

SKRIPSI

**EVALUASI KINERJA PROGRAM *MULTITHREADING* PADA
PENERAPAN REKONSTRUKSI CITRA MRI
MENGUNAKAN *SINGLE BOARD COMPUTER***

Disusun dan diajukan oleh:

PUTRI ALISSYAH SABRINA

D121 18 1317



**PROGRAM STUDI SARJANA TEKNIK INFORMATIKA
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2024**

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI**EVALUASI KINERJA PROGRAM *MULTITHREADING* PADA
PENERAPAN REKONSTRUKSI CITRA MRI
MENGUNAKAN *SINGLE BOARD COMPUTER***

Disusun dan diajukan oleh

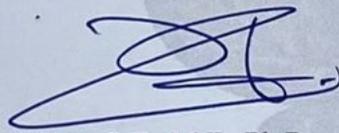
**Putri Alissyah Sabrina
D121181317**

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka
Penyelesaian Studi Program Sarjana Program Studi Teknik Informatika
Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin
Pada tanggal 24 Juni 2024
dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui,

Pembimbing Utama,

Pembimbing Pendamping,



Adnan, S.T., M.T., Ph.D.
NIP 197404262005011002



Prof. Dr. Eng. Intan Sari Areni, S.T., M.T.
NIP 197502032000122002

Ketua Program Studi,



Prof. Dr. H. Indrabayu, S.T., M.T., M.Bus.Sys., IPM, ASEAN. Eng.
NIP 197507162002121004

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan dibawah ini ;
Nama : Putri Alissyah Sabrina
NIM : D121181317
Program Studi : Teknik Informatika
Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul

EVALUASI KINERJA PROGRAM *MULTITHREADING* PADA PENERAPAN REKONSTRUKSI CITRA MRI MENGUNAKAN *SINGLE BOARD COMPUTER*

Adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambilan alihan tulisan orang lain dan bahwa skripsi yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Semua informasi yang ditulis dalam skripsi yang berasal dari penulis lain telah diberi penghargaan, yakni dengan mengutip sumber dan tahun penerbitannya. Oleh karena itu semua tulisan dalam skripsi ini sepenuhnya menjadi tanggung jawab penulis. Apabila ada pihak manapun yang merasa ada kesamaan judul dan atau hasil temuan dalam skripsi ini, maka penulis siap untuk diklarifikasi dan mempertanggungjawabkan segala resiko.

Segala data dan informasi yang diperoleh selama proses pembuatan skripsi, yang akan dipublikasi oleh Penulis di masa depan harus mendapat persetujuan dari Dosen Pembimbing.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan isi skripsi ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Gowa, 24 Juni 2024

Yang Menyatakan



Putri Alissyah Sabrina

ABSTRAK

PUTRI ALISSYAH SABRINA. *EVALUASI KINERJA PROGRAM MULTITHREADING PADA APLIKASI REKONSTRUKSI CITRA MRI MENGGUNAKAN SINGLE BOARD COMPUTER* (dibimbing oleh Bapak Adnan, S.T., M.T., Ph.D., dan Ibu Prof. Dr. Eng. Intan Sari Areni, S.T., M.T.)

Abstrak.

Untuk merekonstruksi citra medis MRI, program mengambil data mentah (*k-space*) yang dihasilkan dari pemindai MRI. Program memasukkan data *k-space* ke dalam fungsi invers FFT dan menampilkan beberapa irisan gambar. Pada penelitian sebelumnya, rekonstruksi citra MRI dilakukan secara serial dengan menggunakan Nvidia Jetson Nano dimana rata-rata waktu eksekusi program pada penelitian tersebut adalah 62 detik. Dalam penelitian tersebut terdapat bagian dari program yang dapat dioptimalkan, yaitu pada fungsi FFT dan *looping* bersarang pada fungsi DORSS.

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi kinerja Raspberry PI 4B yang melakukan rekonstruksi Citra MRI menggunakan algoritma invers FFT. Tidak hanya untuk evaluasi, penelitian ini juga mengupayakan agar Raspberry PI 4B dapat dimanfaatkan secara maksimal.

Pada penelitian ini diadopsi teknik pemrograman *multithreading* yang akan diterapkan pada fungsi FFT, sedangkan pada fungsi DoRSS akan diterapkan *multithreading* dengan memanfaatkan OpenMP. Proses Rekonstruksi Citra MRI akan dilakukan sebanyak 3 kali, yaitu menggunakan *multithreading* dengan 1 *thread*, 2 *thread*, dan 4 *thread* untuk setiap ukuran *k-space* 512 x 512, 1024 x 1024, dan 2048 x 2048. Waktu eksekusi yang telah diperoleh kemudian dilakukan perhitungan *speed up* dan *overhead* untuk mengevaluasi kinerja *multithreading* pada rekonstruksi citra mri menggunakan Raspberry Pi 4B.

Hasil dari studi ini adalah Raspberry PI 4B yang memiliki prosesor 4 *core* menghasilkan *k-space* ukuran 512 x 512 , 1024 x 1024, dan 2048 x 2048 dalam waktu eksekusi 1456,85 ms., 4807,21 ms., dan 19237,96 ms. Hasil evaluasi menggunakan teori Hukum Amdahl menunjukkan bahwa perangkat Raspberry Pi 4B mampu menangani proses komputasi paralel dengan baik dengan *speedup* terbaik menggunakan 4 *thread* yaitu pada *k-space* berukuran 512 x 512 mencapai 2,5 kali, *k-space* berukuran 1024 x 1024 mencapai 3,3 kali, dan *k-space* berukuran 2048 x 2048 mencapai 3,66 kali. *Overhead* maksimum terdapat pada fungsi FFT yang menggunakan 4 *thread* yaitu mencapai 1421 – 13207 ms dan fungsi DoRSS dengan menggunakan 4 *thread* yaitu mencapai 480 – 715 ms.

Kata kunci : MRI, Raspberry PI 4B, *multithreading*, OpenMp, Paralel

ABSTRACT

PUTRI ALISSYAH SABRINA. *PERFORMANCE EVALUATION OF THE MULTITHREADING PROGRAM ON THE APPLICATION OF MRI IMAGE RECONSTRUCTION USING A SINGLE BOARD COMPUTER* (supervised by Mr. Adnan, S.T., M.T., Ph.D., dan Mrs. Prof. Dr. Eng. Intan Sari Areni, S.T., M.T.)

Abstract.

To reconstruct the MRI medical image, the program takes the raw data (k-space) generated from the MRI scanner. The program feeds the k-space data into the inverse FFT function and displays multiple image slices. In previous research, MRI image reconstruction was performed serially using Nvidia Jetson Nano where the average program execution time in the study was 62 seconds. In this study, there are parts of the program that can be optimized, namely the FFT function and nested looping in the DORSS function.

This research aims to evaluate the performance of Raspberry PI 4B that reconstructs MRI images using the inverse FFT algorithm. Furthermore, this research also seeks to utilize the Raspberry PI 4B optimally.

In this research, multithreading programming technique is adopted which will be applied to the FFT function, while in the DoRSS function multithreading will be applied by utilizing OpenMP. The MRI Image Reconstruction process will be performed 3 times, using multithreading with 1 thread, 2 threads, and 4 threads for each k-space size of 512 x 512, 1024 x 1024, and 2048 x 2048. The execution time that has been obtained is then calculated speed up and overhead to evaluate the performance of multithreading in MRI image reconstruction using Raspberry Pi 4B.

The results of this study are that the Raspberry PI 4B which has a 4 core processor produces k-space sizes of 512 x 512, 1024 x 1024, and 2048 x 2048 in 1456,85 ms., 4807,21 ms., and 19237,96 ms. Evaluation results using Amdahl's Law theorem shows that the Raspberry Pi 4B is capable of handling parallel computing processes well with the best speedup using 4 threads, namely on k-space measuring 512 x 512 reaching 2,5 times, k-space measuring 1024 x 1024 reaching 3,3 times, and k-space measuring 2048 x 2048 reaches 3,66 times. The highest overhead occurs in the FFT function using 4 threads, reaching 1421 – 13207 ms and the DoRSS function using 4 threads, reaching 480 - 715 ms.

Keywords : MRI, Raspberry PI 4B, multithreading, OpenMp, Paralel

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI.....	ii
PERNYATAAN KEASLIAN	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT.....	v
DAFTAR ISI	vi
DAFTAR GAMBAR.....	viii
DAFTAR TABEL	x
DAFTAR SINGKATAN DAN ARTI SIMBOL.....	xi
KATA PENGANTAR.....	xiv
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah.....	4
1.3 Tujuan Penelitian.....	4
1.4 Manfaat Penelitian.....	4
1.5 Ruang Lingkup	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 <i>Magnetic Resonance Imaging</i> (MRI).....	5
2.1.1 <i>Superconducting Electromagnet</i> (Superkonduktif)	6
2.1.2 <i>Permanent Magnet</i> (Magnet Permanen).....	7
2.1.3 <i>Resistive Electromagnet</i> (Magnet Resistif)	7
2.1.4 Sifat Magnetik berdasarkan Bahan.....	8
2.1.5 Struktur Atom	9
2.2 <i>K-Space</i>	14
2.3 <i>Zero Filling</i>	17
2.4 <i>Gradien t Coil</i>	18
2.5 Transformasi <i>Fourier</i>	19
2.5.1 Deret <i>Fourier</i>	20
2.5.2 Sifat - sifat matematis Transformasi <i>Fourier</i>	21
2.6 <i>Discrete Fourier Transform</i>	23
2.6.1 Definisi.....	23
2.6.2 Hubungan antara DFT dan FFT.....	23
2.7 <i>Fast Fourier Transform</i> (FFT).....	23

