

TUGAS AKHIR - SF234801

**ANALISIS NILAI *SPIN-SPIN RELAXATION TIME* PADA
BAHAN GELATIN SEBAGAI BAHAN JARINGAN TIRUAN
MENGUNAKAN MRI**

NAUFAL ALIF NURIL AMANY

NRP 5001201128

Dosen Pembimbing

Yanurita Dwi Hapsari M.Sc.

NIP 19780102 200312 2 002

Program Studi S-1 Fisika

Departemen Fisika

Fakultas Sains dan Analitika Data

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2024



TUGAS AKHIR - SF234801

**ANALISIS NILAI *SPIN-SPIN RELAXATION TIME* PADA
BAHAN GELATIN SEBAGAI BAHAN JARINGAN TIRUAN
MENGUNAKAN MRI**

NAUFAL ALIF NURIL AMANY

NRP 5001201128

Dosen Pembimbing

Yanurita Dwi Hapsari M.Sc.

NIP 19780102 200312 2 002

Program Studi S-1 Fisika

Departemen Fisika

Fakultas Sains dan Analitika Data

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2024

LEMBAR PENGESAHAN

ANALISIS NILAI *SPIN-SPIN RELAXATION TIME* PADA BAHAN GELATIN SEBAGAI BAHAN JARINGAN TIRUAN MENGGUNAKAN MRI

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat
memperoleh gelar Sarjana pada
Program Studi S-1 Fisika
Departemen Fisika
Fakultas Sains dan Analitika Data
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh : Naufal Alif Nuril Amany
NRP. 5001201128

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

- | | |
|--|------------|
| 1. Yanurita Dwi Hapsari M. Sc. | Pembimbing |
| 2. Faridawati M. Si. | Penguji |
| 3. Dr. rer. Nat. Bintoro Anang Subagyo | Penguji |



SURABAYA

Juli, 2024

PERNYATAAN ORISINALITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama mahasiswa / NRP : Naufal Alif Nuril Amany / 5001201128
Program studi : Fisika
Dosen Pembimbing / NIP : Yanurita Dwi Hapsari M. Sc / 19780102 200312 2 002

dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul “Analisis Nilai *Spin-Spin Relaxation Time* pada Bahan Gelatin sebagai Bahan Jaringan Tiruan Menggunakan MRI” adalah hasil karya sendiri, bersifat orisinal, dan ditulis dengan mengikuti kaidah penulisan ilmiah.

Bilamana di kemudian hari ditemukan ketidaksesuaian dengan pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 9 Juli 2024

Mengetahui
Dosen Pembimbing



Yanurita Dwi Hapsari M. Sc
19780102 200312 2 002

Mahasiswa



Naufal Alif Nuril Amany
5001201128

ABSTRAK

ANALISIS NILAI *SPIN-SPIN RELAXATION TIME* PADA BAHAN GELATIN SEBAGAI BAHAN JARINGAN TIRUAN MENGGUNAKAN MRI

Nama Mahasiswa / NRP : Naufal Alif Nuril Amany / 5001201128
Departemen : Fisika FSAD- ITS
Dosen Pembimbing : Yanurita Dwi Hapsari, M. Sc

Abstrak

MRI merupakan perangkat medis yang biasa digunakan dalam pencitraan struktur tubuh manusia. Hasil citra gambar yang dihasilkan oleh MRI tergantung pada parameter-parameter penting salah satunya adalah *spin-spin relaxation time* (T2). Nilai T2 dapat memberikan informasi mengenai sifat-sifat mikroskopis jaringan. Pada penelitian ini dilakukan pengukuran nilai T2 dengan mengakuisisi citra T2 dari bahan gelatin sebagai bahan jaringan tiruan untuk mengetahui pengaruh dari konsentrasi terhadap nilai T2 gelatin. Pada penelitian ini bahan gelatin yang digunakan memiliki 5 variasi konsentrasi, yaitu 10%, 15%, 20%, 25%, dan 30%. Nilai intensitas sinyal digunakan untuk membuat grafik eksponensial yang menggambarkan nilai T2, dengan nilai tingkat relaksasi spin-spin (R2) sebagai kebalikan dari T2. Rentang nilai T2 yang diamati berkisar dari 83,333 ms hingga 549,451 ms. Peningkatan konsentrasi sampel gelatin berbanding terbalik dengan peningkatan nilai T2, mengindikasikan bahwa semakin besar konsentrasi gelatin, maka semakin kecil nilai T2 yang dihasilkan. Dari penelitian ini, diketahui bahan gelatin mempunyai efektivitas yang baik untuk menjadi bahan jaringan tiruan CSF, lapisan putih otak, dan lapisan abu otak.

Kata kunci: *Magnetic Resonance Imaging, Spin-Spin Relaxation Time, Bahan Jaringan Tiruan, Gelatin*

ABSTRACT

ANALYSIS OF SPIN-SPIN RELAXATION TIME VALUES IN GELATIN AS A TISSUE MIMICKING MATERIAL USING MRI

Student Name / NRP : Naufal Alif Nuril Amany / 5001201128
Department : Fisika FSAD- ITS
Advisor : Yanurita Dwi Hapsari, M. Sc

Abstract

MRI is a medical device commonly used for imaging the structure of the human body. The resulting images produced by MRI depend on important parameters, one of which is the spin-spin relaxation time (T2). The T2 value can provide information about the microscopic properties of tissues. In this study, T2 values were measured by acquiring T2 images from gelatin as a tissue-mimicking material to determine the effect of concentration on the T2 value of gelatin. This research used gelatin with five different concentrations: 10%, 15%, 20%, 25%, and 30%. Signal intensity values were used to create an exponential graph depicting T2 values, with the Spin-Spin Relaxation Rate (R2) as the reciprocal of T2. The observed range of T2 values spanned from 83.333 ms to 549.451 ms. An increase in the concentration of gelatin samples is inversely proportional to the increase in T2 values, indicating that the higher the concentration of gelatin, the lower the T2 value produced. This study found that gelatin is highly effective as a material for mimicking CSF, white matter, and gray matter in the brain.

Keywords: *Magnetic Resonance Imaging, Spin-Spin Relaxation Time, Tissue Mimicking Material, Gelatin*

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, segala puji syukur penulis ucapkan kepada Allah SWT atas berkat rahmat dan karunia-Nya, penulis dapat menyelesaikan penelitian tugas akhir yang berjudul “Analisis *Spin-Spin Relaxation Time* pada Bahan Gelatin sebagai Bahan Jaringan Tiruan Menggunakan MRI”. Laporan tugas akhir ini penulis persembahkan kepada masyarakat global sebagai implementasi kebermanfaatan bagi peradaban manusia dalam bidang yang penulis dalami, yaitu fisika bidang minat fisika medis. Penulisan laporan ini mendapat banyak bantuan dari berbagai pihak. Oleh karena itu penulis mengucapkan terimakasih kepada semua pihak yang telah membantu dalam bentuk apapun:

1. Kedua orang tua tercinta, Bapak Heri Cahyono dan Ibu Ari Utari Permatasari yang telah memberikan doa, dukungan dan motivasi kepada penulis sehingga laporan ini dapat terselesaikan.
2. Bapak Dr. Gatut Yudoyono, MT. sebagai Kepala Departemen Fisika, Institut Teknologi Sepuluh Nopember yang selalu membantu mahasiswanya untuk segala urusan akademik dan non-akademik.
3. Ibu Yanurita Dwi Hapsari, M.Sc. sebagai dosen pembimbing yang telah bersedia meluangkan waktu membimbing, memberikan ilmu pengetahuan, wawasan, berbagai pengalaman dan masukan dalam pengerjaan Tugas Akhir.
4. Ibu Linda Silvia M. Si. sebagai dosen wali yang selalu mendukung dan membantu segala kegiatan non-akademik selama berkuliah di Departemen Fisika Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
5. Semua pihak yang telah membantu dan tidak dapat disebutkan satu persatu.

