan pain, trauma, atau kerusakan sendi. *ACL*, *PCL*, *Meniscus* sangat bagus pada *sagital obliq* scan terhadap bidang anatomi normal.
- e) Bila peralatan tidak memungkinkan untuk dibuat *obliq*, maka *knee* pasien diposisikan pada 5-10 derajat *external rotation*.
- f) Jika scan hanya memungkinkan melakukan *single scan plane*, *sagital scan* dapat diperoleh dengan meletakkan orientasi garis sepanjang *internal margin* dari *kondilus lateral femur* dari *axial localiser*.



Gambar 2.15 Posisi Objek MRI *Knee Joint*
(www.mrimaster.com)

5) Protokol pemeriksaan MRI *Knee Joint*

Menurut Helmes, cyldde (2009), dalam pemeriksaan MRI *Knee Joint* menggunakan slice thickness tipis yaitu (3-4 mm) , slice gap 0,4 mm dan FOV yang diaplikasikan 14-16 cm dengan matrix 256 x 192 atau 256 x 256 dalam tiga bidang :

- a) *Scout* : *Tri pilot lokaliser*, untuk mendapatkan gambaran umum dari potongan *axial*, *sagital* dan *koronal* dari daerah *Knee Joint*.



Gambar 2.16 *Tri pilot lokaliser* yang digunakan (www.mrimaster.com)

- b) *Sekuens* yang digunakan pada potongan aksial adalah *aksial / multiplanar coherent gradien echo T2 ** dan *Axial FSE PD / T2 / spektral presaturation* (Westbrook, 2008). Menurut Helms, Clyde (2009), *T1WI/T2WI FSE Fat Saturation*.
- c) *Sekuens* potongan *sagital coherent GRE T2*/ PD FSE Fat Saturation/ T1WI/T2WI FSE Fat Saturation*.
- d) *Sekuens* potongan *koronal FSE PD / T2 / spektral presaturation / STIR dan Koronal SE / incohernt (spoiled) GRE T1*.
- 6) Kualitas gambar MRI

Kualitas gambar pada MRI diperangaruhi beberapa faktor yaitu (Westbrook dan Kaut, 1999) :

- a) *Signal to Noise Rasio (SNR)*

Signal to Noise Rasio (SNR) adalah rasio amplitudo *signal* yang diterima pada *average amplitudo* dari *noise*. *Signal* diterima dari *koil* penerima dari presesi pada NMV bidang transversal. *Signal* dapat ditingkatkan dan diturunkan untuk *noise* yang relatif. Meningkatkan *signal* dapat meningkatkan SNR, sebaliknya

menurunkan *signal* dapat menurunkan SNR. Beberapa faktor yang mempengaruhi SNR adalah (Westbrook dan Kaut, 1999) :

1. *Number of Signal Average (NSA)*

Jumlah dari waktu data mengumpul dengan amplitudo yang sama dari kemiringan *phase encoding*. NSA dapat dikontrol dengan jumlah data dari *K space*. Data terdiri dari *signal* dan *noise*. Meningkatkan NSA akan mengurangi *motion artefact*.

2. *Proton Density*

Jumlah proton pada area bawah pemeriksaan terdapat amplitudo dari *signal* yang diterima. Area dengan *proton density* rendah (seperti *lungs*), memiliki signal rendah dan SNR rendah. Sebaliknya area dengan *proton density* tinggi (seperti *pelvic*), memiliki *signal* tinggi dan juga SNR tinggi.

3. *Volume voxel*

Suatu gambaran digital terdiri dari *pixel*. *Brightness* dari *pixel* mewakili jumlah dari signal MRI yang dihasilkan dari seluruh unit volume suatu jaringan tubuh pasien atau *voxel*. *Voxel* mewakili dari volume suatu jaringan dalam pasien dan ini disebut area *pixel* dan *slice thickness*. SNR proporsional untuk volume *voxel* dan beberapa parameter dengan mengubah ukuran *voxel* yang mengubah SNR. Menurunkan ukuran *voxel* akan menurunkan SNR.

4. TR, TE dan Flip Angle

Walaupun TR, TE dan *Flip Angle* biasanya merupakan parameter yang mempengaruhi kontras gambar, ini juga mempengaruhi SNR dan keseluruhan kualitas gambar. *Flip angle* rendah menghasilkan SNR rendah, TR yang panjang dapat meningkatkan SNR dan TR yang pendek dapat mengurangi SNR, sedangkan TE yang panjang dapat mengurangi SNR dan TE yang pendek dapat meningkatkan SNR.

5. Receive bandwidth

Receive bandwidth adalah luas dari frekuensi dengan sampel saat aplikasi dari gradient. Mengurangi *receive bandwidth* menghasilkan *noise* yang sedikit dengan signal yang relative. SNR meningkat karena *receive bandwidth* diturunkan. Mengurangi *receive bandwidth* dapat meningkatkan *chemical shiftartefact*.

6. Tipe koil

Tipe *koil* yang digunakan mempengaruhi *signal* yang diterima dan SNR. Dua *koil* dapat meningkatkan SNR karena dua *koil* digunakan untuk menerima *signal*. Permukaan *koil* ditempatkan di luar dan di bawah area pemeriksaan akan meningkatkan SNR.

Cara meningkatkan kualitas gambar SNR dengan cara (Westbrook dan Kaut, 1999) :

- a. Menggunakan *pulsa sekuens Spin Echo* bila memungkinkan.
- b. Tidak menggunakan TR yang sangat pendek dan TE yang sangat panjang.
- c. Menggunakan *koil* yang tepat.
- d. Menggunakan matrik kasar.
- e. Menggunakan FOV yang besar.
- f. Memilih ketebalan *slice*.
- g. Menggunakan NSA tinggi jika memungkinkan.

b) *Contrast to Noise Ratio (CNR)*

CNR adalah perbedaan SNR antara organ yang saling berdekatan. CNR yang baik dapat menunjukkan perbedaan daerah yang patologis daerah yang sehat. Dalam hal ini, CNR dapat ditingkatkan dengan cara (Westbrook dan Kaut, 1999) :

- 1) Menggunakan media kontras.
- 2) Menggunakan pembobotan gambar T2.
- 3) Memilih *magnetisasi transfer*.
- 4) Menghilangkan gambaran jaringan normal dengan *spectral pre-saturasi*.

c) *Spasial resolusi* (Westbrook dan Kaut, 1999)

Besarnya matriks akuisisi mengontrol *resolusi citra* dan waktu *scanning*. *Spasial resolusi* dapat diperoleh dengan menentukan jumlah *pixel (picture element)* atau satuan pembentuk gambar yang ditampilkan dalam *Field Of View (FOV)*.

Resolution berhubungan dengan *Signal to Noise Ratio (SNR)*. Umumnya, *resolusi citra* sebanding dengan pemilihan ukuran jaringan

dalam arah frekuensi *encoding*. Ukuran matriks pada sumbu frekuensi dapat dipilih dari 256 sampai 512 satuan. Ada banyak cara untuk mempertinggi spasial resolusi, salah satunya dengan menggunakan *pixel-pixel* kecil yang memiliki suatu matriks pencitraan yang besar, namun nilai SNR akan berkurang. Hal ini karena besarnya sinyal yang sama harus didistribusikan keseluruhan *pixel* yang banyak jumlahnya, sehingga setiap *pixel* menerima sinyal yang kecil. Makin besar ukuran matriks maka waktu pengambilan citranya semakin lama.

Faktor lain yang mempengaruhi spasial resolusi adalah ketebalan irisan. Irisan yang tebal cenderung menghasilkan pembagian volume yang lebih besar, dimana hal ini dapat menyarankan pembatasan obyek-obyek yang lebih kecil. Penggunaan irisan tipis dapat mengatasi keadaan tersebut, tetapi menyebabkan SNR berkurang karena berkurangnya sinyal *pixel*. Jadi penambahan ketebalan irisan akan memperoleh SNR yang lebih baik dan dapat mencakup suatu volume jaringan yang besar, tetapi resolusi spasialnya kecil. Sebaliknya irisan yang tipis memberikan resolusi yang lebih tinggi tetapi volume yang dapat dicakup lebih kecil.

d) Waktu *Pencitraan* (*Scan Time*)

Waktu *pencitraan*, dipengaruhi oleh *Time Repetition* (TR), jumlah *phase encoding* dan NEX. Sehingga untuk mengurangi waktu dilakukan dengan cara (Westbrook dan Kaut, 1999):

- 1) TR sependek mungkin.
- 2) Matriks yang kasar.
- 3) NEX sekecil mungkin.