2.8	<i>Multithreading</i>	24
2.9	Hukum Amdahl	26
BAB III METODE PENELITIAN/PERANCANGAN		27
3.1	Lokasi Penelitian.....	27
3.2	Tahapan Penelitian	27
3.3	Instrumen Penelitian	28
3.3.1	Perangkat keras yang digunakan	28
3.3.2	Perangkat lunak yang digunakan.....	29
3.4	Alur Kompilasi Program	30
3.5	<i>Compile</i> Kode Implementasi	30
3.6	Perancangan Program.....	31
3.6.1	Algoritma Rekonstruksi Citra MRI	31
3.6.2	Implementasi Program Serial Rekonstruksi Citra MRI	34
3.6.3	Implementasi Program Paralel Rekonstruksi Citra MRI	35
3.7	Variabel Yang Diamati.....	39
3.7.1	Waktu Eksekusi	39
3.7.2	<i>Speedup</i>	40
3.7.3	<i>Overhead</i>	40
3.7.4	Utilisasi CPU	41
3.7.5	Utilisasi RAM.....	41
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN		42
4.1	Hasil Rekonstruksi Citra MRI	42
4.2	Hasil Waktu Eksekusi Program.....	43
4.2.1	Eksekusi menggunakan pemrograman serial	43
4.2.2	Eksekusi menggunakan pemrograman paralel	45
4.3	Perbandingan Waktu Eksekusi Program Serial dan Program Paralel.....	47
4.4	<i>Speedup</i> Aktual yang diperoleh pada bagian program yang di paralel	50
4.5	Analisis <i>Speedup</i> dan <i>Overhead</i>	51
4.6	Utilisasi CPU.....	53
4.7	Utilisasi RAM	54
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN		56
5.1	Kesimpulan.....	56
5.2	Saran	56
DAFTAR PUSTAKA		57

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 <i>Magnetic Resonance Imaging</i> (MRI).....	5
Gambar 2. 2 MR Magnet Superkonduktif.....	6
Gambar 2. 3 MR Magnet Permanen	7
Gambar 2. 4 Desain solenoid Medan Vertikal.....	7
Gambar 2. 5 MR Magnet Resistif	8
Gambar 2. 6 Sifat-sifat magnet berdasarkan bahan	8
Gambar 2. 7 Magnet Dipole.....	9
Gambar 2. 8 Ilustrasi Atom.....	9
Gambar 2. 9 Proton sebagai magnet batang kecil.....	11
Gambar 2. 10 Proton dalam orientasi paralel dan anti-paralel.....	11
Gambar 2. 11 Proton dalam orientasi anti-paralel	12
Gambar 2. 12 Grafik hubungan perbedaan energi dan kekuatan medan	12
Gambar 2. 13 Jaring Magnetisasi.....	13
Gambar 2. 14 Keseimbangan Termal.....	13
Gambar 2. 15 <i>K-space</i> direpresentasikan sebagai sebuah galaksi	14
Gambar 2. 16 Tiap titik di <i>K-space</i> memetakan setiap titik dalam citra dan sebaliknya.....	15
Gambar 2. 17 Representasi dari sinyal MRI dalam bentuk komponen <i>real</i> dan <i>imaginary</i>	16
Gambar 2. 18 Pengisian <i>Cartesian</i> (baris per baris) dan <i>K-space</i>	16
Gambar 2. 19 Lokasi Informasi di dalam <i>K-space</i>	17
Gambar 2. 20 File - file yang berada dalam ZIP Data mentah MRI.....	17
Gambar 2. 21 Representasi <i>Zero-Interpolation Filling</i> (ZIP).....	18
Gambar 2. 22 Perbandingan DFT dan FFT radix-2 sebagai fungsi N	24
Gambar 3. 1 Blok Diagram Tahapan Penelitian	27
Gambar 3. 2 Raspberry Pi 4 Tipe B	28
Gambar 3. 3 Alur kompilasi library program.....	30
Gambar 3. 4 <i>Flowchart</i> pemrograman serial rekonstruksi Citra MRI untuk citra mentah.....	32

Gambar 3. 5 <i>Flowchart</i> program paralel Rekonstruksi Citra MRI dengan menggunakan multithreading.....	33
Gambar 3. 6 Operasi IFFT <i>shift</i> sebelum dan sesudah.....	35
Gambar 3. 7 Operasi IFFT <i>shift</i> sebelum dan sesudah.....	37
Gambar 4. 1 Hasil Rekonstruksi Citra Slice ke-127 dengan ukuran k-space 1024 x 1024.....	42
Gambar 4. 2 Hasil Rekonstruksi Citra dengan 4 slice dimulai dari slice ke-127 .	43
Gambar 4. 3 Waktu Eksekusi serial setiap bagian pada Rekonstruksi Citra MRI dengan ukuran k-space gambar yang berbeda: a) 512 x 512; b) 1024 x 1024; dan c) 2048 x 2048.....	44
Gambar 4. 4 Rata-rata waktu eksekusi pemrograman paralel.....	46
Gambar 4. 5 Grafik waktu eksekusi program berdasarkan fungsi/operasi	47
Gambar 4. 6 Waktu eksekusi pada fungsi FFT dan DoRSS yang berjalan secara komputasi serial dan komputasi paralel	49
Gambar 4. 7 Waktu eksekusi keseluruhan komputasi serial dan komputasi paralel rekonstruksi citra MRI	50
Gambar 4. 8 Hasil pengukuran utilisasi CPU	53
Gambar 4. 9 Utilisasi CPU proses rekonstruksi citra MRI menggunakan komputasi serial dan komputasi paralel	54
Gambar 4. 10 Hasil pengukuran utilisasi RAM.....	54
Gambar 4. 11 Utilisasi RAM Rekonstruksi Citra MRI menggunakan komputasi serial dan komputasi paralel.....	55

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Nuclei yang aktif secara magnetik	10
Tabel 3. 1 Spesifikasi Umum Raspberry Pi 4 Tipe B	29
Tabel 4. 1 Waktu eksekusi Rekonstruksi Citra MRI Pemrograman Serial.....	43
Tabel 4. 2 Waktu eksekusi keseluruhan program secara serial.....	45
Tabel 4. 3 Waktu eksekusi Rekonstruksi Citra MRI Pemrograman Paralel dengan menggunakan <i>multithreading</i>	45
Tabel 4. 4 Waktu eksekusi pada bagian program secara serial dan paralel	47
Tabel 4. 5 Waktu eksekusi keseluruhan program secara serial dan paralel	49
Tabel 4. 6 Speedup pada bagian Rekonstruksi MRI yang dioptimalkan	51
Tabel 4. 7 Perbandingan <i>speedup</i> menggunakan Aktual dan Hukum Amdahl.....	51
Tabel 4. 8 Waktu <i>overhead</i> fungsi FFT selama komputasi paralel.....	52
Tabel 4. 9 Waktu <i>overhead</i> fungsi DoRSS selama komputasi paralel	52

DAFTAR SINGKATAN DAN ARTI SIMBOL

Lambang/Singkatan	Arti dan Keterangan
2DFT	<i>Fourier Transfor 2 Dimensi</i>
API	<i>Application Programming Interface</i>
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
Cos	<i>Cosinus</i>
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i>
DoRSS	<i>Do Root Sum Square</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FFTW	<i>Fast Fourier Transform in the west</i>
GPGPU	<i>General Purpose Graphical Processing Unit</i>
GPU	<i>Graphical Processing Unit</i>
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
H ₂ O	<i>Air</i>
IoT	<i>Internet of Things</i>
kW	<i>Kilowatt</i>
kwh	<i>Kilowatt per hour / Kilowatt per</i>
MR	<i>Magnetic Resonance</i>
MRI	<i>Magnetic Resonance Image</i>
ms	<i>Millisecond</i>
OpenCV	<i>Open Source Computer Vision Library</i>
OpenMP	<i>Open Multi Processing</i>
PC	<i>Personal Computer</i>
SBC	<i>Single Board Computer</i>
Sin	<i>Sinus</i>
T	<i>Periode Fundamental T</i>
t	<i>time / waktu</i>
TV	<i>Television</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VSWR	<i>Voltage Standing Wave Ratio</i>
W	<i>Watt</i>

ZIP	<i>Zero-Interpolation Filling</i>
α	<i>alpha</i>
ε	<i>epsilon</i>
Σ	<i>sigma</i>
π	<i>pi</i>
∞	<i>infinity</i>
\int	<i>Integral</i>

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Waktu eksekusi Rekonstruksi Citra MRI menggunakan program serial.....	59
Lampiran 2 Data Utilitas CPU <i>Kspace</i> ukuran 512 x 512.....	60
Lampiran 3 Data Utilitas CPU <i>Kspace</i> ukuran 1024 x 1024.....	61
Lampiran 4 Data Utilitas CPU <i>Kspace</i> ukuran 2048 x 2048.....	62
Lampiran 5 Data Utilitas RAM <i>Kspace</i> ukuran 512 x 512.....	63
Lampiran 6 Data Utilitas RAM <i>Kspace</i> ukuran 1024 x 1024.....	64
Lampiran 7 Data Utilitas RAM <i>Kspace</i> ukuran 2048 x 2048.....	65
Lampiran 8 <i>Source Code</i> Serial Program Rekonstruksi Citra MRI.....	66
Lampiran 9 <i>Source Code</i> Program Paralel Rekonstruksi Citra MRI.....	73

KATA PENGANTAR

Bismillahirrahmanirrahim

Assalamualaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Segala puji kami panjatkan atas kehadiran Allah SWT. Yang telah memberikan rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul “EVALUASI KINERJA PROGRAM *MULTITHREADING* PADA PENERAPAN REKONSTRUKSI CITRA MRI MENGGUNAKAN SINGLE BOARD COMPUTER”, sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan studi jenjang Strata-1 di Departemen Teknik Informatika Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin.