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	i
PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
ABSTRAK	iii
ABSTRACT	iv
KATA PENGANTAR.....	v
DAFTAR ISI	vi
DAFTAR GAMBAR.....	viii
DAFTAR TABEL	ix
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan.....	2
1.5 Manfaat.....	2
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	3
2.1 Hasil Penelitian Terdahulu	3
2.2 Dasar Teori.....	3
BAB 3 METODOLOGI	9
3.1 Metode Penelitian.....	9
3.2 Bahan dan Peralatan yang Digunakan.....	10
3.3 Urutan Pelaksanaan Penelitian	10
BAB 4 ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN	12
4.1 Hasil Citra Gelatin Menggunakan MRI	12
4.2 Hasil Pengolahan Data	14
4.3 Pembahasan	15
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN	18
5.1 Kesimpulan.....	18
5.2 Saran.....	18
DAFTAR PUSTAKA.....	19

BIODATA PENULIS..... 21

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Komponen utama MRI	4
Gambar 2.2	Proses <i>dephasing</i>	5
Gambar 2.3	Representasi dari pencocokan T2 dalam lemak, CSF, lapisan abu otak, dan lapisan putih otak	7
Gambar 2.4	<i>Echo Time</i> (TE).....	7
Gambar 2.5	<i>Repetition Time</i> (TR)	8
Gambar 3.1	Pembuatan sampel gelatin konsentrasi 20%	9
Gambar 3.2	<i>Flowchart</i> urutan pelaksanaan penelitian	11
Gambar 4.1	Sampel gelatin dengan konsentrasi (a) 10%, (b) 20%, dan (c) 30%.....	12
Gambar 4.2	Hasil citra sampel gelatin menggunakan MRI pada <i>slice</i> 10 pada TR = 2000 ms dan TE = 75 ms	12
Gambar 4.3	Grafik intensitas sinyal terhadap TE pada gelatin konsentrasi 10%, 15%, 20%, 25%, dan 30%, serta TR 2000 ms.....	15

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Nilai T2 pada jaringan tubuh manusia pada medan magnetik 3 T	6
Tabel 4.1	Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 25 ms pada <i>slice</i> 5, 10, dan 15	13
Tabel 4.2	Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 75 ms pada <i>slice</i> 5, 10, dan 15	13
Tabel 4.3	Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 100 ms pada <i>slice</i> 5, 10, dan 15	13
Tabel 4.4	Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 150 ms pada <i>slice</i> 5, 10, dan 15	14
Tabel 4.5	Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 200 ms pada <i>slice</i> 5, 10, dan 15	14
Tabel 4.6	Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 250 ms pada <i>slice</i> 5, 10, dan 15	14
Tabel 4.7	Nilai <i>Spin-spin Relaxation Time</i> (T2) saat TR 2000 ms.....	15

BAB 1 PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Teknologi dalam pencitraan medis telah berkembang pesat yang ditandai dengan kemunculan berbagai macam teknologi untuk mendiagnosis suatu jenis penyakit dalam tubuh manusia. Salah satu contoh dari teknologi tersebut adalah *Magnetic Resonance Imaging* (MRI). MRI adalah salah satu perangkat pencitraan medis yang digunakan untuk mendiagnosis patologi dalam tubuh manusia dengan cara memvisualisasikan secara detail struktur internal tubuh manusia. Pencitraan medis menggunakan MRI mempunyai banyak kelebihan dibandingkan dengan menggunakan perangkat pencitraan lainnya, seperti sinar-X dan CT scan karena pada prosesnya untuk memvisualisasikan struktur internal tubuh manusia. MRI tidak menggunakan radiasi ionisasi sehingga pasien tidak mengalami paparan radiasi yang dapat menyebabkan kerusakan pada sel-sel tubuh dan menghindari risiko terjadinya kanker.

Untuk menghasilkan citra medis, MRI menggunakan medan magnet kuat dan gelombang radiofrekuensi (RF) yang dapat mempengaruhi orientasi spin inti atom hidrogen yang ada pada tubuh pasien. Medan magnet kuat ini akan mengarahkan momen magnetik inti atom hidrogen sehingga mereka berorientasi sejajar atau berlawanan dengan medan magnet eksternal, tergantung pada energi mereka. Inti atom yang sejajar dengan medan magnet kuat akan menciptakan magnetisasi netto, menentukan frekuensi Larmor, dan menghasilkan sinyal yang tidak dapat dideteksi secara langsung. Karena sinyal yang dihasilkan tidak dapat dideteksi secara langsung, diberikan gelombang radiofrekuensi yang akan menyebabkan inti atom hidrogen yang awalnya sejajar dengan medan magnet kuat untuk beralih ke keadaan energi yang lebih tinggi dan menjadi tidak sejajar dengan medan magnet yang disebut dengan eksitasi proton. Setelah itu, gelombang ini dimatikan sehingga inti atom hidrogen kembali ke posisi semula dan melepaskan energi dalam bentuk sinyal radio yang dapat dideteksi dan diolah oleh MRI untuk membuat citra dalam dua dimensi atau tiga dimensi.

Pada MRI terdapat beberapa jenis citra yang dihasilkan, seperti *T1-Weighted Image* (T1WI), *T2-Weighted Image* (T2WI), *proton density-weighted image*, *Diffusion-Weighted Image* (DWI), *perfusion-weighted image*, dan *functional MRI* (fMRI). Biasanya untuk mengidentifikasi kelainan patologi digunakan T2WI karena lebih peka terhadap kandungan air di dalam jaringan. Citra ini mempunyai dasar parameter penting, yaitu waktu *spin-spin relaxation time* (T2) yang merupakan waktu yang diperlukan bagi proton dalam inti atom untuk kehilangan sebagian besar energi yang diperoleh dari energi medan magnet statis setelah diberi gelombang radiofrekuensi.

Penggunaan bahan jaringan tiruan sering digunakan dalam pengujian MRI untuk prosedur *Quality Control* (QC) yang dapat memastikan keakuratan dan konsistensi citra yang dihasilkan dalam mendiagnosis pasien. Salah satu bahan yang sering digunakan adalah gelatin karena mempunyai karakteristik yang mirip dengan jaringan tubuh manusia. Studi sebelumnya yang dilakukan oleh McGarry et al telah menunjukkan bahwa gelatin dapat digunakan sebagai bahan jaringan dalam MRI. Namun, penelitian tersebut hanya menjelaskan kemiripan gelatin dengan jaringan tubuh berdasarkan karakteristik nilai T1 saja (McGarry et al, 2020), sedangkan kualitas citra yang dihasilkan MRI tidak hanya bergantung pada parameter tersebut. Kemudian, penelitian yang dilakukan oleh Johnston dkk (Johnston et al, 2022) membuktikan bahwa hubungan antara konsentrasi gelatin pada sampel fantom dengan nilai T2 adalah berbanding

terbalik. Saat konsentrasi semakin besar, maka nilai T2 akan semakin menurun. Konsentrasi gelatin juga mempengaruhi intensitas sinyal yang dihasilkan sehingga terdapat perbedaan kontras pada hasil citra MRI, tetapi pada penelitian yang telah dilakukan variasi konsentrasi gelatin yang digunakan masih sedikit dan perbedaan tiap variasi konsentrasinya juga tergolong kecil. Sehingga diperlukan penelitian lebih lanjut dengan variasi konsentrasi gelatin yang berbeda untuk memvalidasi hasil penelitian tersebut.

Oleh karena itu, penelitian tugas akhir ini dilakukan untuk mengetahui kemiripan karakteristik gelatin dengan jaringan tubuh manusia berdasarkan karakteristik nilai T2. Penelitian ini juga menganalisis pengaruh variasi konsentrasi terhadap nilai T2 gelatin dan kualitas citra yang dihasilkan. Beberapa sampel gelatin dengan variasi konsentrasi berbeda digunakan sebagai bahan uji dan dipindai menggunakan MRI berkekuatan 3 Tesla.

1.2 Rumusan Masalah

Adapun beberapa masalah yang ingin diselesaikan dalam penelitian tugas akhir ini, yaitu :

1. Bagaimana karakteristik nilai T2 MRI pada bahan gelatin?
2. Bagaimana pengaruh variasi konsentrasi bahan gelatin terhadap nilai T2?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah yang terdapat pada penelitian tugas akhir ini, yaitu analisis nilai T2 pada bahan gelatin dengan *Repetition Time* (TR) 2000 ms. Konsentrasi bahan gelatin yang digunakan adalah 10%, 15, 20%, 25%, dan 30%. MRI yang digunakan pada penelitian ini adalah MRI 3 Tesla.

1.4 Tujuan

Berdasarkan rumusan masalah tersebut, tujuan dari penelitian tugas akhir ini adalah :

1. Mengetahui karakteristik nilai T2 MRI pada bahan gelatin.
2. Mengetahui pengaruh variasi konsentrasi bahan gelatin terhadap nilai T2.