7) Optimasi Pemeriksaan *Knee Joint*

Penggunaan *coil ekstrimitas* yang tepat, terutama dari kuadratur, akan memperoleh SNR yang tinggi, menghasilkan resolusi yang lebih tinggi atau waktu scan yang lebih singkat. Penempatan kaki pada kira-kira 15 sampai 20° rotasi eksternal akan memungkinkan gambaran ACL menjadi lebih mudah dilihat dalam *sagital plane*. *Slice thickness* kurang dari 5 mm, dan FOV terkecil kurang dari 20 cm dan umumnya lebih dekat ke 15 cm dengan pemilihan matrix tertinggi yang akan memungkinkan kualitas *pencitraan optimum* dalam waktu scan yang singkat (Woodward, 1997).

Masalah-masalah *artefak*, sumber utama *artefak* berasal dari getaran pembuluh *popliteal* dan gerakan pasien. Getaran-getaran *pra-saturasi* menggantikan superior dan inferior agar FOV mengimbangi secara cukup dalam banyak kasus (Woodward, 1997).

B. Kerangka Teori

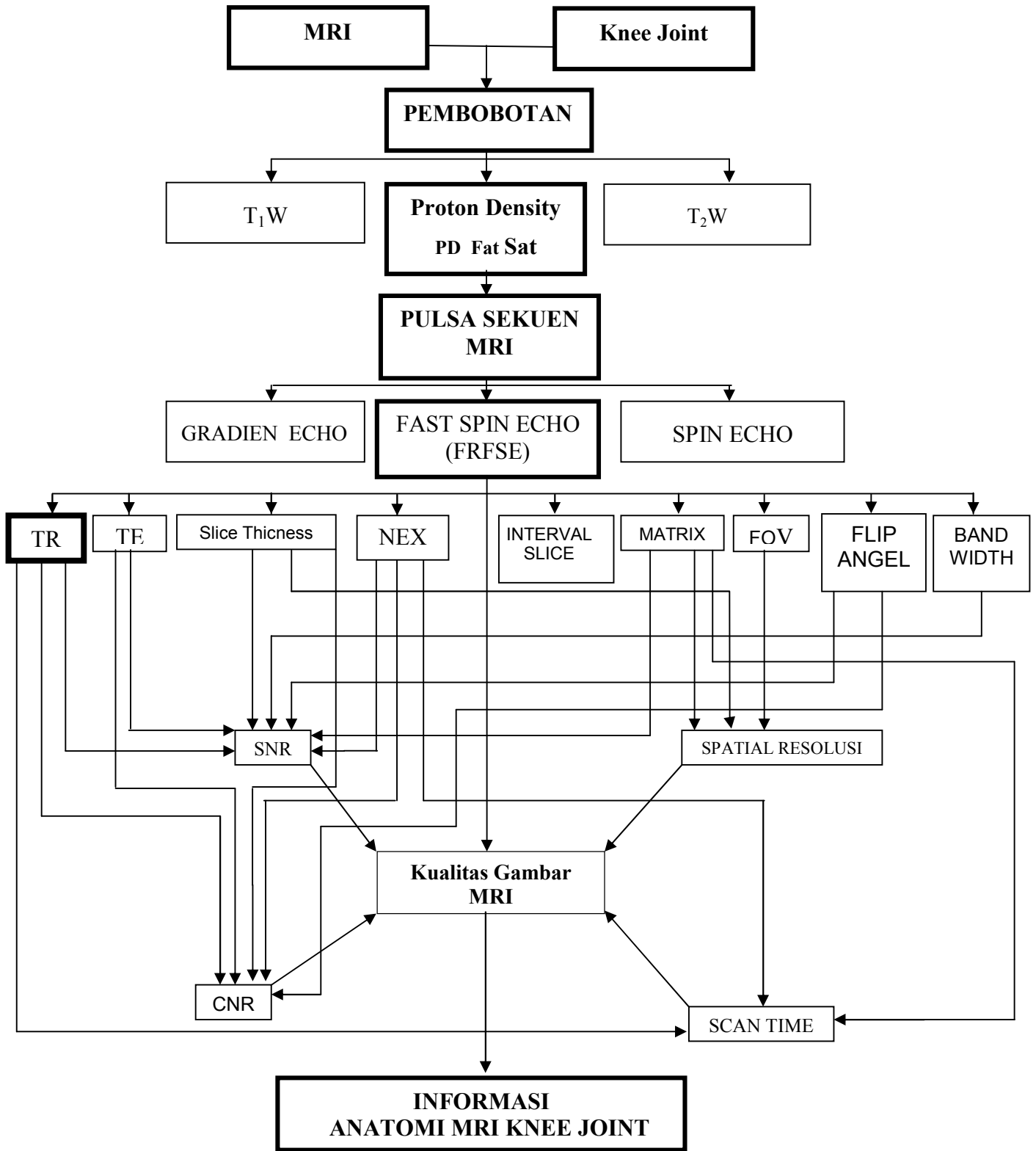


Diagram 2.1 Kerangka Teori

C. Hipotesa Penelitian

Ho : Tidak ada perbedaan informasi anatomi MRI *knee joint* potongan *sagital* dengan variasi *time repetition* (TR) pada pembobotan *proton density* (PD) *fat saturation*.

Ha : Ada perbedaan informasi anatomi MRI *knee joint* potongan *sagital* dengan variasi *time repetition* (TR) pada pembobotan *proton density* (PD) *fat saturation*

BAB III

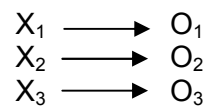
METODE PENELITIAN

A. Jenis Penelitian

1. Jenis dan Desain Penelitian

Jenis penelitian ini adalah penelitian kuantitatif dengan desain penelitian pre eksperimen.

Desain pre eksperimen yang di pakai dalam penelitian ini adalah *one-shot case study* dengan desain sebagai berikut :



Keterangan :

X_1 : perlakuan dengan TR 2000 ms

X_2 : perlakuan dengan TR 2800 ms

X_3 : perlakuan dengan TR 4000 ms

O_1 : informasi anatomi setelah perlakuan dengan TR 2000 ms

O_2 : informasi anatomi setelah perlakuan dengan TR 2800 ms

O_3 : informasi anatomi setelah perlakuan dengan TR 4000 ms

Percobaan dilakukan untuk mengetahui perbedaan informasi anatomil *knee joint* potongan *sagital* dengan variasi nilai TR pada pembobotan *proton density* yang menggunakan modalitas MRI 1,5 Tesla. Peneliti melakukan kuesioner kepada sejumlah radiolog terhadap hasil citra MRI yang dihasilkan dari perubahan scan parameter TR. Hasil jawaban responden berupa data kuantitatif dianalisa menggunakan program SPSS.

2. Rencana Penelitian

a. Tempat Penelitian

Tempat penelitian dilakukan di RS ST ELISABETH Semarang

b. Waktu Penelitian

Waktu penelitian pada bulan April - Juni 2016

c. Obyek Penelitian

Obyek penelitian adalah citra MRI dengan variasi TR 2000 ms, 2800 ms, dan 4000 ms pembobotan *Proton Density (PD) Fat Sat*.

d. Responden

Pada penelitian ini responden adalah dokter spesialis radiologi di RS ST ELISABETH Semarang yang berkompeten memberikan ekspertise gambar MRI. Jumlah responden sebanyak 2 radiolog.

B. Variabel Penelitian

1. Variabel Bebas

Variabel bebas dalam penelitian ini adalah *Time Repitition (TR)*.

2. Variabel Terikat

Variabel terikat dalam penelitian ini adalah informasi anatomi MRI *knee joint* potongan *sagital* pembobotan *Proton Density (PD) Fat Sat*.