Selama pengerjaan Tugas Akhir terdapat beberapa masalah yang diterima, namun hal tersebut tidak menyurutkan semangat penulis dalam menyelesaikan masalah tersebut. Penulis juga menyadari bahwa dalam proses perkuliahan hingga penyusunan Tugas Akhir ini tidak terlepas dari pihak-pihak yang telah memberikan bantuan dan dukungan kepada penulis. Oleh karena itu, penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih yang sebesar-besarnya terkhusus kepada:

1. Allah SWT atas segala kuasa-Nya
2. Kepada Orang Tua penulis yang senantiasa membesarkan, mendidik, mendoakan serta memberikan dukungan yang sangat luar biasa untuk menulis hingga saat ini;
3. Bapak Adnan, S.T., M.T., Ph.D. selaku pembimbing I dan Ibu Prof. Dr. Eng. Intan Sari Areni, S.T., M.T. selaku pembimbing II yang senantiasa memberikan waktu, tenaga dan pikiran serta perhatian yang sangat luar biasa dalam membimbing penulis selama penyusunan Tugas Akhir ini;
4. Bapak Prof. Dr. Ir. Indrabayu., S.T., M.T., M.Bus.Sys., IPM, ASEAN. Eng. selaku Ketua Departemen Teknik Informatika Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin yang senantiasa memberikan bimbingan selama masa perkuliahan penulis;
5. Ibu Dr. Ir. Ingrid Nurtanio, M.T. yang menjadi Pembimbing Akademik penulis pada semester 1 hingga semester 12 dan senantiasa membimbing

penulis;

6. Kepada FSN yang telah kebersamai penulis selama 4 tahun ini, tiada henti memberikan semangat dan segala bentuk dukungan kepada penulis selama meneliti;
7. Sahabat saya Ayu Amelia Sain dan Syakila Khaera Syah yang selalu ada untuk membantu kesehatan mental penulis, selalu mendukung dan membantu kebutuhan penulis;
8. SalPic Gurls, Indah Mulya Rauf Mande, Nurhasana Abunawas, Tiara Ifani Yania Lakita, Fadillah Ramadhani yang selalu memberikan semangat dan membantu kesulitan penulis selama masa perkuliahan hingga penyusunan Tugas Akhir ini;
9. Dea Nurhikma, Try Rezki Rahmawati Tamrin, dan Rahmadani yang selalu membantu menjaga kesehatan mental penulis selama masa perkuliahan di kelas B hingga proses penyusunan Tugas Akhir ini;
10. Reza Arisandy Safruddin , Muhammad Ridhoi, Muhammad Irzan Ilyas, Wira Satya Tri Almi, Jabalnur, Nurul Fauzan, Fiqri Abdullah, Rachmat Maulana Nur, Salahuddin, Wahyu Ahmad Hasan, Yanuarsyah Fitrah Indra, Ryan Terry Thahir, Rizky Maulana, Ahmad Affandy, Nuridham Rifandy Wildam, Muh. Fauzan Amzar, Aryanti Kasim, Kurnia Malik, Suryani, Taty Latifa, dan teman-teman SYNCHRONOUS18 yang telah membantu penulis sejak awal perkuliahan dan selalu membantu dalam penyelesaian Tugas Akhir.
11. Kak Devy Badjarad, kak Saphira Noer S., kak Sakina Maida Putri, S.T. dan kak Annisa, S.Kom., yang senantiasa memberikan bantuan, dukungan dan semangat selama di Lab. Riset IoTPC;
12. Kak Muh. Arief Wicaksono, S.T. dan kak Bayazid Sustami Mohammad Nasir, S.T. yang senantiasa memberi semangat, pemahaman, dan membantu kesulitan penulis sejak semester 6 hingga proses penyusunan Tugas Akhir.
13. Segenap staf Departemen Teknik Informatika Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin yang telah membantu penulis serta seluruh pihak yang secara tak sengaja menjadi pendukung ataupun motivator bagi penulis;
14. Kepada diri sendiri, terima kasih sudah bertahan dan berjuang untuk tidak

menyerah dan mau terus berusaha menjadi pribadi yang lebih baik dalam melewati segala permasalahan selama masa perkuliahan hingga penyusunan tugas akhir.

Semoga Allah SWT. dapat membalas semua kebaikan kepada pihak yang telah membantu penulis. Akhir kata, penulis menyadari bahwa tugas akhir ini masih jauh dari kata sempurna, oleh karenanya diharapkan segala bentuk saran serta masukan yang membangun dari berbagai pihak. Semoga tugas akhir ini dapat memberikan sumbangsih dan manfaat besar bagi kepentingan bersama. Aamiin.

Wassalamualaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Gowa, 24 Juni 2024

Penulis

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Magnetic Resonance Image (MRI) adalah suatu alat kedokteran di bidang pemeriksaan diagnostik radiologi, yang menghasilkan rekaman gambar potongan penampang tubuh/organ manusia dengan menggunakan medan magnet berkekuatan antara 0,064 – 1,5 *tesla* (1 *tesla* = 1000 Gauss) dan resonansi getaran terhadap inti *atom hidrogen* (Batuhan Hangün, 2022).

Pemeriksaan MRI bertujuan mengetahui karakteristik *morphologic* (lokasi, ukuran, bentuk, perluasan dan lain-lain) dari keadaan patologis. Tujuan tersebut dapat diperoleh dengan menilai salah satu atau kombinasi gambaran penampang tubuh *axial, sagittal, coronal*, atau *oblique* tergantung pada letak organ dan kemungkinan patologinya (Batuhan Hangün, 2022).

Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Esmaeili, A. dkk dalam sebuah jurnal penelitian dengan judul “*MRI Transparency Document*” dilakukan sebuah penelitian dengan menggunakan *Portable Power Cell* (PPC-3) untuk memantau penggunaan energi yang digunakan MRI *scanner* dari *Siemens*. Untuk mendapatkan energi penelitian menggunakan daya siaga (*standby*) yang dimiliki oleh *scanner* sebesar 12,68 kW kemudian semua poin data yang dicatat selama penelitian dikalikan dengan 0,0000041667 jam (15 milidetik) waktu tersebut merupakan waktu pembacaan oleh *Power Cell*. Hasil yang didapatkan adalah rata-rata energi aktif yang digunakan adalah sebesar 4,09 kWh sedangkan untuk energi siaga nilai rata-rata yang didapatkan sebesar 7,48 kWh. Pada penelitian tersebut juga dilakukan pengukuran *energy idle*. *Energy idle* adalah energi yang digunakan saat ruangan kosong untuk menunggu pasien berikutnya. Daya yang digunakan *scanner* mengalami penurunan dari 12,68 kW ke 8,08 kW setelah jam kerja, maka dari itu *energy idle* diperoleh 4,71 kWh perbulannya. Dapat disimpulkan bahwa penggunaan energi MRI sangat tinggi meskipun dalam kondisi *idle* tidak beroperasi (Nasir, 2020).

Pada umumnya rumah sakit menggunakan komputer untuk melakukan rekonstruksi citra MRI, dimulai dari tahap persiapan sebelum pasien di-*scanning*

hingga hasil *scanning* dicetak pada kertas film kemudian diberikan kepada dokter untuk dilakukan analisis lebih lanjut berdasarkan hasil MRI tersebut.

Pada penelitian yang dilakukan oleh (Hatsa, 2017) berjudul “Penerapan Komputasi GPGPU untuk Teknik Rekonstruksi Citra Medis Pengisian Nol”, menjelaskan bahwa pada penelitiannya digunakan pengoprasian paralel GPGPU (*General Purpose Graphical Processing Unit*) untuk memperoleh gambaran seberapa cepat waktu eksekusi dalam memproses data mentah MRI menjadi citra MRI. Penelitian ini menghasilkan implementasi serial CPU dan paralel GPU menunjukkan semakin besar ukuran matrik citra keluaran semakin besar jumlah *slice(s)*, maka peningkatan percepatan (hasil perbandingan implementasi serial CPU dan implementasi paralel GPU) semakin besar. Jika implementasi serial CPU dibandingkan dengan implementasi paralel GPU, implementasi paralel GPU lebih cepat 4,17 kali terhadap implementasi Serial CPU, ketika ukuran matriks citra keluaran sebesar 2048x2048 dan jumlah *slice(s)* yang diproses sama dengan 4 *slice(s)*. Hal ini menunjukkan implementasi paralel sangat cocok untuk pemrosesan data yang berukuran besar.

Pada penelitian yang dilakukan oleh (Nasir, 2020) berjudul “Evaluasi Kinerja Mini PC pada Rekonstruksi Citra Medis MRI (*Magnetic Resonance Imaging*)”, menjelaskan bahwa pada penelitiannya membuat sebuah program rekonstruksi citra MRI secara serial menggunakan MiniPC Jatson Nano. Hasil dari penelitian tersebut diperoleh waktu rata-rata proses adalah 67134,499219 ms, dimana waktu tersebut merupakan nilai rata-rata dari eksekusi program dengan 2048 x 2048 dengan *slice* 4. Operasi paling lama terjadi pada operasi DoRSS yang mencapai angka lebih dari 50% dari waktu total eksekusi. Selain itu, operasi FFT juga memiliki waktu eksekusi lama.

Berdasarkan penelitian-penelitian sebelumnya, maka pada tugas akhir ini mengimplementasikan program paralel dengan teknik *multithreading* pada proses DoRSS dan FFT menggunakan *Single Board Computer* dalam rekonstruksi citra MRI.

Single Board Computer (SBC) adalah sebuah komputer yang dibangun di atas satu papan sirkuit dengan mikroprosesor, memori, *input/output(I/O)* dan fitur lainnya seperti halnya komputer pada umumnya. Salah satu dari contoh SBC

adalah Raspberry Pi. Pada penelitian ini digunakan Raspberry Pi 4 tipe B karena memiliki biaya rendah, lebih sering digunakan dalam teknologi, mendukung semua jenis kode dan spesifikasi yang mendukung penelitian ini. Raspberry Pi 4 berisi *Broadcom BCM2711, Quad-core Cortex-A72 (ARM v8)* pada 1,5 GHz, 8 GB SDRAM, dan konsumsi daya maksimum 15 W (Hatsa, 2017). Pada Raspberry Pi tidak disediakan *switch power*. *Port micro USB* pada Raspberry Pi digunakan sebagai *supply power*, penggunaan *micro USB* dikarenakan murah dan mudah didapatkan. Raspberry Pi membutuhkan *supply* sebesar 5V dengan arus minimal 700mA untuk tipe B dan 500mA untuk tipe A (Gonzalez-Huitron a, 2021).

Multithreading adalah pemrograman yang mempunyai beberapa *flow of control* yang berjalan secara konkuren atau paralel (bersamaan). Hal ini memungkinkan untuk dapat membuat program komputer melakukan pekerjaan yang banyak dalam satu waktu. Paralel memiliki keuntungan yaitu dapat membuat pekerjaan jadi lebih cepat namun untuk menggunakan Teknik ini, memerlukan *cost* yang sangat besar karena menggunakan *resource* yang lebih dibandingkan dengan *single-threading* (Mulya, 2013). OpenMP (*Open Multi Processing*) adalah API (*Application Programming Interface*) yang mendukung pemrograman dalam bahasa pemrograman C, C++, dan FORTRAN. OpenMP diusulkan dan dirancang untuk mesin dengan arsitektur *multi-processor, multi-core, dan shared-memory*. OpenMP mendefinisikan model dengan *portable* dan *scalable* dengan antarmuka yang sederhana dan fleksibel untuk mengembangkan aplikasi paralel pada *platform* dari desktop hingga *supercomputer* (Home - OpenMP, n.d).