1.5 Manfaat

Manfaat dari penelitian tugas akhir ini adalah untuk menambah pemahaman mengenai nilai T2 pada bahan gelatin dan sebagai riset serta pengembangan teknologi MRI untuk meningkatkan kualitas dan akurasi citra yang dihasilkan.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Hasil Penelitian Terdahulu

Pada tahap awal penelitian, penulis melakukan tinjauan literatur untuk menambah referensi dan menggali perspektif yang relevan saat menyelesaikan tugas akhir. Dalam proses ini, penulis telah menyusun ringkasan dari beberapa jurnal yang sejalan dengan penelitian untuk memperkaya pemahaman. Berbagai penelitian telah dilakukan untuk mengetahui karakteristik pada bahan peniru jaringan. Seperti pada penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Farrer dkk (Farrer et al, 2015) telah menguji beberapa variasi fantom gelatin. Pengujian dilakukan dengan cara pengukuran properti mekanik, MR (T1 dan T2), akustik, dan termal untuk mengkarakterisasi fantom gelatin. Hasil-hasil dari penelitian menunjukkan bahwa semua nilai yang diukur dari fantom gelatin berada dalam kisaran yang dilaporkan untuk jaringan lunak. Oleh karena itu, pengimplementasian gelatin sebagai bahan jaringan tiruan dapat menjadi alternatif dalam pencitraan medis.

Penelitian lain yang dilakukan oleh Dwihapsari dkk (Dwihapsari et al, 2018) menggunakan bahan agarose sebagai sampel dan MRI 1,5 T. Dari hasil penelitian tersebut diketahui bahwa nilai T2 pada sampel agarose tergantung pada besar konsentrasinya, semakin besar konsentrasi dari sampel maka nilai T2 semakin kecil, begitupun sebaliknya semakin kecil konsentrasi sampel maka nilai T2 semakin besar. Kemudian, penelitian tersebut juga menjelaskan pengaruh nilai T2 terhadap kontras citra yang dihasilkan. Nilai T2 yang lebih besar atau panjang akan menghasilkan citra yang lebih terang dibandingkan dengan nilai T2 yang lebih pendek atau kecil.

2.2 Dasar Teori

2.2.1 MRI

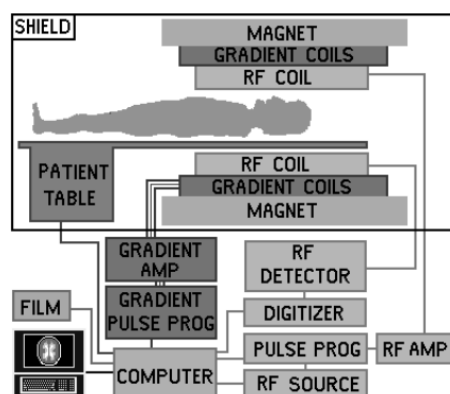
Magnetic Resonance Imaging (MRI) adalah salah satu teknik pencitraan medis menggunakan medan magnet dan gelombang radiofrekuensi untuk menghasilkan gambaran struktur internal tubuh manusia secara non-invasif. MRI mampu menghasilkan dataset multiplanar dan 3D dari subjek secara langsung. Salah satu keunggulan utama MRI adalah mempunyai resolusi spasial yang tinggi, biasanya pada skala milimeter (mm), yang memungkinkan visualisasi detail dari struktur internal tubuh dengan sangat baik. Salah satu keunggulan MRI dibandingkan dengan perangkat pencitraan medis lain, seperti CT scan adalah kemampuannya untuk menghasilkan kontras jaringan lunak yang sangat baik tanpa menggunakan radiasi ionisasi yang cukup berisiko. Sejak penggunaannya yang pertama kali dalam pencitraan struktural pada awal tahun 1980-an, MRI telah mengalami perkembangan pesat dan sekarang mencakup area yang lebih luas dalam bidang medis, termasuk pencitraan fungsional dan molekuler. MRI sendiri terdiri dari 5 komponen utama yang dapat dilihat pada Gambar 2.1, yaitu medan magnet statis, koil gradien, koil radiofrekuensi (yang terdiri dari koil pemancar dan koil penerima), serta sistem komputer (Cleary, 2014).

Mesin pemindaian MRI memiliki komponen utama berupa magnet statis yang mengelilingi pasien. Magnet ini dapat berupa tipe resistif atau superkonduktor. Magnet superkonduktor silindris adalah yang paling umum digunakan. Magnet superkonduktor ini terdiri dari gulungan kawat yang dililitkan di sekitar lubang tengah. Kawat-kawat ini didinginkan hingga mendekati nol mutlak menggunakan helium cair dan terbuat dari logam-logam tertentu yang menjadi superkonduktor setelah melewati suhu kritis tertentu. Saat

mencapai kondisi superkonduktor, resistansinya menjadi nol, memungkinkan arus listrik yang tinggi untuk mengalir melalui gulungan-gulungan tersebut secara persisten. Hal ini menciptakan medan magnet yang diperlukan untuk menciptakan gambaran MRI. Magnet pemindaian biasanya memiliki kekuatan medan (B_0) antara 1,5 hingga 3,0 Tesla (T), di mana 1 T setara dengan 10.000 kali medan magnet Bumi (Cleary, 2014). Sinyal yang terdeteksi MRI dipengaruhi oleh kuatnya medan magnet utama karena dapat meningkatkan perbedaan energi antara keadaan setimbang dan eksitasi proton. Kekuatan medan magnet yang lebih tinggi akan meningkatkan *Signal Noise to Ratio* (SNR) yang dapat digunakan untuk menghasilkan resolusi menghasilkan gambar dengan resolusi spasial yang lebih baik dan untuk melakukan akuisisi pencitraan dengan cepat (Serai, 2020).

Koil gradien adalah komponen lain dari mesin pemindaian MRI yang terletak dalam tiga dimensi, yaitu bidang x, y, dan z dari magnet. Gradien medan magnet sepanjang sumbu z digunakan untuk menentukan *slice* yang dipilih dalam tubuh pasien. Gradien bidang y digunakan untuk mengkodekan informasi fase dalam *slice* tersebut, sementara gradien bidang x mengkodekan informasi frekuensinya. Koil ini menyediakan gradien medan magnet tambahan dalam setiap arah dan diperlukan terutama untuk mengkodekan spasial sinyal MRI selama proses pencitraan. Dengan memanipulasi gradien medan magnet, koil ini memungkinkan informasi spasial yang tepat dari sinyal MRI yang dideteksi, memungkinkan pembentukan gambaran detail dari struktur internal tubuh pasien. Proses ini diperlukan karena memungkinkan penciptaan gambaran tiga dimensi yang akurat yang mencerminkan posisi dan karakteristik berbagai jaringan dan organ di dalam tubuh (Cleary, 2014).

Koil RF terdiri dari dua jenis, yaitu koil pemancar dan koil penerima. Koil pemancar adalah komponen yang berfungsi untuk mengirimkan gelombang radiofrekuensi ke lokasi target sehingga proton-proton mengalami presisi dan menghasilkan sinyal resonansi magnetik. Sedangkan koil penerima berfungsi menerima sinyal keluaran setelah resonansi magnetik terjadi. Sistem komputer pada MRI merupakan komponen multifungsi yang dapat digunakan untuk mengoperasikan *input*, pemilihan *slice*, mengatur koil gradien, mengatur gelombang radiofrekuensi, dan memproses sinyal (Pierce, 1995).



Gambar 2.1 Komponen utama MRI (Hornak, 1996)

2.2.2 Prinsip Dasar MRI

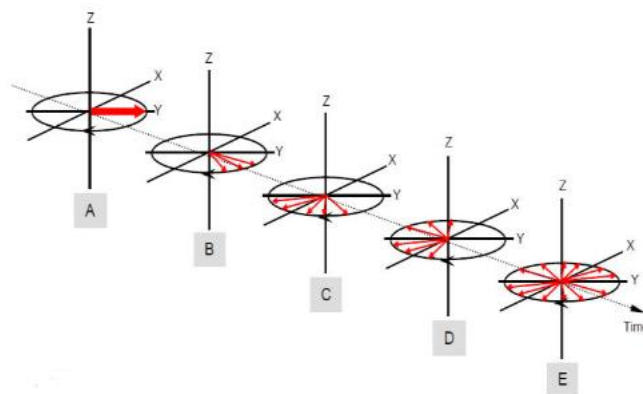
MRI mengandalkan prinsip dasar dari sifat-sifat inti atom pada tubuh manusia saat berada dalam medan magnet khususnya inti atom hidrogen. Pada saat pasien dimasukkan ke dalam

MRI, medan magnet kuat yang terdapat pada MRI akan mengubah orientasi dari inti atom hidrogen yang tadinya berputar secara acak menjadi berputar searah (*spin up*) ataupun berlawanan arah (*spin down*) dengan medan magnet kuat tersebut sehingga menghasilkan magnetisasi. Kemudian, diberikan gelombang RF pada frekuensi tertentu untuk memicu terjadinya resonansi. Pada saat yang sama, penggunaan medan gradien magnetik yang berbeda-beda pada berbagai posisi dalam tubuh memungkinkan penciptaan gambar 3D dan lokalisasi spasial.