3. Variabel Terkontrol

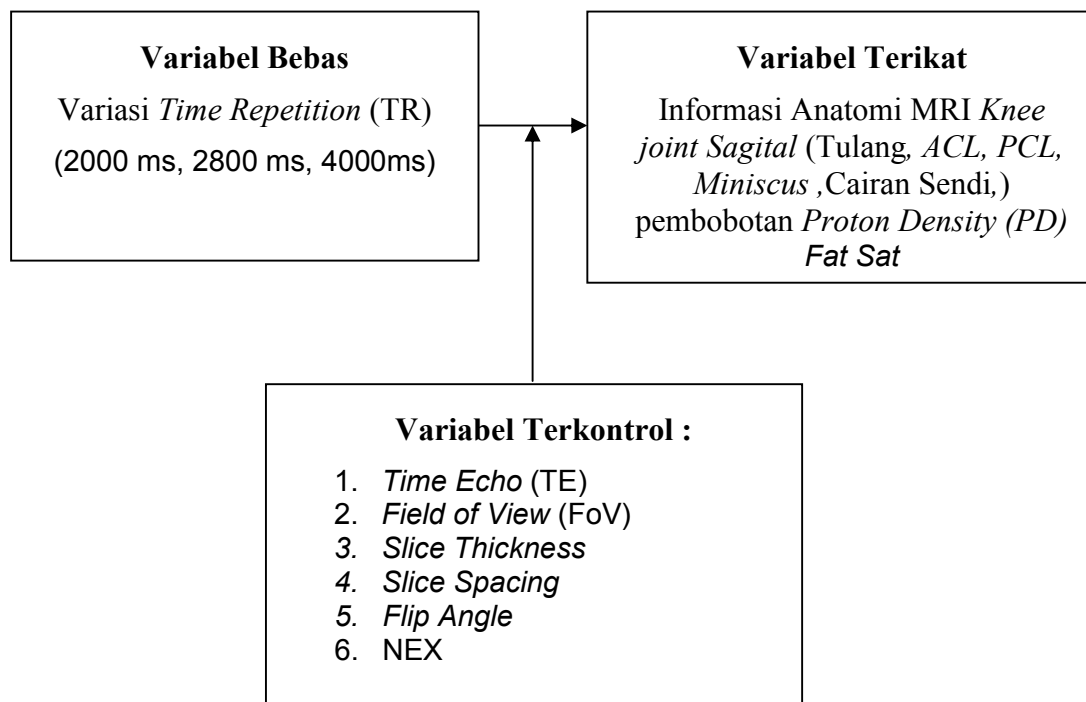
Variabel terkontrol dalam penelitian ini adalah TE, FOV, *Slice Thickness*, *Slice Spacing*, *Flip Angle*, dan NEX.

C. Definisi Operasional

1. *Time Repetition* (TR) adalah waktu pengulangan RF pulsa 90° - 90° , dimana nilai TR nya adalah TR 2000 ms, 2800 ms dan 4000 ms. Variasi Nilai TR yang dilakukan masih dalam batas rekomendasi program pesawat MRI 1,5 T.
2. Potongan *sagital* adalah potongan sejajar bidang yang membagi tubuh menjadi bagian kiri dan kanan. Pada penelitian ini, citra MRI yang akan dibandingkan adalah potongan *sagital*. Potongan *sagital* dipilih karena dapat menampilkan anatomi tulang, *Anterior Cruciate Ligament* (ACL), PCL, *meniscus*, dan cairan sendi dengan baik dan jelas.
3. *Proton Density Fat Sat* adalah jenis pembobotan yang diperoleh dari TR panjang (diatas 2000 ms) dan TE pendek (kurang atau sama dengan 30 ms). Pembobotan proton density yang digunakan dengan teknik *fat saturasi* untuk menekan sinyal lemak, yaitu pada *frekuensi presisi vektor* lemak.
4. FRFSE (*fast recovery fast spin echo*) adalah modifikasi dari sekuens FSE (*fast spin echo*) standar dengan penambahan pulsa RF untuk *recovery longitudinal* magnetisasi setelah *echo train* diperoleh.
5. *Time Echo* (TE) adalah interval waktu dari saat terakhir pulsa RF diberikan sampai terdeteksinya sinyal MR maksimum. TE yang diberikan adalah 30 ms.
6. *Flip Angle* (FA) adalah pengaturan parameter yang menyatakan sudut pergerakan vector magnetisasi jaringan yaitu sebesar 90° .
7. *Slice Thickness* adalah ketebalan dari setiap irisan atau jaringan. Ketebalan irisan adalah 4 mm.

8. Informasi anatomi *knee joint* adalah informasi yang mempunyai hasil gambaran yang optimal dilihat dari gambaran anatomi dan kontras yang dinilai dari gambar secara *visual*. Dalam hal ini ditunjukkan hasil gambar dari MRI yang menurut responden adalah 1 = Tidak Jelas, 2 = Jelas, 3 = Sangat Jelas. Gambaran anatomi yang dinilai, meliputi: kejelasan anatomi tulang, *Anterior Cruciate Ligament (ACL)*, *Posterior Cruciate Ligament*, *Meniscus*, dan cairan sendi. Informasi gambar dinilai dengan pemberian skor. Skor 3 berarti "sangat jelas", diberikan apabila anatomi tulang, *Anterior Cruciate Ligament (ACL)*, *Posterior Cruciate Ligament*, *Meniscus*, dan cairan sendi yang diamati tampak jelas, berbatas tegas dan mudah dilihat oleh observer. Skor 2 berarti "jelas" diberikan apabila anatomi tulang, *Anterior Cruciate Ligament (ACL)*, *Posterior Cruciate Ligament*, *Meniscus*, dan cairan sendi yang diamati tampak jelas, namun tidak berbatas tegas seperti informasi citra yang diberi skor 3. Skor 1 berarti "tidak jelas", yaitu apabila anatomi tulang, *Anterior Cruciate Ligament (ACL)*, *Posterior Cruciate Ligament*, *Meniscus*, dan cairan sendi yang diamati tidak jelas bahkan observer sulit menemukan informasi yang dimaksud pada citra yang diamati.

D. Kerangka Konsep



E. Populasi dan Sampel Penelitian

1. Populasi

Populasi penelitian ini adalah orang yang mempunyai *knee joint* / lutut yang normal.

2. Sampel

Sampel penelitian ini adalah 10 orang yang dipilih dengan kriteria *inklusi* Indeks Masa Tubuh (IMT) normal (18.5 - 24.9 kg/m²), tidak ada riwayat trauma lutut, tidak ada riwayat pembedahan pada lutut, tidak mengalami sakit pada lutut dan umur antara 20 – 40 tahun.

Perhitungan besar sampel minimal pada penelitian pre eksperimen ini dihitung berdasarkan rumus sederhana menurut Supranto, J (2000).

$$(t-1)(r-1) > 15$$

$$(3-1)(r-1) > 15$$

$$2(r-1) > 15$$

$$r-1 > 15/2$$

$$r > 7,5 + 1$$

$$r > 8,5$$

dimana : t = banyaknya kelompok perlakuan (3 perlakuan)

r = jumlah replikasi (sampel citra)

Dari hasil perhitungan sampel minimal diperoleh sampel untuk penelitian dengan 3 perlakuan sebanyak lebih dari 8,5 atau 9 orang.

3. Teknik *Sampling*

Teknik *sampling* yang digunakan peneliti adalah *purposive sampling*. Sugiyono (2001) menyatakan bahwa *sampling purposive* adalah teknik penentuan sampel dengan pertimbangan tertentu. Menurut Margono (2004), pemilihan sekelompok subjek dalam *purposive sampling* didasarkan atas ciri-ciri tertentu yang dipandang mempunyai sangkut paut yang erat dengan ciri-ciri populasi yang sudah diketahui sebelumnya, dengan kata lain unit sampel yang dihubungi disesuaikan dengan kriteria-kriteria tertentu yang diterapkan berdasarkan tujuan penelitian. Dalam penelitian ini peneliti memakai kriteria *inklusi* : Indeks Masa Tubuh (IMT) normal (18.5 - 24.9 kg/m²), tidak ada riwayat trauma lutut, tidak ada riwayat pembedahan pada lutut, tidak mengalami sakit pada lutut dan umur antara 20 – 40 tahun.

F. Teknik Pengambilan Data

1. Metode Pengumpulan Data

Untuk mendapatkan *objektivitas* dan *validitas* data dari karya tulis ilmiah ini, maka penulis menggunakan beberapa metode pengumpulan data.

2. Dokumentasi

Penulis membuat citra *knee joint sagital* dengan pembobotan *proton density fat sat*, TR 2000 ms, 2800 ms dan 4000 ms dengan pesawat MRI 1,5 T Instalasi Radiologi RS Elisabeth Semarang dengan parameter seperti TE, FoV, *Slice Thickness*, *Slice Spacing*, *Flip Angle* dan *NEX* tetap.