Multithreading akan diaplikasikan pada fungsi FFT yang memiliki waktu eksekusi lama dan khusus untuk fungsi DoRSS yang memiliki *looping* bersarang maka akan digunakan *multithreading* OpenMP.

Penelitian ini bertujuan untuk meningkatkan kinerja dan efisiensi proses rekonstruksi citra MRI dengan memanfaatkan teknik *multithreading* OpenMP dan teknologi yang ada saat ini.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang, maka rumusan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Bagaimana menerapkan *multithreading* dalam rekonstruksi citra MRI pada *single board computer*?
2. Berapa waktu yang dibutuhkan untuk memproses data mentah mesin MRI menggunakan *multithreading* hingga menjadi citra menggunakan *single board computer*?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Untuk mengetahui bagaimana pemrograman *multithreading* mampu merekonstruksi data mentah mesin MRI hingga menjadi citra menggunakan *single board computer*.
2. Untuk meningkatkan kinerja dan efisiensi program rekonstruksi citra MRI dengan pemrograman *multithreading*.

1.4 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dengan menerapkan teknik *multithreading* ke dalam program rekonstruksi citra MRI menggunakan *single board computer* dapat membantu meningkatkan kinerja dan efisiensi rekonstruksi citra MRI.

1.5 Ruang Lingkup

Ruang lingkup dari penelitian ini adalah:

1. Penelitian ini hanya membahas pada kinerja *multithreading* dalam rekonstruksi citra MRI menggunakan *single board computer*.
2. Perangkat yang digunakan untuk mengolah citra adalah perangkat Raspberry Pi 4 Tipe B.
3. *Directive* yang digunakan dalam pemrograman paralel adalah *OpenMP Multithreading*.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

Pada tahun 1946, Felix Bloch dan Purcell mengemukakan teori, bahwa inti atom bersifat sebagai magnet kecil, dan inti atom membuat *spinning* dan *processing*. Dari hasil penemuan kedua orang tersebut kemudian lahir alat *Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Spectrometer*, yang penggunaannya terbatas pada kimia saja (Notosiswoyo, 2004).

Setelah lebih dari sepuluh tahun Raymond Damadian bekerja dengan alat *NMR Spectrometer*, maka pada tahun 1971 Raymond menggunakan alat tersebut untuk pemeriksaan pasien. Pada tahun 1979, *The University of Nottingham Group* memproduksi gambaran potongan *coronal* dan *sagittal* (disamping potongan aksial) dengan NMR. Selanjutnya karena kekaburan istilah yang digunakan untuk alat NMR dan di bagian apa sebaiknya NMR diletakkan, maka atas saran dari AMERICAN COLLEGE of RADI-LOGI (1984), NMR diubah menjadi *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* dan diletakkan di bagian radiologi (Notosiswoyo, 2004).

Kekuatan medan magnet dari magnet yang digunakan untuk *Magnetic Resonance (MR)* diukur dalam satuan tesla. Satu tesla sama dengan 10.000 Gauss. Medan magnetik dari bumi berkisar 0,5 tesla. Berarti 1,0 tesla magnet mempunyai medan magnetik berkisar 20.000 kali lebih kuat dari yang dimiliki bumi (B.S.,R.T.(R)(MR)(CT) Wm. Faulkner, 1996,). Salah satu contoh mesin MRI dapat dilihat pada Gambar 2.1.



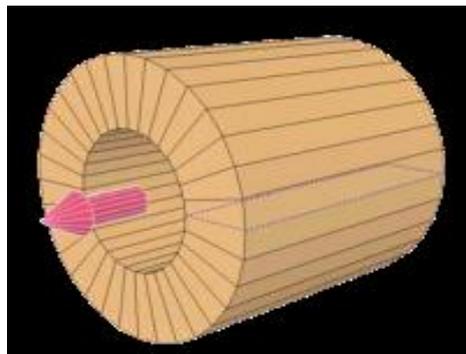
Gambar 2. 1 *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

Tipe magnet yang digunakan pencitraan MR secara umum dibagi menjadi tiga tipe, yaitu: *Superconducting Electromagnetic*, *Permanent Magnet*, dan *Resistive Electromagnet* (Hatsa, 2017).

Prinsip dasar MRI adalah struktur atom hidrogen dalam tubuh manusia saat di luar medan magnet mempunyai arah yang acak dan tidak membentuk keseimbangan. Kemudian saat diletakkan dalam alat MRI (*gantry*), maka atom H akan sejajar dengan arah medan magnet. Demikian juga arah *spinning* dan *processing* akan sejajar dengan arah medan magnet. Saat diberikan frekuensi radio, maka atom H akan sejajar kembali dengan arah medan magnet. Pada saat kembali inilah, atom H akan memancarkan energi yang dimilikinya. Kemudian energi yang berupa sinyal tersebut dideteksi dengan detektor yang khusus dan diperkuat. Selanjutnya komputer akan merekonstruksi citra berdasarkan sinyal yang diperoleh dari berbagai irisan (Notosiswoyo, 2004).

2.1.1 *Superconducting Electromagnet* (Superkonduktif)

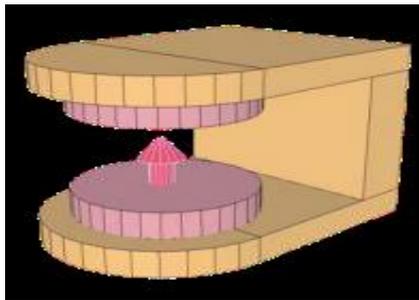
Magnet Superkonduktif paling umum digunakan. Jenis ini dibuat dari kumparan kabel dan menghasilkan sebuah medan horizontal. Jenis ini menggunakan helium untuk menjaga kabel magnet pada temperatur 4 derajat Kelvin dimana tidak ada resistansi. Aliran arus melalui kabel tanpa harus terhubung ke sebuah sumber daya eksternal. Keuntungan utama dari superkonduktif magnetic adalah kemampuannya untuk mencapai kekuatan medan magnet hingga 3 tesla untuk pencitraan klinik, dan sampai 10 tesla atau lebih untuk magnet spektroskopi bor kecil (Notosiswoyo, 2014).



Gambar 2. 2 MR Magnet Superkonduktif

2.1.2 *Permanent Magnet (Magnet Permanen)*

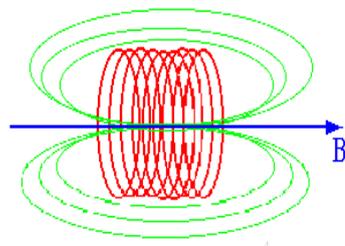
Sebuah magnet permanen kadang-kadang mengacu pada magnet vertikal. Magnet-magnet ini dibangun dari dua magnet (satu pada tiap kutub). Pasien berada diatas sebuah meja *scanning* antara dua piringan ini (Gambar 2.3). Keuntungan dari sistem ini adalah : 1) Biaya relatif murah, 2) Tanpa listrik atau cairan *kriogenik* yang dibutuhkan untuk mempertahankan medan magnet, 3) Desain lebih terbuka membantu mengurangi beberapa kegelisahan pasien. Perlu dicatat bahwa tidak semua medan magnet vertikal adalah magnet permanen (Notosiswoyo, 2004).



Gambar 2. 3 MR Magnet Permanen

2.1.3 *Resistive Electromagnet (Magnet Resistif)*

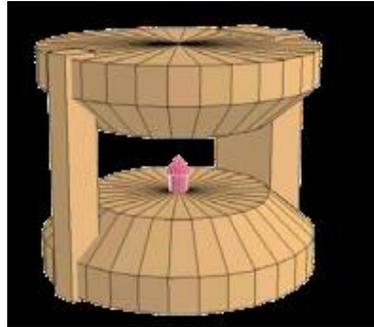
Magnet resistif dibangun dari sebuah kumparan kabel. Semakin banyak kumparan, dan semakin banyak arus di dalam kumparan, maka semakin tinggi medan magnet. Jenis magnet ini seringkali didesain untuk menghasilkan sebuah medan horizontal karena desain solenoidnya (Gambar 2.4) (Wm. Faulkner, 1996).



Gambar 2. 4 Desain solenoid Medan Vertikal

Seperti yang disebut sebelumnya, beberapa sistem medan vertikal adalah berdasarkan pada medan magnet resistif. Keuntungan utama dari jenis magnet ini

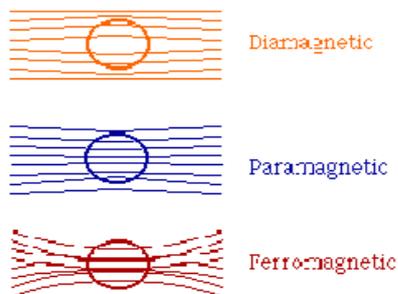
adalah : 1) Tanpa Cairan *kriogen*; 2) Kemampuan untuk menghilangkan medan magnet; 3) Medan pinggiran yang relatif kecil (Wm. Faulkner, 1996).



Gambar 2. 5 MR Magnet Resistif

2.1.4 Sifat Magnetik berdasarkan Bahan

Magnetisme adalah sebuah sifat dasar dari bahan. Tiga jenis sifat magnetik adalah : *diamagnetik*, *Paramagnetik* dan *Ferromagnetik*. Ketiga sifat magnetisme tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.6.



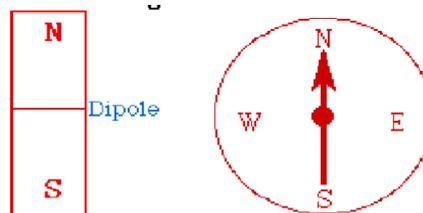
Gambar 2. 6 Sifat-sifat magnet berdasarkan bahan

Sisi luar dari sebuah medan magnet, zat *diamagnetik* tidak menunjukkan sifat magnetik. Ketika ditempatkan di dalam sebuah medan magnetik, zat *diamagnetik* akan menunjukkan sebuah interaksi negatif dengan medan magnetik eksternal. Dengan kata lain, jenis ini tidak saling tertarik, tetapi lebih seperti menjauh dari medan magnet. Zat ini disebut mempunyai sebuah kerentanan magnetik negatif.