Setelah pemberian RF pulse, inti-inti atom hidrogen ini akan kembali ke keadaan kesetimbangan mereka (*equilibrium state*) melalui proses relaksasi. Kemudian, inti-inti atom hidrogen ini akan melepaskan energi yang akan diterima oleh koil RF. Setelah periode yang sesuai, sinyal-sinyal yang dipancarkan diukur dan direkam. Informasi dalam sinyal-sinyal tersebut kemudian diubah menggunakan transformasi matematika yang disebut transformasi Fourier. Proses ini mengubah informasi frekuensi yang terdapat dalam sinyal dari setiap lokasi pada gambaran menjadi tingkat intensitas. Intensitas ini kemudian ditampilkan sebagai tingkat keabu-abuan dalam susunan matriks piksel, yang membentuk gambar hasil MRI. Selama proses ini, proton dalam berbagai jaringan akan kembali berorientasi dengan medan magnet pada tingkat yang berbeda. Ini menciptakan perbedaan dalam kekuatan sinyal antara berbagai jenis jaringan, yang membentuk dasar kontras dalam citra hasil MRI (Katti et al, 2011).

2.2.3 Spin-Spin Relaxation Time (T2)

Spin-spin tereksitasi dengan koherensi fasa yang sama pada bidang x-y ketika gelombang RF mengenai spin. Magnetisasi longitudinal menjadi berkurang dan terbentuk magnetisasi transversal (M_{xy}). Namun, koherensi fasa di bidang x-y akan menghilang karena perbedaan medan magnet dari tiap spin. Pada Gambar 2.2 terlihat spin-spin mulai berputar dengan kecepatan berbeda dan tidak menunjuk ke arah yang sama (*spin dephasing*). Sementara itu, semua spin tetap berputar di sekitar sumbu z pada bidang x-y. *Spin-spin relaxation time* atau T2 didefinisikan sebagai waktu yang diperlukan spin untuk *dephasing* menjadi 37% dari nilai awal. Tiap jaringan mempunyai laju *dephasing* yang berbeda-beda (Alam et al, 2017).



Gambar 2.2 Proses *dephasing*

Definisi lain T2 adalah waktu karakteristik yang mengukur hilangnya koherensi fase dari putaran (spin) inti atom kembali ke keadaan seimbang. Ketika koherensi fase ini hilang atau terdapat perbedaan fase, magnetisasi (M) pada bidang xy menyebar (divergen) hingga akhirnya magnetisasi (M) mencapai nol. Pada keadaan ekuilibrium, vektor magnetisasi M_0 sejajar dengan sumbu z (sejajar dengan B_0), dan tidak ada komponen M_0 pada bidang xy. Pada tahap

ini, koherensi atau keseragaman proton sepenuhnya longitudinal. Ketika energi diserap dan pulsa RF 90° diberikan, M_0 berputar sepenuhnya ke bidang xy, menghasilkan koherensi pada bidang transversal setelah pulsa 90° tersebut diberikan. Setelah beberapa waktu, koherensi ini akan hilang, dan pada saat yang sama, spin proton melepaskan energinya dan kembali ke arah B_0 . Hilangnya koherensi ini menghasilkan sinyal *Free Induction Decay* (FID). Karena koherensi menghilang, nilai M pada bidang xy meluruh ke arah nol. Saat spin berpresesi dalam bidang transversal, interaksi antar spin menyebabkan perubahan magnetisasi tanpa mengubah nilai energi interaksi awal. Magnetisasi transversal menurun secara eksponensial seiring bertambahnya waktu (t). Nilai T_2 yang menentukan laju peluruhan vektor magnetisasi transversal M_{xy} dapat ditentukan dengan persamaan sebagai berikut.

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{(-\frac{t}{T_2})} \quad (2.1)$$

dimana $M_{xy}(t)$ adalah vektor magnetisasi transversal yang merepresentasikan intensitas sinyal pada waktu t dan M_0 adalah nilai sinyal pada kondisi awal (Kartawiguna, 2015).

Nilai T_2 pada jaringan tubuh manusia sendiri memiliki nilai berbeda-beda, hal tersebut disebabkan oleh perbedaan dalam kandungan air dan makromolekul, serta interaksi antara molekul yang berdekatan. Berikut ini adalah nilai T_2 pada jaringan manusia berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Esterich dkk (Esterich et al, 2015) menggunakan MRI 3 T.

Tabel 2.1 Nilai T_2 pada jaringan tubuh manusia pada medan magnetik 3 T (Esterich et al, 2015)

Jaringan	T_2 (ms)
Lapisan putih otak	70
Lapisan abu otak	100
CSF	1442
Darah	275

2.2.4 Spin-Spin Relaxation Rates (R2)

Spin-spin relaxation rates (R_2) atau laju relaksasi merupakan pengaruh agen kontras pada waktu relaksasi T_2 suatu jaringan yang dipindai menggunakan MRI. Nilai R_2 merupakan kebalikan dari T_2 yang mempunyai satuan ms^{-1} , yang dapat dinyatakan dalam persamaan sebagai berikut.

$$R_2 = \frac{1}{T_2} \quad (2.2)$$

Kemudian persamaan tersebut disubstitusikan ke Persamaan 2.1 sehingga menjadi,

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{(-tR_2)} \quad (2.3)$$

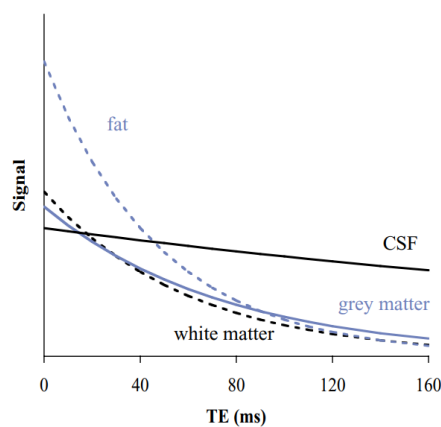
Dari kedua persamaan diatas, diketahui bahwa semakin besar nilai waktu relaksasi T_2 , maka nilai laju relaksasinya akan semakin kecil, begitu pun sebaliknya (McRobbie et al, 2006).

2.2.5 T2 Weighted Image

T_2WI dalam MRI sering disebut sebagai "gambar air" karena air memiliki waktu relaksasi T_2 terpanjang dan karena itu menjadi tampak lebih terang pada gambar yang dihasilkan. Yang membuat gambar-gambar ini sangat berguna dalam mendeteksi perubahan inflamasi dan tumor, karena jaringan yang abnormal cenderung memiliki waktu relaksasi T_2 yang lebih lama daripada jaringan normal. Dengan kata lain, daerah dengan perubahan

patologis, seperti peradangan atau pertumbuhan tumor, akan tampak lebih terang pada gambar bobot T2 dibandingkan dengan jaringan normal di sekitarnya. Oleh karena itu, dalam pencitraan medis sering digunakan gambar-gambar bobot T2 saat mencari perubahan inflamasi dan tumor pada pasien (Katti et al, 2011).

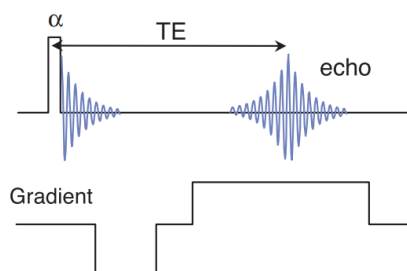
Citra MRI T2WI adalah citra yang kontrasnya bergantung pada perbedaan waktu relaksasi T2. Waktu T2 sendiri adalah waktu yang diperlukan spin untuk berelaksasi mencapai 37% dari maksimum magnetisasi transversal yang dikontrol TE (Gambar 2.3). Untuk mendapatkan nilai T2, TE harus panjang untuk memberikan waktu gelatin spin inti atom lemak dan air untuk berelaksasi mencapai 37% dari maksimum magnetisasi transversal, sehingga kontras lemak dan air dapat digambarkan dengan baik. Sebaliknya jika TE pendek, maka tidak akan menghasilkan kontras lemak dan air yang baik karena dominasi sinyal proton air yang cepat, sementara proton dalam lemak tidak memiliki cukup waktu untuk memberikan kontribusi sinyal yang signifikan. (Bushberg, 2002).