3. Kuesioner

Kuesioner pertanyaan seputar informasi anatomi MRI *Knee Joint* potongan *sagital* pada masing-masing variasi TR. Untuk mendapatkan informasi tersebut maka penulis membagikan kuesioner pada dua dokter spesialis radiologi.

4. Studi Literatur

Studi dan buku, artikel maupun jurnal yang ada diperpustakaan atau dari internet yang relevan dengan penelitian.

G. Alat dan bahan yang digunakan

1. Satu unit pesawat MRI GE HDxt 1,5 *Tesla Superkonduktor*.
2. Satu unit *console table*.
3. Satu unit *Works Station MR*.
4. Satu unit laser *printer Fuji DryPix 4000*.
5. *Coil Knee Joint: GPFlex*.

6. *Fiksasi/straps*.
7. Film 35cm x 43cm.
8. *Illuminator*.
9. Alat tulis.

H. Prosedur Penelitian

1. *Volunteer* diberi *inform consent* tentang maksud dan tujuan penelitian, penjelasan tentang prosedur dan jalannya pemeriksaan serta diyakinkan bahwa penelitian ini tidak berbahaya bagi mereka.
2. Mengisi lembar *prescreening* pemeriksaan MRI.
3. Memberikan anjuran bagi *volunteer* untuk buang air sebelum dilakukan pemeriksaan.
4. Menginstruksikan *volunteer* untuk mengenakan baju pasien dan melepaskan benda-benda yang mengandung logam seperti gigi palsu, kalung, anting, dan jepit rambut.
5. Mengukur berat badan pasien.
6. Memasang headset untuk mengurangi kebisingan.
7. Memberikan penjelasan kepada *volunteer* bahwa pemeriksaan MRI membutuhkan waktu yang lama, menimbulkan suara bising, dan organ yang diperiksa tidak boleh bergerak dalam waktu tertentu.
8. Registrasi dengan mengisi data pasien *volunteer*.
9. Pengaturan posisi
 - a. Pasien diposisikan *supine* di atas meja pemeriksaan, bagian daerah *knee joint* diatur pada area *knee coil*.

- b. Posisi tubuh pasien diatur senyaman mungkin, dipastikan tidak ada rotasi, *Mid Sagital Plane* (MSP) tegak lurus meja pemeriksaan dan sejajar dengan lampu indikator longitudinal.
 - c. *Center point* lampu kolimator dipusatkan pada *regio* pertengahan *Knee Joint*.
 - d. Pasien diberi selimut.
 - e. Pasien dimasukkan ke dalam area magnet.
10. Pengaturan *sekuens* dan parameter

Pemeriksaan dilakukan dengan sekuens PD *Fat Saturation* dengan 3 variasi TR, dilakukan pada obyek *knee joint* yang sama, dengan cara masing-masing pasien dilakukan scanning dengan sekuens PD *Fat Saturation*.

Tabel 3.1 Parameter pada pesawat MRI

Parameter/variase	1	2	3
TR	2000ms	2800ms	4000ms
TE	30ms	30ms	30ms
FOV	18mm	18mm	18mm
Slice Thickness	4,0mm	4,0mm	4,0mm
Interslice	1mm	1mm	1mm
NEX	4	4	4

11. Dari irisan yang dihasilkan dipilih beberapa citra yang dapat menampilkan tulang, *ligament* (ACL dan PCL), *meniscus* dan cairan pada irisan yang sama tiap variasi TR.
12. Citra hasil penelitian dicetak dalam satu film tanpa keterangan apapun baik nama pasien maupun parameter yang digunakan, hanya diberi kode serial *citra*.

13. Dua orang dokter spesialis radiologi dimohon untuk mencermati citra dari masing-masing gambar. Penelitian kualitatif berupa penilaian terhadap tulang, ACL, PCL, *meniscus* dan cairan sendi memilih citra yang paling baik.
14. Penilaian dokter spesialis radiologi untuk informasi anatomi dilakukan dengan memberi nilai pada kuesioner yang disediakan sesuai dengan petunjuk.
15. Pertanyaan terhadap informasi anatomi (kejelasan tulang, ACL, PCL, *Meniscus*, dan cairan sendi) diberikan skor 1 : tidak jelas, skor 2 : jelas, skor 3 : sangat jelas.

I. Analisis Data

Hasil penilaian dokter akan diolah dan dianalisa dengan menggunakan SPSS versi 16 *for windows*. Data yang dihasilkan berupa data ratio. Selanjutnya data tersebut diolah dengan metode statistik menggunakan *friedman test* untuk mengetahui apakah ada perbedaan yang bermakna dari variasi TR 2000 ms ,2800 ms dan TR 2800. Untuk menguji ada perbedaan yang signifikan dengan cara menilai p value, jika $p < 0,05$ artinya ada perbedaan yang signifikan dari variasi TR 2000 ms , TR 2800 ms dan TR 4000 ms dan jika $p > 0,05$, maka dapat disimpulkan bahwa tidak ada perbedaan yang signifikan dari variasi TR 2000 ms, TR2800, TR 4000 ms. TR optimal ditentukan dari hasil penilaian responden yang diolah untuk mendapatkan nilai mean rank dari setiap variasi TR yang digunakan pada pembobotan *proton density fat sat MRI knee joint sagital* terhadap informasi anatomi *knee joint sagital*.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

A. HASIL PENELITIAN

Penelitian dilakukan terhadap 10 orang sukarelawan berjenis kelamin pria dan wanita, rentang usia antara 20 tahun sampai dengan 40 tahun, dengan berat 40 Kg sampai dengan 100 Kg.

Tabel 4.1 Karakteristik Sukarelawan

No	Berat Badan	Tinggi Badan	IMT	Kategori
1	60	167	21,5	Normal
2	71	175	23,2	Normal
3	72	175	23,5	Normal
4	63	168	22,3	Normal
5	55	154	23,2	Normal
6	60	165	22	Normal
7	65	168	23	Normal
8	63	165	23,1	Normal
9	57	163	21,5	Normal
10	47	154	19,8	Normal

Sumber : Data Penelitian

Dari ke 10 sukarelawan tersebut diperoleh informasi anatomi MRI *Knee Joint* Potongan *Sagital* sebanyak 10 *citra*. Masing masing *citra* dipilih yang dapat menampakkan anatomi *tulang, ACL, PCL, Meniscus, dan cairan sendi* pada masing-masing variasi TR. Data yang diperoleh diolah dengan SPSS versi 16. Data diperoleh dari kuisioner yang diisi oleh 2 Radiolog dengan pengalaman kerja di bidang Radiologi Diagnostik diatas 5 tahun serta berpengalaman dalam *ekspertise MRI khususnya MRI muskuloskeletal*.

Penelitian ini dilakukan dengan variasi TR yaitu 2000 ms, 2800 ms dan 4000 ms. Penilaian terhadap informasi citra anatomi dilakukan dalam bentuk kuisisioner yang diberikan kepada 2 radiolog yang sudah berpengalaman di bidang MRI khususnya dalam membaca MRI *muskuloskeletal*. Sebelum dilakukan uji statistik untuk mengetahui perbedaan informasi anatomis antara dua metode tersebut dari hasil kuisisioner, dilakukan pengujian *kappa test* untuk mengetahui kesesuaian atau kesamaan persepsi responden dalam penilaian kuisisioner. Adapun hasil pengujian *kappa test* terhadap 2 responden sebagai berikut:

Tabel 4.2 Hasil Uji Kappa terhadap Responden

NO	Variasi TR	Nilai Kappa	Signifikansi
1	2000 ms	0.737	0.016
2	2800 ms	0.783	0.011
3	4000 ms	0.737	0.016

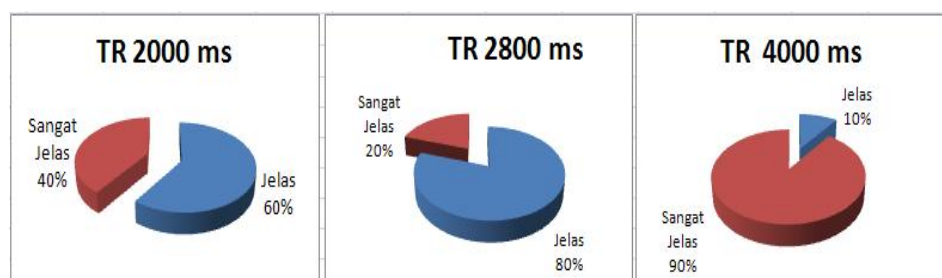
Sumber : Data Penelitian

Berdasarkan hasil uji kappa dapat dilihat nilai uji *kappa* pada variasi TR memiliki nilai di atas 0,65 ($>0,65$) yang berarti kesesuaian atau kesamaan persepsi antara 2 responden baik . Untuk nilai signifikansi dari variasi TR adalah < 0.05 ($p \text{ value} < 0.05$) yang berarti pengujian *kappa test* untuk menilai kesesuaian atau kesamaan persepsi responden dalam penilaian kuisisioner benar-benar signifikan. Jadi dapat disimpulkan tidak terdapat perbedaan persepsi penilaian kuisisioner diantara kedua responden, sehingga hasil kuisisioner dapat dilanjutkan untuk pengujian berikutnya.