Zat *Paramagnetik* juga tidak menunjukkan sifat magnetik diluar sebuah medan magnet. Namun, ketika ditempatkan di dalam sebuah medan magnet, zat ini menunjukkan sebuah interaksi positif dengan medan magnet eksternal dan

saling tarik-menarik. Medan magnetik dikuatkan di dalam sampel menyebabkan sebuah peningkatan dalam medan magnetik lokal. Zat ini disebut mempunyai sebuah kerentanan magnetik positif.

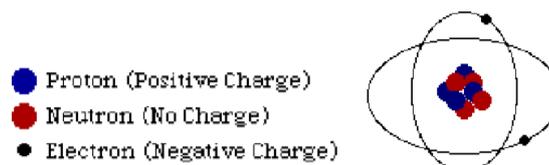
Zat *Ferromagnetik* cukup berbeda. Ketika ditempatkan di dalam sebuah medan magnetik, jenis ini menunjukkan daya tarik yang sangat kuat ke medan magnetik. Medan magnetik lokal ditengah zat meningkat drastis. Zat ini (seperti besi) mempertahankan sifat magnetik ketika kehilangan sumber medan magnet. Obyek terbuat dari zat *ferromagnetik* tidak seharusnya dibawa kedalam ruang scan karena jenis ini dapat menjadi proyektil; ditarik pada kecepatan tinggi ke tengah-tengah alat MR, sebuah objek yang telah menjadi magnet secara permanen disebut sebagai magnet permanen. Sebuah magnet permanen, seperti batang magnet, mempunyai dua kutub dan disebut sebagai magnet dipol (Gambar 2.7).



Gambar 2. 7 Magnet Dipole

2.1.5 Struktur Atom

Nukleus dari sebuah atom terdiri dari dua partikel; proton dan neutron. Proton mempunyai sebuah muatan positif dan neutron mempunyai sebuah muatan netral. Jumlah atom menunjukkan jumlah proton didalam nukleus. Jumlah massa atom adalah total dari jumlah proton dan neutron. Elektron adalah yang mengorbit nukleus, yang membawa sebuah muatan negatif (Gambar 2.8) (Wm. Faulkner, dkk, 1996).



Gambar 2. 8 Ilustrasi Atom

Sebuah partikel ini bergerak. Neutron dan proton berputar di sekitar poros mereka. Elektron, yang memutar nukleus, juga berputar di sekitar poros mereka. Perputaran dari partikel nukleus menghasilkan sebuah momentum sudut. Jika sebuah atom mempunyai sebuah jumlah genap proton dan neutron, maka momentum sudut adalah nol. Jika sebuah atom mempunyai sebuah jumlah tidak genap dari neutron atau proton, maka atom mempunyai sebuah momentum sudut tertentu. Momentum sudut dinyatakan sebagai sebuah kuantitas *vector magnitude* dan arah (Wm. Faulkner, 1996).

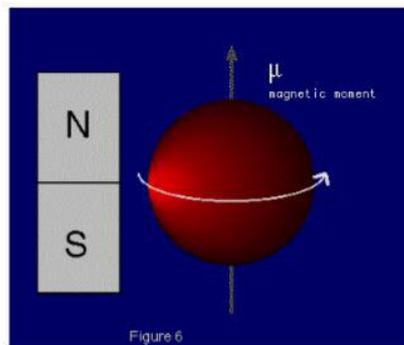
Sebagai tambahan ke perputaran momentum sudut, *nuclei* tertentu menunjukkan sifat magnetik. Karena sebuah proton mempunyai massa, sebuah muatan positif, dan perputaran, proton menghasilkan sebuah medan magnetik kecil seperti sebuah magnet batang. Medan magnetik dari proton disebut sebagai *magnetic moment*. Momen magnetik juga sebuah kuantitas vektor yang mempunyai *magnitude* dan arah diorientasikan diarah yang sama dengan momentum sudut. Rasio antara momentum sudut dan momen magnetik memberikan sebuah konstan yang dikenal sebagai giromagnetik, yang spesifik setiap *nuclei* aktif secara magnetik. Ada beberapa *nuclei*, yang aktif secara magnetik (Wm. Faulkner, 1996).

Tabel 2. 1 Nuclei yang aktif secara magnetik

Nomor Atom/ Simbol Senyawa	Nama Senyawa
13 C	<i>Carbon</i>
19 F	<i>Fluorine</i>
31 P	<i>Phosporus</i>
23 Na	<i>Sodium</i>

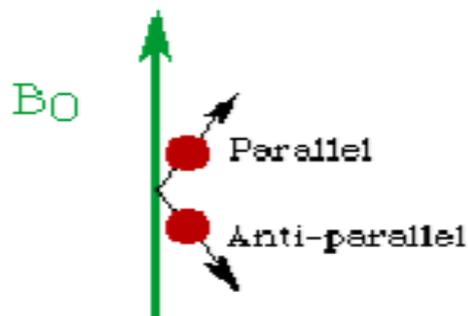
Hidrogen mempunyai sebuah momen magnetik signifikan dan hampir 100% memenuhi tubuh manusia. Untuk alasan ini, MR hanya menggunakan proton hidrogen dalam pencitraan klinik (Wm. Faulkner, 1996).

Nukleus dari atom hidrogen berisi proton tunggal. Karena itu, seperti yang disebut sebelumnya, nukleus memiliki sebuah momen magnetik yang signifikan. Proton akan berlaku sebagai sebuah magnet batang kecil (Wm. Faulkner, 1996).



Gambar 2. 9 Proton sebagai magnet batang kecil

Karena karakteristik perputaran dari proton. Jika proton ditempatkan di dalam sebuah medan magnetik eksternal besar, proton akan menganggap satu dari dua posisi yang memungkinkan. Proton akan meluruskan (pada sebuah sudut tipis) baik secara paralel atau anti-paralel dengan arah dari medan magnetik (Wm. Faulkner, 1996).

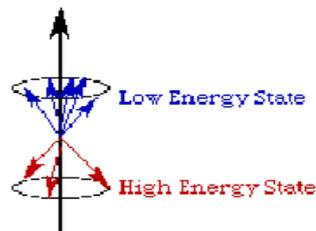


Gambar 2. 10 Proton dalam orientasi paralel dan anti-paralel

Selain menyelaraskan dengan B_0 , proton akan presesi pada beberapa frekuensi. Frekuensi yang mana proton presesi diberikan oleh persamaan *Lamor*. Persamaan *lamor* menunjukkan bahwa presesi frekuensi adalah sama dengan

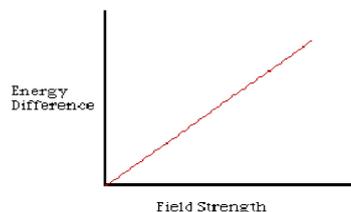
kekuatan medan magnetik statis eksternal (B_0) dikali dengan rasio *giromagnetik*(g). peningkatan B_0 akan meningkatkan presesi frekuensi dan sebaliknya, mengurangi B_0 akan mengurangi presesi frekuensi. Ini adalah analogi pada sebuah perputaran atas. B_0 akan presesi disebabkan pada gaya gravitasi. Jika gravitasi berkurang (seperti gravitasi di bulan), maka puncak akan presesi lebih lambat (Wm. Faulkner, 1996).

Menempatkan banyak proton didalam sebuah medan magnetik, diperoleh beberapa anti-paralel dan cukup banyak paralel. Proton diluruskan dalam orientasi paralel disebut dalam sebuah keadaan energi rendah. Proton didalam anti-paralel orientasi disebut dalam sebuah keadaan energi tinggi (Wm. Faulkner, 1996).



Gambar 2. 11 Proton dalam orientasi anti-paralel

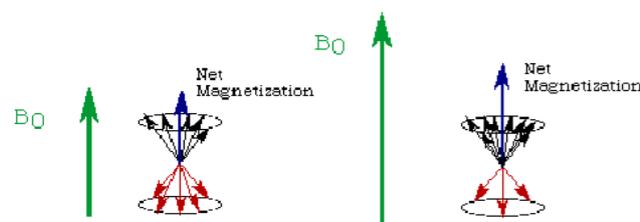
Perbedaan energi antara keadaan energi rendah dan tinggi adalah proporsional pada kekuatan dari medan magnetik terapan secara eksternal B_0 . Semakin kuat kekuatan dari medan eksternal, semakin kuat energi antara dua keadaan perputaran (Wm. Faulkner, 1996).



Gambar 2. 12 Grafik hubungan perbedaan energi dan kekuatan medan

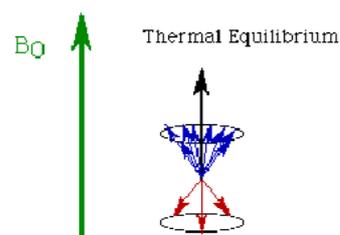
Juga terkait dengan kekuatan dari B_0 adalah jumlah perputaran di dalam keadaan energi rendah. Semakin tinggi B_0 , semakin kuat jumlah perputaran

diluruskan di dalam keadaan energi rendah. Jumlah perputaran di dalam keadaan energi rendah dalam kelebihan dari jumlah di keadaan energi tinggi disebut sebagai kelebihan perputaran. Momen magnetik dari perputaran berlebih ini menambahkan ke bentuk magnetisasi jaringan dan kemudian jaringan ditempatkan di dalam medan magnetik menjadi bermagnet. Jaringan magnetisasi juga diwakili sebagai sebuah kuantitas *vector*. Seperti yang disebut sebelumnya, B_0 yang lebih besar akan menghasilkan kelebihan perputaran berlebihan. Oleh karena itu, B_0 yang lebih besar akan menghasilkan sebuah jaring *vector magnetisasi* (Wm. Faulkner, 1996).



Gambar 2. 13 Jaring Magnetisasi

Sekali jaringan telah menjadi bermagnet, baik perputaran dalam keadaan energi rendah ataupun tinggi, sebuah kondisi yang dicapai dikenal sebagai keseimbangan termal. Jaring seharusnya dicatat sebagai keseimbangan, perputaran individu menghasilkan *magnetisasi* jaring bukan presesi di dalam fase. Ini karena terdapat cukup perbedaan di dalam presesi frekuensi disebabkan oleh, ketidakhomogenan medan magnet dan perbedaan di dalam medan magnetik lokal kecil dihasilkan di dalam tiap molekul khusus. Hasilnya, magnetisasi jaring sejajar paralel dengan B_0 tapi tidak presesi (Wm. Faulkner, 1996).