Gambar 2.3 Representasi dari pencocokan T2 dalam lemak, CSF, lapisan abu otak, dan lapisan putih otak (McRobbie et al, 2006)

2.2.6 Echo Time (TE)

Echo Time (TE) dalam MRI adalah waktu yang dibutuhkan dari saat terakhir eksitasi gelombang RF diberikan hingga sinyal yang dihasilkan mencapai puncak atau *echo* (Gambar 2.4). TE memengaruhi kontras citra dengan mengontrol dampak waktu relaksasi T2 terhadap sinyal yang direkam. Dengan penggunaan TE yang pendek, sinyal *echo* direkam dengan cepat setelah pulsa awal, menyebabkan perbedaan antara jaringan tidak terlalu jelas karena waktu relaksasi T2 yang singkat. Sebaliknya, ketika menggunakan TE yang lebih panjang, proton dalam berbagai jenis jaringan memiliki waktu yang cukup untuk mengalami relaksasi T2 sebelum sinyal *echo* direkam. Ini menghasilkan perbedaan intensitas sinyal yang lebih besar antara berbagai jenis jaringan, menciptakan kontras yang lebih baik dalam gambaran MRI. Oleh karena itu, pemilihan TE yang tepat menjadi penting dalam memperoleh citra yang optimal dengan kontras yang sesuai (Weishaupt et al, 2006).



Gambar 2.4 Echo Time (TE) (McRobbie et al, 2006)

2.2.7 Repetition Time (TR)

Repetition Time (TR) adalah suatu parameter yang mengatur jumlah pemulihan magnetisasi longitudinal sebelum pulsa RF berikutnya (Gambar 2.5). TR yang panjang memungkinkan pemulihan penuh, sehingga lebih banyak proton akan mengalami magnetisasi transversal pada pulsa RF berikutnya. Dengan menggunakan TR yang panjang, kontras yang lebih baik dapat dihasilkan, sehingga TR panjang sering dianggap sebagai representasi dari sekuens T2. Misalnya, sebuah sekuens dianggap sekuens T2 dengan mengatur parameter TR antara 2000 hingga 3000 ms. TR yang digunakan dalam sekuens T2 *Fast Spin Echo* (FSE) berada dalam rentang lebih dari 2000 ms. TR yang panjang, seperti 4000 ms, dikombinasikan dengan TE yang panjang (misalnya 100 ms) untuk meminimalkan efek T1 dan memaksimalkan kontras dari sekuens T2. Parameter TR untuk pemeriksaan lumbal T2WI FSE pada potongan sagital biasanya berada dalam rentang antara 3000 hingga 3500 ms (Nizar et al, 2019).



Gambar 2.5 *Repetition Time* (TR) (McRobbie et al, 2006)

2.2.8 Gelatin

Gelatin adalah protein yang terbentuk dari kolagen fibril melalui proses hidrolisis *irreversibel* menjadi polipeptida dengan bobot molekul lebih rendah. Walaupun memiliki komposisi kimia yang serupa dengan kolagen induknya, gelatin menunjukkan kelarutan yang lebih baik dan tingkat antigenisitas yang lebih rendah. Karakteristik ini menjadikan gelatin sebagai pilihan yang sangat baik untuk bahan peniru jaringan. Kemampuan kelarutannya yang unggul mempermudah dalam pembentukan berbagai bentuk yang dibutuhkan dalam aplikasi biomedis dan bioteknologi. Selain itu, antigenisitas yang rendah dari gelatin membantu mengurangi respon imun, yang krusial untuk menjaga biokompatibilitas dalam konteks medis (Sharifi et al, 2021). Bahan tiruan yang baik adalah yang memiliki nilai T2 yang serupa dengan jaringan aslinya. Konsistensi gelatin berperan penting dalam menentukan waktu relaksasi T2. Dengan demikian, untuk mencocokkan nilai T2 gelatin dengan jaringan asli, dapat dilakukan dengan mengatur konsistensinya (Ahmad et al, 2022).

BAB 3 METODOLOGI

3.1 Metodologi Penelitian

Metode penelitian yang dilakukan pada penelitian ini terbagi menjadi empat tahapan, yaitu studi literatur, pembuatan sampel gelatin, pemindaian menggunakan MRI, dan pengolahan data.

3.1.1 Studi Literatur

Tahapan pertama pada penelitian ini adalah studi literatur yang dilakukan untuk mengumpulkan informasi terkait tentang penggunaan gelatin dalam pencitraan MRI serta teknik-teknik pengolahannya dan pembentukan bahan gelatin sebagai bahan jaringan tiruan.

3.1.2 Pembuatan Sampel Gelatin

Tahapan selanjutnya adalah pembuatan sampel gelatin dengan 5 variasi konsentrasi, yaitu 10%, 15%, 20%, 25%, dan 30%. Pembuatan sampel gelatin dilakukan dengan mencampurkan bubuk gelatin dengan konsentrasi yang telah ditentukan ke dalam aquades 100 ml. Kemudian, campuran bubuk gelatin dan aquades diaduk menggunakan spatula kaca sampai bubuk gelatin larut dengan aquades dan tidak ada bubuk gelatin yang mengendap pada gelas beaker. Setelah itu, dipanaskan di atas *hot plate* selama 30 menit dengan suhu sekitar 100 °C dan dimasukkan *magnetic stirrer* untuk mengaduk campuran dengan kecepatan pengadukannya diatur 150 rpm sehingga bubuk gelatin benar-benar tercampur dengan aquades. Selanjutnya, sampel gelatin dimasukkan ke dalam cetakan yang telah disiapkan. Kemudian, cetakan tersebut dimasukkan ke dalam kulkas pendingin hingga sampel gelatin mengeras.



Gambar 3.1 Pembuatan sampel gelatin konsentrasi 20%

3.1.3 Pemindaian menggunakan MRI

Pada tahapan ini bahan gelatin yang telah dibekukan dipindai menggunakan MRI dengan besar energi medan magnet 3 T. Untuk mengetahui karakteristik dari T2 pemindaian dilakukan dengan mengambil 20 irisan (*slice*) dari tiap sampel bahan gelatin yang digunakan dengan ketebalan irisan 5 mm. Untuk memperoleh nilai T2, digunakan sekuens pulsa T2 *Weighted Image* (T2WI). Proses pemindaian dilakukan dengan *Repetition Time* (TR) 2000 ms dan variasi *Echo Time* (TE), yaitu 25, 75, 100, 150, 200 dan 250 ms.

3.1.4 Pengolahan Data

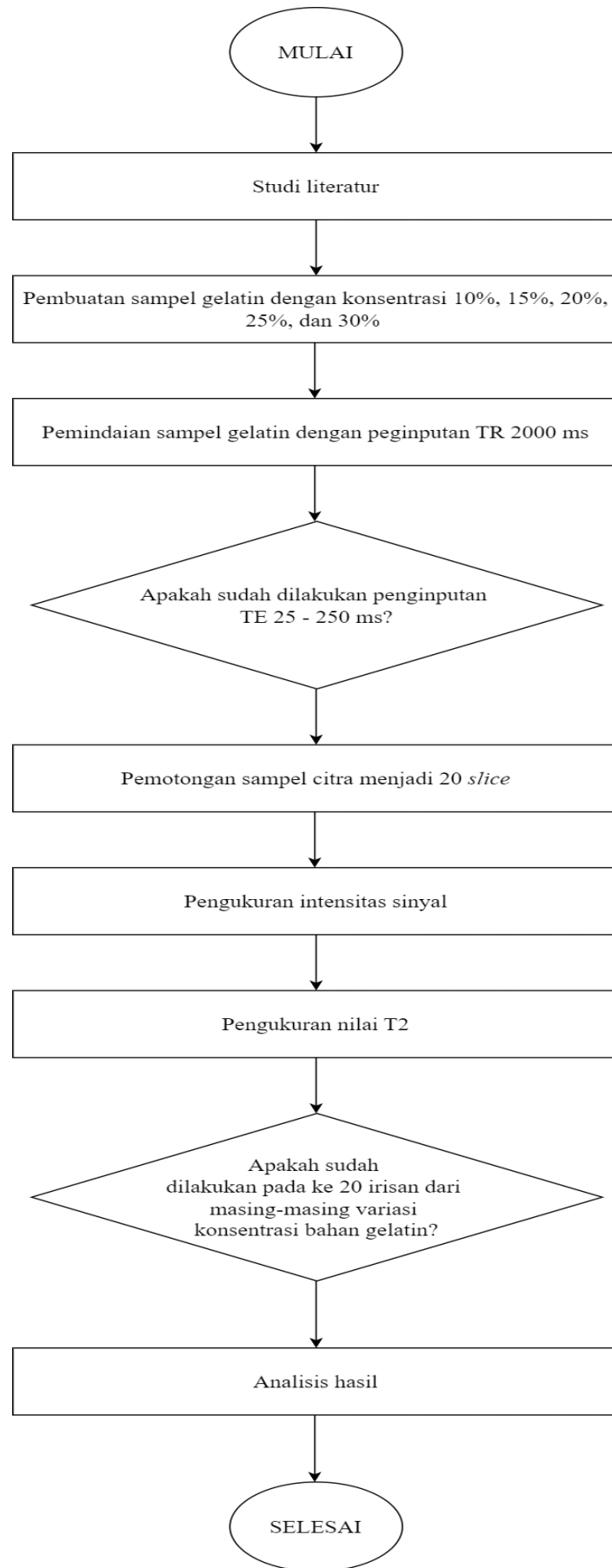
Pengolahan data dilakukan menggunakan perangkat lunak *ImageJ* (National Institute of Health, US) berdasarkan *Region of Interest* (ROI) yang telah ditentukan dari tiap konsentrasi sampel untuk memproses citra dari T2WI sehingga didapatkan intensitas sinyal dari setiap *slice* bahan gelatin. Kemudian, nilai rata-rata intensitas sinyal dibuat plot grafik terhadap nilai TE. Setelah itu, dilakukan pencocokan kurva grafik hubungan antara intensitas sinyal dengan TE sehingga akan didapatkan nilai R2. Setelah didapatkan nilai R2, dilakukan perhitungan untuk mendapatkan nilai T2 menggunakan Persamaan 2.2. Nilai-nilai T2 dari tiap variasi konsentrasi bahan gelatin dilakukan analisis untuk mengetahui pengaruh konsentrasi gelatin terhadap nilai T2.