1. Perbedaan Informasi Anatomi *Knee Joint* potongan *sagital* dengan variasi TR pembobotan *PD fat saturation*

a. Perbedaan informasi anatomi *Knee Joint* obyek Tulang

Kejelasan objek pada tulang diperoleh berdasarkan penilaian responden. Diagram 4.1 merupakan grafik frekuensi penilaian responden pada tulang.



Sumber : Data Penelitian

Grafik 4.1 Frekuensi Penilaian Pada Tulang

Hasil frekuensi penilaian responden dari 10 citra obyek tulang diperoleh TR2000 nilai jelas 6 (60 %) citra dan sangat jelas 4 (40%) citra, TR2800 nilai jelas 8 (80 %) citra dan sangat jelas 2 (20%) citra, dan TR4000 nilai jelas 1 (10 %) citra dan sangat jelas 9 (90%) citra.

Tabel 4.3 Gambaran Deskriptif Tulang

Variasi TR	N	Mean	Deviasi	Minimum	Maximum
TR2000	10	2.40	0.51640	2.00	3.00
TR2800	10	2.20	0.42164	2.00	3.00
TR4000	10	2.90	0.31623	2.00	3.00

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS versi 16

Hasil deskriptif terlihat rata-rata pada variasi TR 2000 ms adalah sebesar 2.4, TR 2800 ms sebesar 2.2, dan TR 4000 adalah sebesar 2.9. Deviasi standar masing-masing sebesar 0.516 (TR 2000), 0.422 (TR 2800), dan 0.316 (TR 4000)

Hasil penilaian responden pada grafik 4.1 merupakan data ordinal, untuk itu digunakan uji friedman untuk mengetahui apakah ada perbedaan yang bermakna antara kejelasan objek tulang dengan variasi TR. Hasil uji *friedman* pada grafik 4.1 adalah sebagai berikut :

Tabel 4.4 Rata – Rata Objek Tulang

Variasi TR	Mean Rank
TR2000	1.85
TR2800	1.55
TR4000	2.60

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS versi 16

Tabel 4.5 Hasil Friedman Test Objek Tulang

Friedman Test	Nilai
N	10
Chi-Square	9.750
df	2
Asymp. Sig.	.008

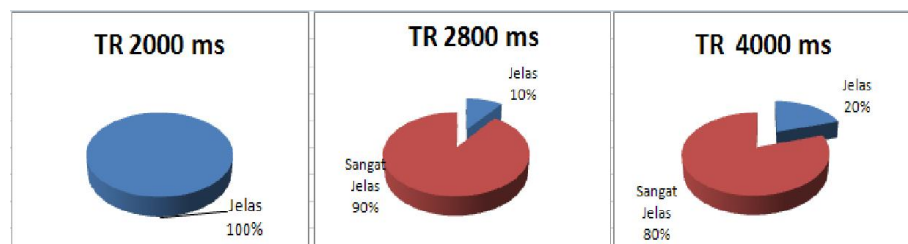
Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS versi 16

Pada tabel friedman test statistik terlihat bahwa besaran nilai *Chi Square* = 9.750 dan *asyp sig* 0.008. Hasil uji *signifikansi Chi Square* menunjukkan bahwa $\text{sig} < 0.05$ sehingga dapat disimpulkan bahwa tiga variasi TR yang diberikan memberikan hasil penilaian yang berbeda dari *citra* tulang pada *Knee Sagital* dengan pembobotan PD *fatsat* .

Hasil ranking diketahui bahwa TR4000 mendapat penilaian paling tinggi, disusul TR2800, dan terakhir TR2000.

b. Perbedaan informasi anatomi objek *Anterior Cruciate Ligamen* (ACL)

Kejelasan objek pada ACL diperoleh berdasarkan penilaian responden. Diagram 4.2 merupakan grafik frekuensi penilaian pada ACL.



Sumber : Data Penelitian

Grafik 4.2 Frekuensi Penilaian Pada ACL

Hasil frekuensi penilaian responden dari 10 citra obyek ACL diperoleh TR2000 nilai jelas 10 (100 %) citra, TR2800 nilai jelas 1 (10%) citra dan sangat jelas 9 (90%) citra, dan TR4000 nilai jelas 2 (20 %) citra dan sangat jelas 8 (80%) citra.

Tabel 4.6 Deskriptif ACL

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
TR2000	10	2.0000	.00000	2.00	2.00
TR2800	10	2.9000	.31623	2.00	3.00
TR4000	10	2.8000	.42164	2.00	3.00

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Hasil deskriptif terlihat rata-rata pada variasi TR 2000 ms adalah sebesar 2, TR 2800 ms sebesar 2.9, dan TR 4000 adalah sebesar 2.8. Deviasi standar masing-masing sebesar 0.000 (TR 2000), 0.316 (TR 2800), dan 0.422 (TR 4000)

Hasil penilaian responden pada grafik 4.2 merupakan data ordinal, untuk itu digunakan uji friedman untuk mengetahui apakah ada perbedaan yang bermakna antara kejelasan objek ACL dengan variasi TR. Hasil uji friedman adalah sebagai berikut :

Tabel 4.7 Mean Ranks ACL

	Mean Rank
TR2000	1.15
TR2800	2.50
TR4000	2.35

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Tabel 4.8 Friedman Test ACL

Friedman Test	Nilai
N	10
Chi-Square	16.222
df	2
symp. Sig.	.000

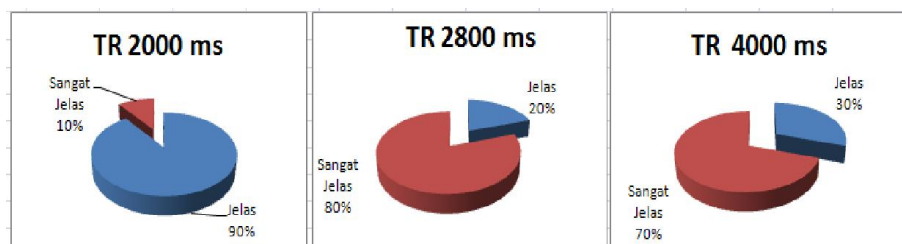
Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Pada tabel Friedman Test statistik terlihat bahwa besaran nilai *Chi Square* = 16.222 dan *asympt sig* 0.000. Hasil uji *signifikansi Chi Square* menunjukkan bahwa $\text{sig} < 0.05$ sehingga dapat disimpulkan bahwa tiga variasi TR yang diberikan memberikan hasil penilaian yang berbeda dari *citra ACL* pada *Knee Sagital* dengan pembobotan PD *fatsat*.

Hasil ranking diketahui bahwa TR2800 mendapat penilaian paling tinggi, disusul TR4000, dan terakhir TR2000.

c. Perbedaan informasi anatomi Objek *Posterior Cruciate Ligamen* (PCL)

Kejelasan objek pada PCL diperoleh berdasarkan penilaian responden. Diagram 4.3 merupakan grafik frekuensi penilaian pada PCL.



Sumber : Data Penelitian

Grafik 4.3 Frekuensi Penilaian Pada PCL

Hasil frekuensi penilaian responden dari 10 citra obyek PCL diperoleh TR2000 nilai jelas 9 (90 %) citra dan sangat jelas 1 (10%) citra, TR2800 nilai jelas 2 (20%) citra dan sangat jelas 8 (80%) citra, dan TR4000 nilai jelas 3 (30 %) citra dan sangat jelas 7 (70%) citra.