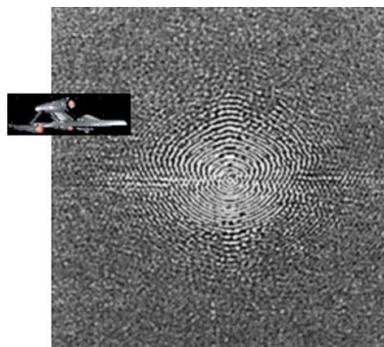
Gambar 2. 14 Keseimbangan Termal

Keberadaan Hidrogen di dalam banyak molekul didalam tubuh. Air (H_2O) mengisi 70% berat tubuh. Hidrogen juga ada dialam lemak dan kebanyakan

jaringan lainnya di dalam tubuh. Variasi struktur molekul dan jumlah dari hidrogen di beberapa jaringan mempengaruhi bagaimana proton berlaku di dalam medan eksternal. Sebagai contoh, karena total dari hidrogen di dalam air, air mempunyai salah satu relatif vektor magnetisasi jaring ke jaring lainnya. Struktur dan jaring lainnya didalam tubuh mempunyai konsentrasi hidrogen yang kurang dan menjadi termagnetisasi ke sebuah ekstensi lebih rendah dengan kata lain, magnetisasi jaringnya kurang padat. Jumlah proton hidrogen yang bergerak yang memberikan jaring muncul, relatif ke air mengacu pada massa jenis putarannya (massa jenis proton) (Wm. Faulkner, 1996).

2.2 *K-Space*

K-space adalah *array* angka yang merepresentasikan frekuensi spasial dalam gambar MR. *K-space* adalah sebuah kisi dari data mentah dari data mentah yang berbentuk $(k_x k_y)$ diperoleh langsung dari sinyal MR. Nilai-nilai dalam *K-space* berhubungan frekuensi spasial dari citra MR. *K-space* dapat direpresentasikan sebagai sebuah “Galaksi”. Tiap “bintang” di dalam *K-space* adalah sebuah titik data yang berasal dari sinyal MR. Tingkat kecerahan dari tiap bintang direpresentasikan sebagai frekuensi spasial unik dari “bintang” ke citra akhir (ELSTER LLC, 2017.).

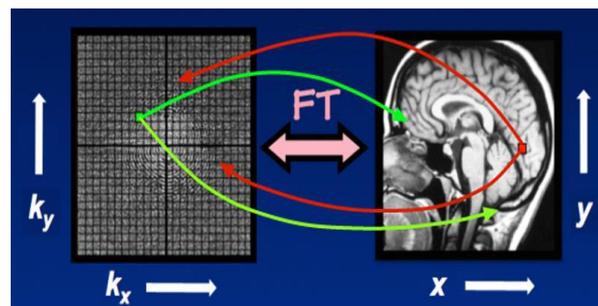


Gambar 2. 15 *K-space* direpresentasikan sebagai sebuah galaksi

Meskipun “galaksi” *K-space* dan citra MR cukup berbeda, keduanya berisi informasi yang sama tentang objek yang dipindai. Dua representasi dapat diubah ke bentuk lainnya menggunakan sebuah prosedur matematika lanjutan (Transformasi *Fourier*) (ELSTER LLC, 2017).

Sel-sel dari K -space biasanya ditampilkan pada kisi yang berbentuk persegi panjang dengan sumbu k_x dan k_y . Sumbu k_x dan k_y berhubungan ke sumbu horizontal (x-) dan sumbu vertikal (y-) dari citra. Namun, sumbu k merepresentasikan frekuensi spasial di dalam arah x dan y daripada merepresentasikan sebuah posisi. Satu titik ($k_x k_y$) didalam K -space tidak berhubungan dengan satu piksel (x, y) di dalam citra. Tiap titik K -space berisi informasi frekuensi spasial dan fase tentang setiap piksel di dalam citra akhir. Sebaliknya, tiap piksel di dalam citra memetakan ke setiap titik di dalam K -space. K -space representasi dari citra MR, oleh karena itu mirip dengan pola-pola difraksi yang dihasilkan oleh kristalografi sinar x, optik-optik, atau *holografi* (ELSTER LLC, 2017).

Data untuk mengisi K -space diambil langsung dari sinyal MR karena *gradient* telah ditetapkan untuk *encoding* frekuensi dan fase, sinyal MR sudah di dalam format seperti *Fourier* yang cocok untuk mengisi matriks K -space (ELSTER LLC, 2017).

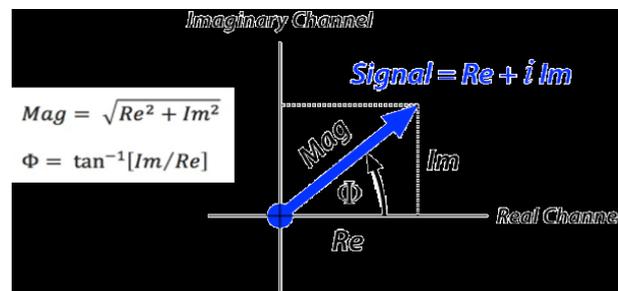


Gambar 2. 16 Tiap titik di K -space memetakan setiap titik dalam citra dan sebaliknya

Data untuk mengisi K -space diambil langsung dari sinyal MR tapi bisa diperoleh dengan urutan apapun. Metode dominan untuk mengisi K -space selama 30 terakhir adalah dengan baris per baris dengan *Cartesian method* (metode Kartesian). Dewasa ini metode spiral dan metode orientasi lintasan radial telah menjadi populer (ELSTER LLC, 2017).

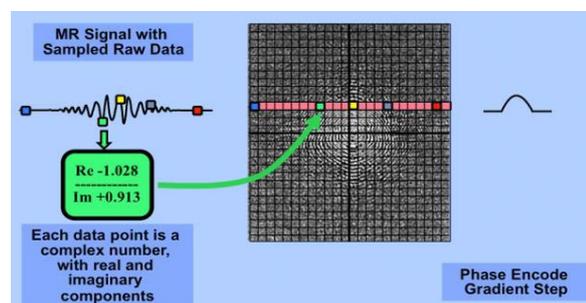
Dalam metode Kartesian tiap *echo* diubah menjadi digital secara keseluruhan mengisi sebuah baris dari K -space. Sinyal *echo* direkam dalam *kuadratur*, jadi tiap titik K -space berisi komponen *real* dan komponen *imaginary*. Nilai-nilai K -space pada bagian kiri dari tiap bari diperoleh pada awal evolusi dari

echo, sementara pada bagian kanan diperoleh setelahnya. Bagian tengah dari *echo* (dan karena memiliki nilai terbesar) berada dekat pertengahan dari tiap bari *K-space* (ELSTER LLC, 2017).



Gambar 2. 17 Representasi dari sinyal MRI dalam bentuk komponen *real* dan *imaginary*

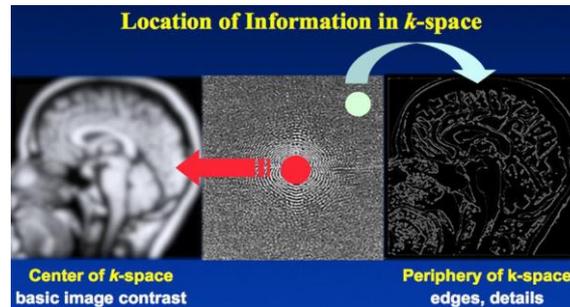
Di dalam pencitraan 2DFT (*Fourier Transform* dua Dimensi), tiap baris di dalam *K-space* berhubungan ke data *echo* yang diperoleh dari sebuah aplikasi tunggal dari *Gradient encoding-phase*. Dengan syarat, baris-baris yang dekat dengan bagian tengah kisi *K-space* didefinisikan sesuai dengan tahap *phase-encode* urutan rendah (*low-order*), sedangkan baris-baris dekat dengan bagian atas dan bagian bawah sesuai dengan *phase-encoding* urutan tinggi. Karena *amplitude echo* lebih besar pada tahap *phase-encode* urutan rendah, nilai-nilai *K-space* akan lebih besar ketika dekat dengan bagian tengah dari kisi (ELSTER LLC, 2017).



Gambar 2. 18 Pengisian *Cartesian* (baris per baris) dan *K-space*

Meskipun tidak ada hubungan langsung antara lokasi dari sebuah sel dalam *K-space* dan lokasi dari sebuah *piksel* di dalam citra, bagian-bagian berbeda dari *K-space* melakukan secara *topologi* ke frekuensi spasial di dalam citra MR. seperti pada Gambar 2.19, data dekat dengan bagian tengah dari *K-space* berhubungan dengan frekuensi spasial rendah (contoh, bentuk dan kontur umum),

sedangkan data dari batas luar berhubungan dengan frekuensi spasial tinggi (contoh, tepi-tepi, rinci) (ELSTER LLC, 2017).



Gambar 2. 19 Lokasi Informasi di dalam K -space

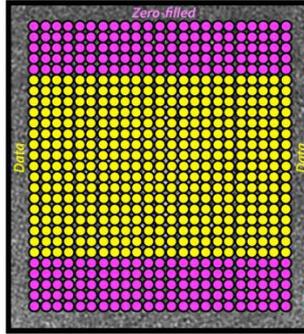
Data mentah MRI (k space) yang akan digunakan pada penelitian ini diunduh pada situs **old.mridata.org**. Data yang terunduh akan berupa zip yang berisi file seperti gambar 2.20. File yang akan digunakan pada penelitian ini hanya file k space dengan format file CFL dan file HDR.

Name	Type	Compressed size	Password ...	Size	Ratio	Date modified
GEheader	Text Document	15 KB	No	79 KB	82%	13/09/2013 18:01
kspace	CFL File	1.396.653 KB	No	1.638.400 KB	15%	22/04/2013 22:18
kspace.hdr	HDR File	1 KB	No	1 KB	4%	22/04/2013 22:18
params	Text Document	1 KB	No	1 KB	40%	13/09/2013 18:01

Gambar 2. 20 File - file yang berada dalam ZIP Data mentah MRI

2.3 Zero Filling

Pemrosesan data MRI biasanya dilakukan dalam *array* menggunakan algoritma *Fast Fourier Transform* (FFT). Persyaratan komputasi ini umumnya memerlukan data input yang berada di dalam matriks yang berukuran 2 dimensi, seperti 128x128 atau 512x512. Jika data K -space yang diperoleh tidak melengkapi matriks, biasa sel yang hilang diganti dengan nol. Teknik tersebut disebut *zero padding*, *zero filling*, atau *zer-interpolation filling* (ZIP) (ELSTER LLC, 2017).