3.2 Bahan dan Peralatan yang Digunakan

Bahan dan peralatan yang digunakan pada penelitian ini diantaranya, yaitu MRI dengan kekuatan medan magnet sebesar 3 T Signa (General Electric, US) yang digunakan untuk menghasilkan citra dari sampel gelatin. *Magnetic stirrer* digunakan untuk mengaduk larutan gelatin hingga homogen. Perangkat lunak *ImageJ* digunakan untuk mendapatkan intensitas sinyal dari setiap irisan bahan gelatin. Neraca digital digunakan untuk mengukur massa dari bahan gelatin. Aquades digunakan untuk melarutkan bubuk gelatin, dan spatula kaca digunakan untuk mengaduk campuran bubuk gelatin dengan aquades. *Hot plate* digunakan untuk memanaskan sampel gelatin, dan gelas beaker sebagai wadah untuk pembuatan sampel gelatin. Kulkas pendingin digunakan untuk membuat sampel gelatin mengeras, dan gelatin dengan 5 variasi konsentrasi 10%, 15%, 20%, 25%, dan 30% yang digunakan sebagai objek penelitian.

3.3 Urutan pelaksanaan penelitian

Berikut ini adalah urutan pelaksanaan penelitian yang dilakukan dari tahap studi literatur, pembuatan sampel gelatin, pemindaian menggunakan MRI, dan pengolahan data yang ditunjukkan pada Gambar 3.2.

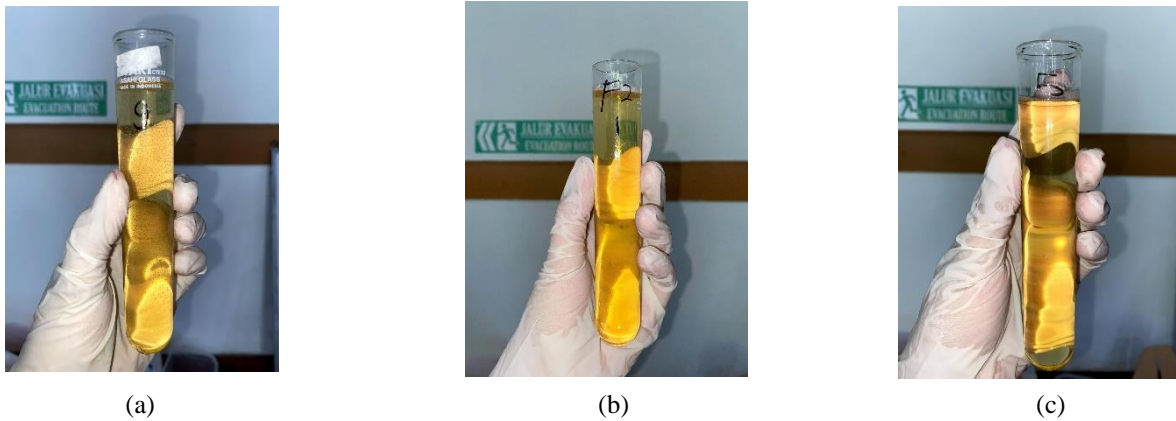


Gambar 3.2 Flowchart urutan pelaksanaan penelitian

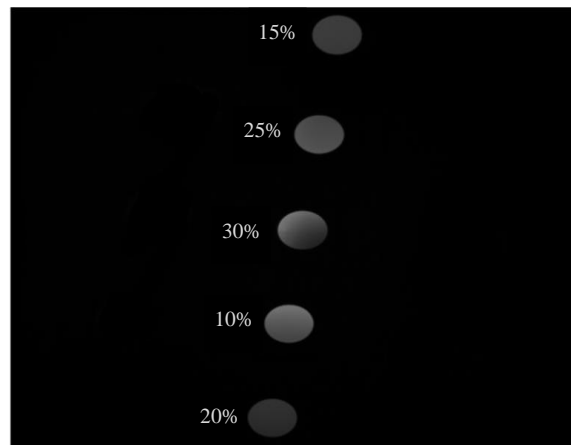
BAB 4 ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Citra Sampel Gelatin Menggunakan MRI

Gambar 4.1. menunjukkan sampel gelatin dengan berbagai konsentrasi yang telah dibuat. Citra sampel gelatin hasil pengujian dengan MRI pada TR 2000 ms dan TE 75 ms ditunjukkan pada Gambar 4.2. Tabel 4.1 – Tabel 4.6 menunjukkan nilai intensitas sinyal gelatin dengan berbagai konsentrasi pada TR 2000 ms dan variasi TE pada *slice* 5, 10, dan 15.



Gambar 4.1 Sampel gelatin dengan konsentrasi (a) 10%, (b) 20%, dan (c) 30%



Gambar 4.2 Hasil citra sampel gelatin menggunakan MRI pada *slice* 10 pada TR = 2000 ms dan TE = 75 ms

Tabel 4.1 Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 25 ms pada *slice* 5, 10, dan 15

<i>Slice</i>	Intensitas sinyal				
	Gelatin 10%	Gelatin 15%	Gelatin 20%	Gelatin 25%	Gelatin 30%
5	1291,852	1155,921	970,917	1491,894	197,815
10	1438,844	1211,450	904,983	1560,449	608,680
15	1801,941	1227,500	913,867	1810,659	3940,781
Rata-rata	1510,88	1198,291	929,922	1621,001	1582,426
Standar deviasi	262,562	37,560	35,779	167,787	2052,702

Tabel 4.2 Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 75 ms pada *slice* 5, 10, dan 15

<i>Slice</i>	Intensitas sinyal				
	Gelatin 10%	Gelatin 15%	Gelatin 20%	Gelatin 25%	Gelatin 30%
5	1089,516	999,884	814,929	1112,504	55,684
10	1227,118	1020,236	763,743	1156,387	205,470
15	1535,702	999,789	769,781	1323,992	2728,584
Rata-rata	1284,112	1006,636	782,818	1197,627	996,579
Standar deviasi	228,487	11,777	27,9727	111,612	1501,828

Tabel 4.3 Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 100 ms pada *slice* 5, 10, dan 15

<i>Slice</i>	Intensitas sinyal				
	Gelatin 10%	Gelatin 15%	Gelatin 20%	Gelatin 25%	Gelatin 30%
5	1047,088	915,186	740,293	1028,13	45,226
10	1174,924	944,318	700,186	1067,134	146,1891
15	1460,353	937,396	679,161	1230,975	2507,643
Rata-rata	1227,455	932,303	706,5468	1108,746	899,686
Standar deviasi	211,581	15,220	31,058	107,634	1393,446

Tabel 4.4 Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 150 ms pada *slice* 5, 10, dan 15

Slice	Intensitas sinyal				
	Gelatin 10%	Gelatin 15%	Gelatin 20%	Gelatin 25%	Gelatin 30%
5	938,348	806,495	617,322	846,247	20,277
10	1071,836	822,566	591,186	879,256	71,621
15	1333,748	799,905	566,107	1003,954	1960,996
Rata-rata	1114,644	809,655	591,538	909,819	684,298
Standar deviasi	164,234	9,517	20,909	67,913	903,004

Tabel 4.5 Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 200 ms pada *slice* 5, 10, dan 15