Tabel 4.9 Gambaran Deskriptif PCL

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
TR2000	10	2.1000	.31623	2.00	3.00
TR2800	10	2.8000	.42164	2.00	3.00
TR4000	10	2.7000	.48305	2.00	3.00

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Hasil deskriptif terlihat rata-rata pada variasi TR 2000 ms adalah sebesar 2.1, TR 2800 ms sebesar 2.8, dan TR 4000 adalah sebesar 2.7. Deviasi standar masing-masing sebesar 0.316 (TR 2000), 0.422 (TR 2800), dan 0.483 (TR 4000)

Hasil penilaian responden pada grafik 4.3 merupakan data ordinal, untuk itu digunakan uji friedman untuk mengetahui apakah ada perbedaan yang bermakna antara kejelasan objek PCL dengan variasi TR. Hasil uji friedman adalah sebagai berikut :

Tabel 4.10 Mean Ranks PCL

	Mean Rank
TR2000	1.35
TR2800	2.40
TR4000	2.25

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Tabel 4.11 Friedman Test PCL

Friedman Test	Nilai
N	10
Chi-Square	10.750
df	2
Asymp. Sig.	.005

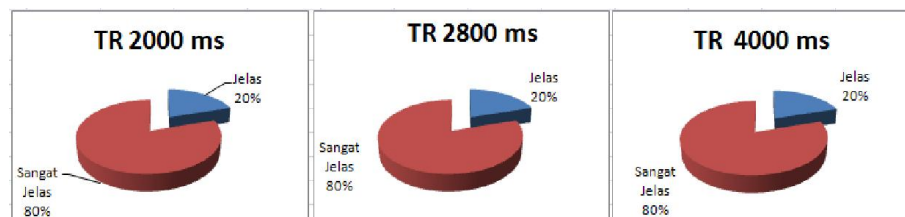
Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Pada tabel Friedman Test statistik terlihat bahwa besaran nilai *Chi Square* = 10.750 dan *asympt sig* 0.005. Hasil uji *signifikansi Chi Square* menunjukkan bahwa $\text{sig} < 0.05$ sehingga dapat disimpulkan bahwa tiga variasi TR yang diberikan memberikan hasil penilaian yang berbeda dari informasi anatomi PCL pada *Knee Sagital* dengan pembobotan PD *fatsat*.

Hasil ranking diketahui bahwa TR2800 mendapat penilaian paling tinggi, disusul TR4000, dan terakhir TR2000.

d. Perbedaan informasi anatomi Objek *meniscus*

Kejelasan objek pada *meniscus* diperoleh berdasarkan penilaian responden. Grafik 4.4 merupakan grafik frekuensi penilaian pada *meniscus*.



Sumber : Data Penelitian

Grafik 4.4 Frekuensi Penilaian Pada *Meniscus*

Hasil frekuensi penilaian responden dari 10 citra objek *meniscus* diperoleh TR2000 nilai jelas 2 (20 %) *citra* dan sangat jelas 8 (80%) *citra*, TR2800 nilai jelas 2 (20 %) *citra* dan sangat jelas 8 (80%) *citra*, dan TR4000 nilai jelas 2 (20 %) *citra* dan sangat jelas 8 (80%) *citra*.

Tabel 4.12 Gambaran Deskriptif *Meniscus*

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
TR2000	10	2.8000	.42164	2.00	3.00
TR2800	10	2.8000	.42164	2.00	3.00
TR4000	10	2.8000	.42164	2.00	3.00

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Hasil deskriptif terlihat rata-rata pada variasi TR 2000 ms adalah sebesar 2.8, TR 2800 ms sebesar 2.8, dan TR 4000 adalah sebesar 2.8. Deviasi standar masing-masing sebesar 0.422 (TR 2000), 0.422 (TR 2800), dan 0.422 (TR 4000).

Hasil penilaian responden pada grafik 4.4 merupakan data ordinal, untuk itu digunakan uji Friedman untuk mengetahui apakah ada perbedaan yang bermakna antara kejelasan objek *meniscus* dengan variasi TR. Hasil uji Friedman adalah sebagai berikut :

Tabel 4.13 Mean Ranks *Meniscus*

	Mean Rank
TR2000	2.00
TR2800	2.00
TR4000	2.00

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Tabel 4.14 Friedman Test *Meniscus*

Friedman Test	Nilai
N	10
Chi-Square	.000
df	2
Asymp. Sig.	1.000

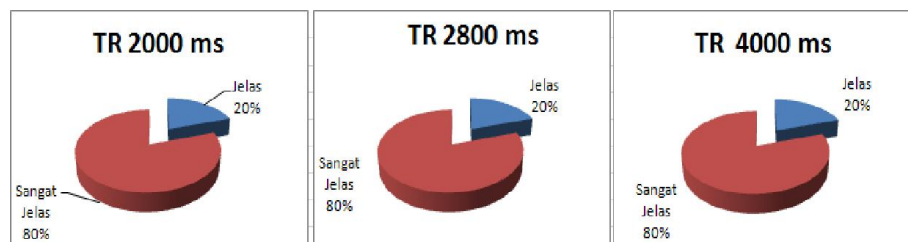
Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Pada tabel Friedman test statistik terlihat bahwa besaran nilai *Chi Square* = 0.000 dan *asymp sig* 1.00. Hasil uji *signifikansi Chi Square* menunjukkan bahwa $\text{sig} > 0.05$ sehingga dapat disimpulkan bahwa tiga variasi TR yang diberikan memberikan hasil penilaian yang sama dari informasi anatomi *Meniscus* pada *Knee Sagital* dengan pembobotan PD *fatsat*.

Hasil ranking diketahui bahwa TR2000, TR2800, dan TR4000, memiliki nilai ranking yang sama yaitu 2.00.

e. Perbedaan informasi anatomi Objek Cairan Sendi

Kejelasan objek pada cairan sendi diperoleh berdasarkan penilaian responden. Diagram 4.5 merupakan grafik frekuensi penilaian pada cairan sendi.



Sumber : Data Penelitian

Grafik 4.5 Frekuensi Penilaian Pada Cairan Sendi

Hasil frekuensi penilaian responden dari 10 *citra* cairan sendi diperoleh TR2000 nilai jelas 2 (20 %) *citra* dan sangat jelas 8 (80%) *citra*, TR2800 nilai jelas 2 (20 %) *citra* dan sangat jelas 8 (80%) *citra*, dan TR4000 nilai jelas 2 (20 %) *citra* dan sangat jelas 8 (80%) *citra*.

Tabel 4.15 Gambaran Deskriptif Cairan Sendi

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
TR2000	10	2.8000	.42164	2.00	3.00
TR2800	10	2.8000	.42164	2.00	3.00
TR4000	10	2.8000	.42164	2.00	3.00

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Hasil deskriptif terlihat rata-rata pada variasi TR 2000 ms adalah sebesar 2.8, TR 2800 ms sebesar 2.8, dan TR 4000 adalah sebesar 2.8. Deviasi standar masing-masing sebesar 0.422 (TR 2000), 0.422 (TR 2800), dan 0.422 (TR 4000).

Hasil penilaian responden pada grafik 4.5 merupakan data ordinal, untuk itu digunakan uji friedman untuk mengetahui apakah ada perbedaan yang bermakna antara kejelasan objek meniscus dengan variasi TR. Hasil uji friedman adalah sebagai berikut :

Tabel 4.16 *Mean Ranks* Cairan Sendi

	Mean Rank
TR2000	2.00
TR2800	2.00
TR4000	2.00

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Tabel 4.17 Friedman Test Cairan Sendi

Friedman Test	Nilai
N	10
Chi-Square	.000
df	2
Asymp. Sig.	1.000

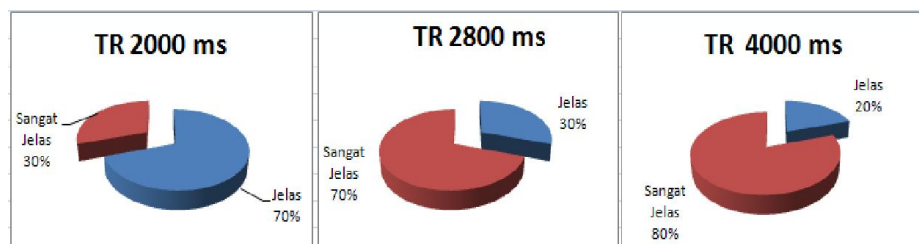
Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Pada tabel friedman test statistik terlihat bahwa besaran nilai *Chi Square* = 0.000 dan *asyp sig* 1.00. Hasil uji *signifikansi Chi Square* menunjukkan bahwa $\text{sig} > 0.05$ sehingga dapat disimpulkan bahwa tiga variasi TR yang diberikan memberikan hasil penilaian yang sama dari informasi cairan sendi pada *Knee Sagital* dengan pembobotan PD *fatsat*.