Gambar 2. 21 Representasi *Zero-Interpolation Filling* (ZIP)

Zero-filling biasanya digunakan untuk memperluas ukuran matriks bentuk *phase-encoded*. Untuk pencitraan 2D, peningkatan ukuran matriks adalah *within-plane* (misal, dari 256 hingga 512 piksel). Untuk pencitraan 3D, ZIP dapat menggunakan *through-plane* untuk meningkatkan resolusi yang terlihat pada arah *slab-select* (misal, dari 64 hingga 128 *slices*) (ELSTER LLC, 2017).

Meskipun ZIP tidak menambahkan informasi apapun ke inputan data mentah, namun dapat meningkatkan resolusi spasial gambar yang terlihat karena berkurangnya *artefak* volume parsial. *Zero-filling* berfungsi sebagai metode untuk menginterpolasi sinyal dari *pixel* yang berdekatan, memberikan gambar tampilan yang lebih halus dan kurang (*ber-piksel*) (ELSTER LLC, 2017).

2.4 Gradien t Coil

Gradien adalah lilitan kawat atau lembaran konduktif tipis pada cangkang silinder yang terletak tepat di dalam lubang pemindai MR. Ketika arus dilewatkan melalui kumparan ini medan magnet sekunder dibuat. Bidang gradien ini sedikit mendistorsi medan magnet utama dalam pola yang dapat diprediksi, menyebabkan frekuensi resonansi *proton* bervariasi sebagai fungsi posisi. Fungsi utama dari Gradien , oleh karena itu, adalah untuk memungkinkan pengkodean spasial dari sinyal MR. Gradien juga sangat penting untuk berbagai teknik "*fisiologis*", seperti *angiografi MR*, difusi, dan pencitraan *perfusi* (ELSTER LLC, 2017).

Secara *historis*, gulungan Gradien terdiri dari kabel individu yang dibungkus dengan pembentuk silinder yang terbuat dari *fiberglass* dan dilapisi dengan resin epoksi. Banyak instrumen laboratorium dan pemindai manusia lapangan yang sangat tinggi masih menggunakan metode ini. Namun, saat ini, pemindai

superkonduktor yang paling banyak diproduksi menggunakan gulungan yang terdistribusi dalam pola "*fingerprint*" yang terdiri dari beberapa strip logam tipis atau lembaran tembaga besar terukir dalam pola yang rumit dan diterapkan pada *silinder* (ELSTER LLC, 2017).

Menerapkan gradien menyebabkan variasi frekuensi *proton* sebagai fungsi posisi sepanjang arah gradien. Perubahan frekuensi ini dapat digunakan untuk pengkodean spasial. Jika gradien dimainkan selama pemilihan *slice* (irisan) dan lagi selama pembacaan sinyal, *slice* dapat dipilih tegak lurus dengan arah gradien. Misalnya, jika z-gradien dihidupkan dengan cara ini, irisan melintang dibuat pada pasien terlentang. Irisan miring dapat diperoleh dengan menyalakan dua atau lebih gradien secara bersamaan (ELSTER LLC, 2017).

2.5 Transformasi *Fourier*

Hampir semua yang ada di dunia dapat dideskripsikan melalui bentuk gelombang, waktu, ruang atau variabel lainnya. Misalnya, gelombang suara, medan elektromagnetik, ketinggian bukit banding lokasi, plot VSWR (*Voltage Standing Wave Ratio*), harga stok favorit terhadap waktu, dan lain-lain. Transformasi *Fourier* memberikan cara unik dan kuat untuk melihat bentuk gelombang ini (pjbevel, 2010).

Transformasi *Fourier* dapat menguraikan segala gelombang ke bentuk gelombang sinusoidal. Semua bentuk gelombang, yang dapat diamati di alam semesta ini merupakan penjumlahan dari gelombang *sinus* oidal sederhana yang memiliki frekuensi dan amplitudo yang berbeda. Transformasi *Fourier* merupakan implementasi matematis yang menunjukkan bagaimana memecahkan bentuk gelombang apapun menjadi kedalam bentuk gelombang sinusoidal. Beberapa aplikasi yang dapat ditemukan dalam kehidupan sehari-hari berkaitan dengan gelombang diantaranya ialah, sinyal Telepon Genggam, sinyal radio, dan sinyal TV. Untuk mengetahui lebih dalam tentang Transformasi *Fourier*, maka pembahasan Deret *Fourier* sangat dekat kaitannya tentang materi tersebut. Transformasi *Fourier* adalah alat matematis yang mengubah data dari domain waktu ke bentuk domain frekuensi. Perlu diketahui bahwa frekuensi merupakan cara alternatif menggambarkan sebuah sinyal. Transformasi *Fourier* secara

matematis menghubungkan dua domain tersebut. Domain waktu dapat juga berarti domain spasial, domain geometris, atau domain piksel (pjbevel, 2010).

Transformasi *Fourier* tidak hanya memberikan gambaran tentang bagaimana proses kerja dari dunia, melainkan juga menunjukkan aplikasi di dunia nyata semacam MRI, Elektromagnetik, Pengolahan Sinyal, Fisika Quantum, Pencitraan Medis, dan sistem Teori Linear (pjbevel, 2010).

Untuk memahami Transformasi maka materi yang perlu dipahami terlebih dahulu adalah Deret *Fourier*. Deret *Fourier* merupakan Transformasi *Fourier* yang khusus mengolah fungsi periodik, fungsi periodik merupakan fungsi yang mengulang nilai-nilainya pada interval waktu yang teratur (pjbevel, 2010).

2.5.1 Deret *Fourier*

Deret *Fourier* memecah fungsi periodik menjadi jumlah fungsi *sinusoidal*. Ini merupakan Transformasi *Fourier* untuk fungsi periodik. Untuk memulai analisis Deret *Fourier*, terlebih dahulu didefinisikan fungsi periodik pada persamaan (1), suatu fungsi bersifat periodik, dengan periode fundamental T , berlaku untuk semua t :

$$f(t+T)=f(t) \quad (2.1)$$

Pada persamaan (2.1) menunjukkan bahwa fungsi waktu dengan periode T akan memiliki nilai yang sama dalam detik T seperti sekarang. Fungsi periode fundamental T juga *periodic* dengan $2 * T$. Jadi periode fundamental adalah nilai T (lebih besar dari nol) yang merupakan T terkecil yang mungkin untuk persamaan (2.1) selalu benar (pjbevel, 2010).

Deret *Fourier*, dengan periode T , merupakan penjumlahan tak terhingga dari fungsi sinusoidal (*sinus* dan *cosinus*), masing-masing dengan frekuensi yang merupakan kelipatan bilangan bulat $1/T$. Persamaan Deret *Fourier* dapat ditulis sebagai persamaan (2.2) :

$$\begin{aligned} g(t) &= a_0 + \sum_{m=1}^{\infty} a_m \cos \left(\frac{2\pi mt}{T} \right) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin \left(\frac{2\pi nt}{T} \right) \\ &= \sum_{m=0}^{\infty} a_m \cos \left(\frac{2\pi mt}{T} \right) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin \left(\frac{2\pi nt}{T} \right) \quad (2.2) \end{aligned}$$

Dimana konstanta a_m, b_n adalah koefisien dari deret *Fourier*. Ini menentukan bobot relatif untuk masing-masing *sinusoidal*. Deret *Fourier* dapat digunakan pada semua fungsi periodik yang kontinu dan “halus” (pjbavel, 2010).

2.5.2 Sifat - sifat matematis Transformasi *Fourier*

Berikut beberapa sifat-sifat matematis sederhana dari Transformasi *Fourier* :

1. Linearitas

Kita memiliki dua fungsi $g(t)$ dan $h(t)$, dengan Transformasi *Fourier* yang diberikan oleh $G(f)$ dan $H(f)$, masing-masing. Kemudian Transformasi *Fourier* dari kombinasi linear g dan h dapat mudah ditemukan:

$$F\{c_1g(t) + c_2h(t)\} = c_1G(f) + c_2H(f) \quad (2.3)$$

Pada persamaan (2.3), c_1 dan c_2 adalah konstanta (bilangan *real* atau kompleks). Persamaan tersebut dapat dengan mudah ditunjukkan melalui definisi Transformasi *Fourier*:

$$\begin{aligned} F\{c_1g(t) + c_2h(t)\} &= \int_{-\infty}^{\infty} c_1g(t)e^{-i2\pi ft} dt + \int_{-\infty}^{\infty} c_2h(t)e^{-i2\pi ft} dt \\ &= c_1 \int_{-\infty}^{\infty} g(t)e^{-i2\pi ft} dt + c_2 \int_{-\infty}^{\infty} h(t)e^{-i2\pi ft} dt \\ &= c_1G(f) + c_2H(f) \end{aligned} \quad (2.4)$$

2. Pergeseran (*shift*)

$$\begin{aligned} F\{g(t - a)\} &= \int_{-\infty}^{\infty} g(t - a)e^{-i2\pi f(u+a)} dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} g(u)e^{-i2\pi f(u+a)} du \\ &= e^{-i2\pi fa} \int_{-\infty}^{\infty} g(u)e^{-i2\pi f(u+a)} dt \\ &= e^{-i2\pi fa} G(f) \end{aligned} \quad (2.5)$$

Pada persamaan (2.5) substitusi variable sederhana $u = t - a$ digunakan untuk mengevaluasi integral .