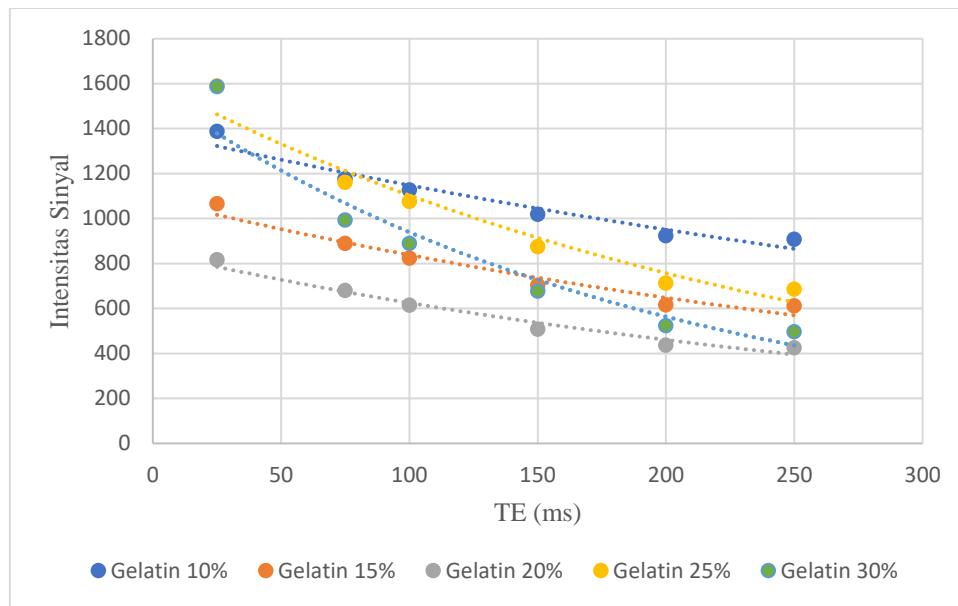
Slice	Intensitas sinyal				
	Gelatin 10%	Gelatin 15%	Gelatin 20%	Gelatin 25%	Gelatin 30%
5	840,714	708,492	519,888	692,567	14,958
10	973,634	727,178	511,926	720,101	43,118
15	1210,492	703,273	488,426	823,248	1534,538
Rata-rata	1008,280	712,981	506,747	745,305	530,871
Standar deviasi	187,307	12,569	16,358	68,890	869,315

Tabel 4.6 Nilai intensitas sinyal dengan TR = 2000 ms dan TE = 250 ms pada *slice* 5, 10, dan 15

Slice	Intensitas sinyal				
	Gelatin 10%	Gelatin 15%	Gelatin 20%	Gelatin 25%	Gelatin 30%
5	833,084	705,298	505,145	666,151	12,609
10	954,605	711,306	496,045	691,118	42,861
15	1185,286	683,037	489,050	790,239	1450,794
Rata-rata	990,992	699,880	496,747	715,836	502,088
Standar deviasi	146,070	12,160	6,589	53,589	670,950

4.2 Hasil Pengolahan Data

Dari citra yang diperoleh dilakukan pengolahan data untuk memperoleh nilai *spin - spin relaxation rate* (R2). Nilai R2 didapatkan dari proses pencocokan kurva grafik eksponensial antara TE dan intensitas sinyal rata-rata (M_{xy}) seperti Gambar 4.3 yaitu grafik pencocokan kurva gelatin konsentrasi 10%, 15%, 20%, 25% dan 30% dengan TR = 2000 ms. Nilai T2 dapat diperoleh dari nilai R2 dengan menggunakan Persamaan 2.3 dan nilai rata-rata T2 dari sampel gelatin dapat dilihat pada Tabel 4.7.



Gambar 4.3 Grafik intensitas sinyal terhadap TE pada gelatin konsentrasi 10%, 15%, 20%, 25%, dan 30%, serta TR 2000 ms

Tabel 4.7 Nilai *Spin-spin Relaxation Time* (T2) saat TR 2000 ms

Slice	Sampel	TR 2000	
		-R2=-1/T2	T2 (ms)
5	10%	-0,00197	507,614
	15%	-0,00231	432,900
	20%	-0,00307	325,733
	25%	-0,00362	276,243
	30%	-0,012	83,333
10	10%	-0,00182	549,451
	15%	-0,00244	409,836
	20%	-0,0028	357,143
	25%	-0,00364	274,725
	30%	-0,01188	84,175
15	10%	-0,00185	540,541
	15%	-0,00265	377,358
	20%	-0,00297	336,700
	25%	-0,0037	270,270
	30%	-0,00447	223,714

4.3 Pembahasan

Sampel gelatin yang digunakan pada penelitian ini berbentuk tabung dengan warna sampel kuning kecoklatan. Konsentrasi pada sampel pun berbeda-beda (10%, 15%, 20%, 25%, dan 30%) yang menyebabkan perbedaan kandungan (H_2O) pada tiap sampel. Semakin besar konsentrasi akan menyebabkan banyaknya atom hidrogen yang berikatan dengan bubuk gelatin sehingga kandungan H_2O pada sampel akan lebih sedikit. Sedangkan pada sampel dengan konsentrasi rendah terdapat banyak H_2O karena yang berikatan dengan bubuk gelatin jumlahnya sedikit. Perbedaan konsentrasi ini juga menyebabkan setiap sampel gelatin memiliki karakteristik yang berbeda, terutama dalam nilai *spin-spin relaxation time* maupun *relaxation*

rate yang akan mempengaruhi citra MRI yang dihasilkan. Oleh karena itu, dilakukan pengujian MRI untuk mendapatkan citra sampel gelatin dan mengukur intensitas sinyalnya untuk mendapatkan nilai T2 dari setiap sampel.

Saat pengujian menggunakan MRI, spin proton pada H_2O yang terdapat pada sampel akan berpresesi sejajar dengan arah medan magnet kuat atau pada sumbu z, kemudian menerima energi dari gelombang radiofrekuensi yang menyebabkan spin proton berpresesi pada bidang transversal atau sumbu xy. Ketika gelombang radiofrekuensi dimatikan, spin-spin proton berelaksasi dan kembali ke keadaan setimbangnya yang juga melepaskan energi yang akan diterima oleh koil RF sebagai sinyal MRI. Setelah itu, sinyal tersebut akan mengalami pengkodean spasial oleh *gradient* koil untuk mengetahui titik atau lokasi sinyal berasal sehingga sinyal tersebut dapat diterjemahkan oleh komputer menjadi citra MRI dalam bentuk 2D ataupun 3D. Setelah citra sampel didapatkan, diukur nilai intensitas sinyalnya. Tingkat kecerahan citra MRI mengindikasikan intensitas sinyal yang berbeda-beda. Intensitas sinyal ini dipengaruhi oleh konsentrasi sampel gelatin dan kandungan air (H_2O) di dalamnya. Semakin besar konsentrasi sampel gelatin dan kandungan H_2O , semakin terang citra yang dihasilkan dan semakin besar nilai intensitas sinyalnya, seperti yang terlihat dalam pengukuran pada Tabel 4.1 sampai 4.6. Ini karena banyaknya H_2O mencerminkan banyaknya atom hidrogen, yang merupakan inti atom yang umum digunakan dalam MRI karena memiliki momen magnetik yang besar. Sebagai hasilnya, intensitas sinyal yang dihasilkan dari pemindaian akan lebih kuat dan lebih terang dalam citra MRI.

Hasil pengukuran intensitas sinyal yang didapatkan akan digunakan untuk mencari nilai T2 dengan membuat grafik eksponensial rata-rata intensitas sinyal terhadap nilai TE. Setelah plotting grafik intensitas sinyal terhadap nilai TE, dilakukan pencocokan kurva. Dari pencocokan kurva data, maka akan diperoleh grafik seperti pada Gambar 4.3. Dari grafik tersebut menunjukkan bahwa semakin besar TE maka intensitas sinyal yang diperoleh akan semakin kecil. Selain itu, intensitas sinyal juga dipengaruhi oleh posisi *slice* yang ditunjukkan oleh adanya perbedaan intensitas sinyal dari tiap *slice* dengan konsentrasi yang sama. Seperti intensitas sinyal yang didapatkan dari sampel gelatin konsentrasi 30%, dimana terdapat perbedaan intensitas sinyal yang sangat signifikan pada tiap *slicenya*. Hal itu bisa terjadi karena adanya perbedaan kandungan H_2O dalam jumlah banyak pada tiap *slice* sehingga saat dilakukan pemindaian menggunakan MRI, kontras citra yang dihasilkan pada masing-masing *slice* akan jauh berbeda. Data lain yang diperoleh dari pencocokan kurva adalah nilai *spin-spin relaxation rate* (R_2) yang dapat dilihat Tabel 4.7, karena T2 merupakan kebalikan dari R_2 maka nilai T2 yang didapatkan akan seperti pada Tabel 4.7. Berdasarkan Tabel 4.7, variasi nilai T2 yang berbeda-beda tergantung pada konsentrasi gelatin dan posisi *slicenya*.