Hasil ranking diketahui bahwa TR2000, TR2800, dan TR4000, memiliki nilai ranking yang sama yaitu 2.00.

f. Perbedaan Informasi Anatomi *Knee Joint*

Kejelasan objek pada anatomi knee joint diperoleh berdasarkan penilaian responden terhadap ACL, PCL, *meniscus*, cairan sendi dan tulang. Grafik 4.6 merupakan grafik frekuensi penilaian pada *knee joint potongan sagital*.



Sumber : Data Penelitian

Grafik 4.6 Frekuensi Penilaian Pada *Knee Joint*

Hasil frekuensi penilaian responden dari 10 *citra* anatomi *knee joint* diperoleh TR2000 nilai jelas 7 (70 %) *citra* dan sangat jelas 3 (30%) *citra*, TR2800 nilai jelas 3 (30%) *citra* dan sangat jelas 7 (70%) *citra*, dan TR4000 nilai jelas 2 (20 %) *citra* dan sangat jelas 8 (80%) *citra*.

Tabel 4.18 Gambaran Deskriptif *Knee Joint*

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
TR2000	10	2.30	.483	2	3
TR2800	10	2.70	.483	2	3
TR4000	10	2.80	.422	2	3

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Hasil deskriptif terlihat rata-rata pada variasi TR 2000 ms adalah sebesar 2.3, TR 2800 ms sebesar 2.7, dan TR 4000 adalah sebesar 2.8. Deviasi standar masing-masing sebesar 0.483 (TR 2000), 0.483 (TR 2800), dan 0.422 (TR 4000).

Hasil penilaian responden pada grafik 4.6 merupakan data ordinal, untuk itu digunakan uji friedman untuk mengetahui apakah ada perbedaan yang bermakna antara kejelasan anatomi *Knee Joint* dengan variasi TR. Hasil uji friedman adalah sebagai berikut :

Tabel 4.19 Mean Ranks Knee Joint

	Mean Rank
TR2000	1.55
TR2800	2.15
TR4000	2.30

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Tabel 4.20 Friedman Test *Knee Joint*

Friedman Test	Nilai
N	10
Chi-Square	8.400
df	2
Asymp. Sig.	.015

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Pada tabel friedman test statistik terlihat bahwa besaran nilai *Chi Square* = 8.400 dan *asyp sig* 0.015. Hasil uji *signifikansi Chi Square* menunjukkan bahwa $\text{sig} < 0.05$ sehingga dapat disimpulkan bahwa tiga variasi TR yang diberikan memberikan hasil penilaian yang berbeda dari informasi anatomi *Knee Joint Sagital* dengan pembobotan PD *fatsat* .

Hasil ranking diketahui bahwa TR4000 mendapat penilaian paling tinggi, disusul TR2800, dan terakhir TR2000.

2. Nilai TR yang optimal terhadap informasi anatomi MRI *Knee Joint* potongan *Sagital* dengan pembobotan *Proton Density Fat Sat*

Dari hasil penilaian dokter spesialis radiologi sebagai responden didapatkan hasil yang optimal pada setiap objek *knee joint*. Selanjutnya dikelompokkan pada masing- masing TR untuk dilakukan uji friedman agar mendapatkan nilai mean rank pada masing - masing variasi TR sehingga diperoleh nilai TR yang optimal.

Tabel 4.21 Mean Ranks Knee Joint

	Mean Rank
TR2000	1.55
TR2800	2.15
TR4000	2.30

Sumber : Pengolahan data penelitian dengan SPSS V 16

Dari hasil output nilai *mean rank* yang diperoleh didapatkan nilai tertinggi pada variasi nilai TR 4000 yaitu 2.30 dan nilai mean rank terendah didapatkan pada variasi TR 2000 yaitu 1.55. Hal tersebut menunjukkan bahwa TR 4000 mempunyai nilai rata-rata tertinggi terhadap informasi anatomi hasil penilaian dokter.

B. PEMBAHASAN

1. Perbedaan informasi anatomi MRI *knee joint* potongan *sagital* dengan variasi *time repetition* (TR) pada pembobotan *proton density* (PD) *fat saturation*.

Hasil penelitian menunjukkan ada perbedaan informasi anatomi MRI *knee joint* potongan *sagital* dengan variasi TR pada pembobotan PD *fat sat* dengan nilai signifikansi 0,015 ($p < 0.05$). Perbedaan juga ditunjukkan dari *mean rank* TR 4000 yaitu 2.30 dan nilai *mean rank* terendah didapatkan pada variasi TR 2000 yaitu 1.55.

Kejelasan pada *Ligament* (ACL, PCL) responden menilai kejelasan anatomi dengan TR 2800 ms paling tinggi *mean rank* nya yaitu 2.5 (ACL), 2.4 (PCL) sedangkan pada kejelasan tulang TR 4000 ms mempunyai *mean rank* paling tinggi yaitu 2.6. Hal tersebut dapat disimpulkan bahwa untuk menampakkan bagian ligament (ACL dan PCL) pada *knee joint* dengan pembobotan PD *fat sat* TR 2800 ms menjadi TR yang paling baik. Sedangkan untuk menampakkan kejelasan tulang TR 4000 ms

merupakan TR yang paling baik. Pada objek *meniscus* dan cairan hasil uji friedman tidak menunjukkan perbedaan yang bermakna pada pembobotan PD *fat sat* dengan variasi TR.

Pembobotan PD adalah sifat intrinsik dari jaringan yang tergantung dari jumlah *proton* per unit volume. TR adalah sebagai parameter teknis yang digunakan yang akan mengontrol derajat kehitaman pada *citra* MRI. Pembobotan PD akan tergantung dari densitas proton dalam jaringan yang menentukan besar kecilnya sinyal yang akan ditangkap oleh MR *signal* pada *coil*. Pembobotan dilakukan dengan TR yang panjang yang akan mengurangi dominasi T1 *kontras* sedangkan TE yang pendek akan mengurangi dominasi T2 *kontras* (Wiley, 2003).

Menurut Martua Damanik, 2005 dalam jurnal nya dijelaskan bahwa pengurangan efek nilai T1 jaringan dilakukan dengan TR yang panjang atau long TR yang mengakibatkan terjadinya proses magnetisasi ke *equilibrium* atau relaksasi longitudinal untuk semua jenis jaringan sudah mencapai magnetisasi maksimum. Ketika sudah mencapai magnetisasi maksimum perbedaan intensitas sinyal *relative* untuk semua jaringan seperti disebut diatas tidak *signifikan*.

Intensitas sinyal diperoleh berdasarkan kandungan atom *Hydrogen (H)* dalam jaringan. Jaringan yang memiliki atom *Hydrogen* banyak akan menghasilkan intensitas sinyal yang kuat (*hiperinten*) dibandingkan jaringan yang memiliki atom *Hydrogen* yang sedikit. (Westbrook dan Kaut, 2011)

Menurut Weishaupt, 2006 gambaran *proton density* baik digunakan untuk mengevaluasi struktur dengan intensitas sinyal rendah seperti pada tulang dan *ligament*. Pembobotan PD menggunakan TR yang panjang karena dengan TR yang panjang memungkinkan *Net Magnetic Vector* (NMV) untuk melakukan *full recovery*, Nilai TR untuk NMV dapat *full recovery* adalah lebih dari 2000 ms (Westbrook dan Kaut, 2011). TR mengontrol seberapa jauh NMV dapat *recovery* sebelum diaplikasi RF berikutnya, jika TR semakin panjang maka NMV akan cukup waktu untuk kembali ke B_0 dan *recovery* magnetisasi longitudinal secara penuh sehingga MR sinyal yang diterima oleh *coil* akan semakin banyak. Hal tersebut yang akan meningkatkan nilai SNR dan CNR pada gambar. Pada organ *knee joint* dengan menggunakan pembobotan PD maka SNR dan CNR akan meningkat, sehingga organ yang kecil seperti *ligament* dapat terlihat lebih jelas (Robby. Mc, 2006).