3. Penskalaan (*scalling*)

$$F\{f(ct)\} = \frac{G\left(\frac{f}{c}\right)}{|c|} \quad (2.6)$$

Pada persamaan (2.6) dapat ditemukan dengan menggunakan dengan definisi :

$$F\{g(ct)\} = \int_{-\infty}^{\infty} g(ct)e^{-i2\pi ft} dt$$

substitute : $u = ct, du = cdt$

$$F\{g(ct)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{g(u)}{c} e^{-i2\pi f \frac{u}{c}} du$$

Jika nilai $c > 0$:

$$F\{g(ct)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{g(u)}{c} e^{-i2\pi f \frac{u}{c}} du = \frac{G(\frac{f}{c})}{c} - \frac{G(\frac{f}{c})}{|c|} \quad (2.7)$$

Jika nilai $c < 0$:

$$\begin{aligned} F\{g(ct)\} &= \int_{-\infty}^{\infty} \frac{g(u)}{c} e^{-i2\pi f \frac{u}{c}} du \\ &= - \int_{-\infty}^{\infty} \frac{g(u)}{c} e^{-i2\pi f \frac{u}{c}} du \\ &= \frac{G(\frac{f}{c})}{c} - \frac{G(\frac{f}{c})}{|c|} \quad (2.8) \end{aligned}$$

4. Penurunan (*Differentiation*)

$$F\left\{\frac{dg(t)}{dt}\right\} = i2\pi f \cdot G(f) \quad (2.9)$$

5. Konvolusi (*Convolution*)

Konvolusi dua fungsi waktu didefinisikan sebagai berikut :

$$g(t) * h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} g(\tau)h(t - \tau)d\tau$$

$$F\{g(t) * h(t)\} = G(f)H(f) \quad (2.10)$$

6. Modulasi

$$F\{g(t)h(t)\} = G(f) * H(f) \quad (2.11)$$

7. Teorema Parseval

$$\int_{-\infty}^{\infty} |g(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |G(f)|^2 df \quad (2.12)$$

Integral dari magnitudo kuadrat sebuah fungsi dikenal sebagai energi dari fungsi tersebut. Berdasarkan persamaan (2.12), $g(t)$ memiliki energi yang sama dengan energi yang terisi di dalam $G(f)$.

8. Dualitas

$$F\{G(t)\} = g(-f) \quad (2.13)$$

2.6 *Discrete Fourier Transform*

2.6.1 Definisi

Discrete Fourier Transform (DFT) adalah salah satu dari dua prosedur yang paling umum dan kuat di temui di bidang *signal processing*. DFT memungkinkan untuk menganalisis, memanipulasi dan mensintesis sinyal dengan cara yang tidak memungkinkan untuk sinyal kontinu (analog). DFT adalah prosedur matematika yang digunakan untuk menentukan konten harmonik atau frekuensi dari sebuah urutan sinyal diskrit. DFT berasal dari Transformasi *Fourier* $X(f)$ kontinu yang didefinisikan sebagai :

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (2.14)$$

Dimana $x(t)$ adalah sejumlah sinyal domain waktu kontinu. Dalam bidang pemrosesan sinyal. Persamaan (2.14) digunakan untuk mengubah ekspresi fungsi domain waktu kontinu $x(t)$ menjadi fungsi domain frekuensi yang berkesinambungan $X(f)$ (Elliott, 1987).

2.6.2 Hubungan antara DFT dan FFT

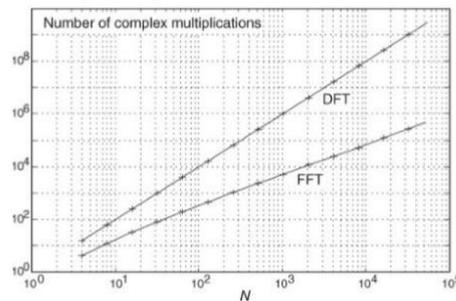
Relasi antara DFT dan FFT terletak pada bentuk fiturnya. Transformasi *Fourier* merupakan sinyal yang apriodik dan kontinu. Sedangkan DFT merupakan sinyal yang periodik dan diskrit. dapat dikatakan bahwa sinyal-sinyal diskrit ini mengulangi dirinya dari negatif ke positif tak terhingga, kadang - kadang DFT disebut sebagai Deret *Fourier* Diskrit (Elliott, 1987).

2.7 *Fast Fourier Transform* (FFT)

FFT menghitung DFT dengan mengurangi sebagian besar operasi aritmatika dibandingkan dengan evaluasi *brute-force* dari DFT. metode ini efisien karena menghilangkan redundansi yang dihasilkan dari penambahan nilai urutan data tertentu setelah mereka dikalikan dengan faktor yang sama dari konstanta kompleks tetap selama evaluasi koefisien transformasi DFT yang berbeda (Lyons., 2011).

Meskipun banyak algoritma FFT yang berbeda telah dikembangkan, namun salah satu yang paling populer digunakan yaitu algoritma FFT radix-2. Algoritma

FFT radix-2 ukuran DFT menjadi integral pangkat 2 (jumlah titik dalam transformasi adalah $N=2^n$, dimana n adalah bilangan bulat positif). DFT memiliki kompleksitas $O(n^2)$, sedangkan FFT memiliki kompleksitas $O(n \log n)$ (Lyons, 2011).



Gambar 2. 22 Perbandingan DFT dan FFT radix-2 sebagai fungsi N

Pada Gambar 2.21 menunjukkan seberapa signifikan perbandingan jumlah perkalian yang dibutuhkan oleh DFT dan FFT radix-2 sebagai fungsi dari jumlah titik input data N . contoh $N = 512$, DFT membutuhkan 114 kali jumlah perkalian kompleks daripada yang dibutuhkan oleh FFT. Ketika $N = 8192$, DFT harus menghitung 1.200 perkalian kompleks untuk setiap perkalian kompleks pada FFT (Lyons, 2011).

2.8 Multithreading

Multithreading adalah teknik pemrograman yang memungkinkan beberapa sub proses dalam program dapat berjalan secara paralel. Sebuah *thread* adalah sebuah bagian program yang dapat berjalan mandiri, sehingga dua atau lebih *thread* dapat berjalan bersamaan, tanpa yang satu harus menunggu selesainya yang lain. Akibatnya penggunaan multi-*thread* membuat GUI lebih responsif dan menggunakan *resources* menjadi lebih efektif. Keuntungan menggunakan *multithreading* diantaranya adalah responsif, berbagi sumber daya, utilisasi arsitektur *multiprocessor*, dan ekonomis (Megah Mulya, 2013).

OpenMP (*Open Multi Processing*) adalah API (*Application Programming Interface*) yang mendukung pemrograman dalam bahasa pemrograman C, C++, dan FORTRAN. OpenMP diusulkan dan dirancang untuk mesin dengan arsitektur

multi-processor, multi-core, dan shared-memory. OpenMP mendefinisikan model dengan portable dan scalable dengan antarmuka yang sederhana dan fleksibel untuk mengembangkan aplikasi paralel pada platform dari desktop hingga *supercomputer* (Home - OpenMP, n.d).

OpenMP menyediakan abstraksi atas detail-detail mengenai cara eksekusi *thread* di level rendah. OpenMP mendukung paralelisme bertingkat dengan kemampuan setiap *thread* yang berjalan untuk membuat *thread - thread* turunannya sendiri. Jika tidak digunakan dengan benar paralelisme bertingkat dapat menyebabkan kelebihan permintaan prosesor yang dapat menyebabkan penurunan kinerja yang signifikan (Mathews & Abraham, 2017).

Model eksekusi paralel yang diterapkan oleh OpenMP yaitu model *fork-join*. Dalam model ini terdapat dua *thread*. Pertama adalah *thread* utama yang menjalankan proses tunggal yang merupakan proses awal saat eksekusi dimulai. Ini berjalan secara berturut-turut sebelum bagian paralel pertama ditemukan. Selanjutnya sebelum memasuki bagian paralel *thread* kedua dibuat dan dinamakan grup *thread* paralel. Baris kode yang terdapat pada bagian paralel dijalankan secara paralel di antara grup *thread*. Setelah *thread* ini menyelesaikan tugas-tugasnya proses sinkronisasi dilakukan kemudian dihentikan dan hanya *thread* utama yang tersisa.

Untuk menentukan bagian paralel pada aplikasi dibutuhkan kode pragma yang dituliskan pada awal pengkodean paralel. `#pragma omp paralel` untuk C/C++ dan `!$OMP PARALEL` untuk Fortran. Untuk menggunakan kode ini perlu mendefinisikan OpenMP pada *header* aplikasi seperti `#include <omp.h>` pada C/C++. selanjutnya diproses komplikasi perlu ditambahkan atribut `-fopenmp` untuk mengeksekusi perintah paralel yang terdapat pada aplikasi.

OpenMP telah digunakan dengan sukses untuk memparalelkan sejumlah besar aplikasi ilmiah di berbagai bidang. Sangat sering digunakan untuk memparalelkan aplikasi numerik. Banyak metode distribusi pekerjaan yang secara khusus dikembangkan untuk mendukung paralelisme pada proses perulangan dan rekursif (Mustafa el al., 2015).

2.9 Hukum Amdahl

Semakin cepat aplikasi berjalan, semakin sedikit waktu yang dibutuhkan untuk menunggu hasilnya. Waktu eksekusi yang lebih pendek memungkinkan pengguna untuk menjalankan komputasi dengan kumpulan data yang lebih besar (lebih banyak piksel dalam penelitian ini) dalam jumlah waktu yang dapat diterima. Untuk menunjukkan perbedaan waktu komputasi antara eksekusi serial dan paralel, perlu ada variabel yang dapat memberitahu kita peningkatan kinerja saat menggunakan paralel dibanding serial. Salah satu variabel yang dapat menunjukkan perbandingan nyata antara eksekusi serial dan paralel adalah *speed up*.

Secara sederhana, *speed up* adalah rasio waktu eksekusi serial terhadap waktu eksekusi paralel. Dalam analisis penskalaan kinerja komputasi paralel, seseorang dapat menggunakan hukum amdahl untuk menghitung batas atas pada percepatan aplikasi ketika kinerja paralel ditingkatkan (Che & Nguyen, 2014).

Hukum Amdahl ditunjukkan pada persamaan (2.14). Dengan normalisasi waktu eksekusi serial menjadi 1, dan membaginya dengan perkiraan waktu eksekusi paralel yang menghasilkan *speed up* sebagai perolehan persentase waktu serial yang dinormalisasi, diasumsikan sebagai S . Diasumsikan bahwa fraksi $1 - B$ adalah persentase eksekusi serial dan fraksi B adalah persentase eksekusi serial yang dapat dieksekusi secara paralel. Dan N adalah jumlah *thread* yang digunakan.

$$S = \frac{1}{(1-B) + \frac{B}{N}} \quad (2.15)$$

Persamaan (2.15) digunakan jika: 1) Program yang dieksekusi tidak berubah dan bagian yang dapat diparalelkan juga tetap konstan; 2) Ada ruang memori yang tidak terbatas dan *Overhead* tambahan untuk mengganti blok memori, blok disk, dll.; 3) *Overhead* unit komputasi yang mencakup akses memori, komunikasi *on-chip* atau *off-chip* dan sinkronisasi inti dapat diabaikan (Pei et al., 2016).