Nilai T2 pada sampel gelatin konsentrasi 10% mempunyai nilai yang stabil dibandingkan dengan variasi konsentrasi di atasnya. Pada hasil penelitian ini, variasi nilai T2 tertinggi mencapai 549,451 ms pada *slice* 10 dengan konsentrasi gelatin 10% dan nilai terendah adalah 83,333 ms pada *slice* 5 dengan konsentrasi gelatin 30%. Variasi nilai T2 tertinggi pada konsentrasi 10% sesuai dengan nilai T2 pada jaringan *Cerebrospinal Fluid* (CSF) (Esterich et al, 2015). Nilai T2 terendah pada konsentrasi 30% sesuai dengan nilai T2 pada lapisan putih otak dan lapisan abu otak (Esterich et al, 2015). Dari hasil tersebut dapat diketahui adanya pengaruh besaran konsentrasi sampel gelatin terhadap nilai T2nya. Perbedaan konsentrasi yang cukup besar menunjukkan variasi hasil yang signifikan.

Pada sekuens T2WI, jaringan yang memiliki T2 panjang akan menghasilkan intensitas sinyal yang tinggi sehingga akan memiliki kontras citra yang lebih terang. Citra yang lebih terang dan memiliki nilai T2 yang lebih panjang terdapat pada sampel gelatin dengan

konsentrasi terendah, yaitu 10%. Hal ini menunjukkan bahwa sampel ini memiliki lebih banyak kandungan hidrogen karena jumlah H₂O yang berikatan dengan bubuk gelatin lebih sedikit dibandingkan dengan sampel gelatin dengan konsentrasi yang lebih tinggi. Sekuens T2WI pada umumnya digunakan untuk menampilkan gambaran patologis dalam tubuh. Karena adanya patologi diindikasikan dengan banyaknya kandungan air yang abnormal pada suatu jaringan tubuh, sehingga akan menghasilkan citra yang lebih terang. Walaupun begitu, analisis nilai T2 pada jaringan tubuh untuk mendeteksi kelainan perlu dilakukan karena tidak semua kelainan dapat dideteksi oleh sekuens T2WI. Terdapat beberapa kelainan ketika dideteksi menggunakan sekuens T2WI menunjukkan kontras citra yang sama dengan jaringan tubuh yang normal.

Dengan menganalisis nilai T2 pada jaringan tubuh tersebut dapat diketahui perbedaan molekulnya sehingga diagnosis kelainan dapat dilakukan. Tiap molekul mempunyai proton dengan energi yang berbeda-beda sehingga mempengaruhi nilai T2nya. Proton jaringan yang memiliki energi tinggi memiliki waktu meluruh yang lebih cepat (nilai T2 pendek) dibandingkan dengan proton yang memiliki energi rendah (nilai T2 panjang). Hasil penelitian ini sesuai dengan hasil penelitian yang dilakukan oleh Johnston dkk (Johnston et al, 2022) dan Dwihapsari dkk (Dwihapsari et al, 2018) bahwa besaran konsentrasi dari sampel yang diuji mempengaruhi citra yang akan dihasilkan MRI dan nilai T2 dari sampel bahan yang diuji.

BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari hasil penelitian untuk tugas akhir ini, diketahui nilai *spin-spin relaxation time* (T2) yang paling tinggi adalah 549,451 ms dan yang paling rendah adalah 83,333 ms. Hasil ini dipengaruhi oleh adanya perbedaan konsentrasi gelatin dan posisi *slice*. Hubungan antara konsentrasi gelatin dengan nilai T2 adalah berbanding terbalik. Ketika konsentrasi gelatin semakin besar, maka nilai T2 akan semakin kecil. Perbedaan posisi *slice* mempengaruhi nilai intensitas sinyal yang dihasilkan citra karena terdapat perbedaan kandungan H₂O pada tiap *slice* sehingga nilai T2 sampel juga berbeda. Berdasarkan hasil pengukuran nilai T2 pada bahan gelatin, gelatin mempunyai efektivitas yang baik sebagai bahan jaringan tiruan CSF, lapisan putih otak, dan lapisan abu otak.

5.2 Saran

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, saran yang dapat dilakukan untuk penelitian selanjutnya adalah perlakuan pembuatan sampel yang perlu diperhatikan karena dapat mempengaruhi kualitas sampel itu sendiri. Selain itu, variasi konsentrasi sampel gelatin yang lebih banyak untuk mengetahui lebih lanjut mengenai efektivitas gelatin sebagai bahan jaringan tiruan.

DAFTAR PUSTAKA

- Ahmad et al. (2022). "Gelatin-Agar Liver Phantom to Simulate Typical Enhancement Patterns of Hepatocellular Carcinoma for MRI". *Advanced Research in Gastroenterology & Hepatology*, 18 (5), 1-10.
- Alam et al. (2017). "Perbandingan Parameter Waktu Relaksasi Transversal PROPELLER dan Waktu Relaksasi Transversal FLAIR pada Citra MRI (Magnetic Resonance Imaging)". 1-5.
- Bushberg, et al. (2002). "The essential physics of medical imaging. Second edition". Boone (Eds). Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Cleary dan Giumares. (2014). "Magnetic Resonance Imaging". *Pathobiology of Human Disease*, Academic Press, 3987-4004.
- Dwihapsari et al. (2018). "Studi Analisis *Spin-spin Relaxation Time (T2) Magnetic Resonance Imaging (MRI)* serta Pengaruhnya terhadap Citra Agar." Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
- Esterich, et al. (2015). "Nanoparticles in Magnetic Resonance Imaging : from simple to dual contrast agents". *International of nanmedicine*, 10, 1727.
- Farrer et al. (2015). "Characterization and evaluation of tissue-mimicking gelatin phantoms for use with MRgFUS". *Journal of Therapeutic Ultrasound*", 3(9), 1-11.
- Hornak, J P. (1996). "The Basics of MRI". Center for Imaging Science. Rochester: Rochester Institute of Technology.
- Johnston, et al (2022). "Developing and testing a robotic MRI/CT fusion biopsy technique using a purpose-built interventional phantom". *European Radiobiology Experiment*, 6 (55), 1-10.
- Kartawiguna, D. (2015). "Tomografi Resonansi Magnetik Inti, Teori Dasar, Pembentukan Gambar dan Perangkat Kerasnya". Yogyakarta: Graha Ilmu.
- Katti et al. (2011). "Magnetic Resonance Imaging (MRI) – A Review". *International Journal of Dental Clinics*, 3 (1), 65-70.
- McGarry et al. (2020). "Tissue mimicking materials for imaging and therapy phantoms: a review". *Physics in Medicine and Biology*, 65, 1-43.
- McRobbie et al. (2006). "MRI from Picture to Proton". UK: Cambridge University Press.

Nizar et al. (2019). “Pengaruh variasi time repetition (tr) terhadap Kualitas citradan informasi citra pada pemeriksaan Mri lumbalsekuens t2 fse potongan sagittal”. *Jurnal Imejing Diagnostik*, 5, 89-98.

Pierce, B J. (1995). “MRI for Technologies”. San Francisco – California: Peggy and Associates.

Serai et al. (2021). “Components of a magnetic resonance imaging system and their relationship to safety and image quality”. *Pediatric Radiology*, 51, 716-723.

Sharifi et al. (2021). “Tuning gelatin-based hydrogel towards bioadhesive ocular tissue engineering applications”. *Bioactive Materials*, 6 (11), 1-15.

Weishaupt et al. (2006). “How Does MRI Work? An Introduction the Physic and Function of Magnetig Resonance Imaging”. Heidelberg: Business Media.

BIODATA PENULIS



Penulis memiliki nama lengkap Naufal Alif Nuril Amany yang lahir di Bandung pada tanggal 28 Februari 2002. Penulis merupakan anak pertama dari tiga bersaudara. Penulis menyelesaikan pendidikan Sekolah Dasar (SD) di SDN Gunung Batu 1 Kota Bogor pada tahun 2014, kemudian menyelesaikan pendidikan Sekolah Menengah Pertama (SMP) di SMPN 7 Bogor pada tahun 2017, Kemudian menyelesaikan pendidikan Sekolah Menengah Akhir (SMA) di SMAN 2 Bogor pada tahun 2020. Setelah itu, pada pertengahan tahun 2020 penulis melanjutkan pendidikan S1 di Departmen Fisika Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya dengan NRP 5001201128. Bidang minat yang diambil oleh penulis adalah Fisika

Medis dan Biofisika.