Selain SNR dan CNR Parameter TR juga berpengaruh pada *scan time* oleh sebab itu jika TR semakin panjang maka diperlukan skuens yang lebih cepat yaitu dengan FRFSE. Tetapi tidak untuk mamperlihatkan *meniscus*. Pada organ *meniscus* banyak bercampur dengan cairan dan fat sehingga dengan variasi TR yang meningkat cairan juga akan tampak *hiperinten* kejelasan *meniscus* akan didapat dengan sekuen SE (Clyde A. Helms, 2009). Hal tersebut disebabkan karena ETL yang dipakai menyebabkan *bluring* pada gambaran *meniscus*.

Menurut Tokuda, 2012 keuntungan utama dari urutan pembobotan PD FRFSE adalah meningkatkan kontras antara cairan dan jaringan non – cairan, namun dengan tidak adanya efusi sendi maka

FRFSE menghasilkan kontras yang lebih sedikit antara tulang rawan dan *meniskus*, *ligamen cruciatum* dan lemak dari *fossa interkondilaris*.

Dari penjelasan di atas peneliti menilai ada kesesuaian penelitian dengan teori yang ada bahwa dengan Variasi TR yang meningkat maka dihasilkan kejelasan informasi anatomi yang lebih baik. Hal tersebut berkesesuaian dengan naiknya nilai SNR dan CNR pada citra MRI *knee joint*.

2. Nilai TR yang optimal terhadap informasi anatomi MRI *Knee Joint* potongan *Sagital* dengan pembobotan *Proton Density Fat Sat*

Hasil tersebut didapatkan dengan nilai tertinggi pada variasi nilai TR 4000 ms sebesar 2.3 dengan persentase 38% kemudian TR 2800 sebesar 2.15 dengan persentase 36% dan yang terakhir TR 2000 ms sebesar 1.55 dengan persentase 26%. Dengan melihat nilai persentase yang diperoleh maka nilai TR optimal yang didapat pada variasi nilai TR 4000 ms.

TR yang optimal bila dapat menunjukkan *knee joint* dengan baik yaitu dapat menunjukkan anatomi dari bagian- bagian *knee joint* dengan jelas yaitu kejelasan tulang, ACL, PCL, *meniscus*, dan cairan sendi. Hal tersebut dipengaruhi dari SNR dan CNR pada gambar yang dihasilkan dari masing masing variasi TR yang oleh responden di *interpretasi* secara kualitatif.

Menurut peneliti hal ini sudah sesuai dengan kualitas citra dan informasi anatomi dari *knee joint*. Kualitas citra yang dipengaruhi SNR, CNR yang didalamnya ada unsur TR sedangkan informasi anatomi menunjukkan kejelasan anatomi yang di *interpretasi* oleh responden.

C. KETERBATASAN PENELITIAN

Pada penelitian ini terdapat keterbatasan penelitian diantaranya :

1. Waktu pengambilan data yang singkat.
2. Kelompok sampel yang kurang bervariasi untuk IMT kurus, normal dan gemuk .

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

A. KESIMPULAN

1. Hasil uji statistik pada perbedaan informasi anatomi *knee joint* menunjukkan nilai *signifikansi* 0,15 yang menunjukkan bahwa $\text{sig} < 0.05$. yang artinya H_a diterima dan H_o ditolak sehingga dapat disimpulkan bahwa ada perbedaan informasi anatomi mri *knee joint* potongan *sagital* dengan variasi TR pada pembobotan PD *fat saturation*.
2. Kejelasan pada *Ligament* (ACL ,PCL) responden menilai kejelasan anatomi dengan TR 2800 ms paling tinggi *mean rank* nya yaitu 2.5 (ACL), 2.4 (PCL) sedangkan pada kejelasan tulang TR 4000 ms mempunyai *mean rank* paling tinggi yaitu 2.6. Hal tersebut dapat disimpulkan bahwa untuk menampakkan bagian ligament (ACL dan PCL) pada *knee joint* dengan pembobotan PD *fat sat* TR 2800 ms menjadi TR yang paling baik. Sedangkan untuk menampakkan kejelasan tulang TR 4000 ms merupakan TR yang paling baik. Pada objek *meniscus* dan cairan hasil uji friedman tidak menunjukkan perbedaan yang bermakna pada pembobotan PD *fat sat* dengan variasi TR.
3. Hasil uji statistik friedman test didapat mean rank nilai tertinggi pada variasi nilai TR 4000 ms sebesar 2.3 dengan persentase 38% kemudian TR 2800 sebesar 2.15 dengan persentase 36% dan yang terakhir TR 2000 ms sebesar 1.55 dengan persentase 26%. Dengan melihat nilai persentase yang diperoleh, maka nilai TR optimal yang didapat pada variasi nilai TR 4000 ms.

B. SARAN

1. Penelitian yang penulis laksanakan masih pada taraf *pre experiment* untuk penelitian berikutnya bisa ditingkatkan dengan desain yang lebih *true experiment* sehingga hasil akan lebih akurat dan valid.
2. Penelitian dapat di kembangkan dengan memperhatikan komponen dari faktor- faktor khusus yang sesuai dengan modalitas MRI yang ada sehingga akan diperoleh data yang lebih bervariasi dan hasil penelitian lebih akurat dan valid.

DAFTAR PUSTAKA

- Brown, M.A., Ph.D., Semelka, R.C., M.D., 2003, *MRI Basic Principles and Applications Third Edition*, Wiley-Liss
- Bryan S, Weatherburn G, Bungay H, Hatrick C, Salas C, Parry D, et al., 2001, *The Costeffectiveness Of Magnetic Resonance Imaging For Investigation Of The Knee Joint. Health Technology Assessment* . Medline. United Kingdom.
- Evert J. Blink, 2004, *MRI: Basic Physics*, support@mri-physics.com
- Hashemi, H. Ray and Bradley, G. William, 1997, *MRI: The Basics*, Williams & Wilkins, USA
- Hornak, P. Joseph, 2002, *The Basics of MRI*, <www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>
- Isbagio, Harry, 1995, *Telaah Pengaruh Jangka Panjang Densitas Massa Tulang Total yang Rendah terhadap Progresivitas Kerusakan Matriks Tulang Rawan Sendi pada Osteoarthritis Sendi Lutut*, <http://www.digilib.ui.ac.id/opac/themes/libri2/detail.jsp>
- Kuperman, V., 2003, *Magnetic Resonance Imaging Physical Principles and Application*, Academic Press
- Liney, Gary, Ph.D., S.R.C.S., 2005, *MRI from A to Z A Definitive Guide for Medical Professionals*, Cambridge University Press
- Mc Robbie, D.W., Moore, E.A., Graves, M.J., Prince, M.R., 2006, *MRI from Picture to Proton Second Edition*, Cambridge University Press
- Moeller, T.B., M.D., Reif, E., M.D., 2000, *Normal Finding in CT and MRI*, Thieme
- Moeller, T.B., M.D., Reif, E., M.D., 2003, *MRI Parameters and Positioning*, Thieme
- Moeller, T.B., Reif, E., 2007, *Pocket Atlas of Sectional Anatomy Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging Volume III: Spine, Extremities, Joints*, Thieme
- Sugiyono. 2007. *Metode Penelitian Tingkatan Administrasi*. Bandung : Alfabeta.
- Syaifuddin. 2011. *Anatomi Tubuh Manusia Untuk Mahasiswa Keperawatan*. Edisi-2, Jakarta: Selemba medika
- Tokuda O, Y Harada, G Shiraishi dkk. 2012. *MRI of The Anatomical Structures of The Knee: The Proton Density-Weighted Fast Spin Echo Sequence vs The Proton Density Weighted Fast Recovery Fast Spin Echo Sequence*. The British Journal of Radiologi. Diakses 6 Maret 2016.
- Weishaupt, D., Kochli, V.D., Marincek, B., 2006, *How Does MRI Work? An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging Second Edition*, Springer

Westbrook, C. and Kaunt, C., 2011, *MRI in Practise*, Blackwell Science Ltd. United Kingdom

Westbrook, Catherine. 1999. *Handbook of MRI Technique*. Blackwell Science Ltd. United Kingdom.