



PEMODELAN SISTEM *FIBER BRAGG GRATING SENSOR* (FBGS)

UNTUK MEMANTAU AKTIVITAS JANTUNG DAN

TEMPERATUR TUBUH PADA PEMERIKSAAN

***MAGNETIC RESONANCE IMAGING* (MRI)**

Skripsi

disusun sebagai salah satu syarat

untuk memperoleh gelar Sarjana Sains

Program Studi Fisika

UNNES
oleh

UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Rosilatul Zailani

4211412045

JURUSAN FISIKA

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

2016



PEMODELAN SISTEM *FIBER BRAGG GRATING SENSOR* (FBGS)

UNTUK MEMANTAU AKTIVITAS JANTUNG DAN

TEMPERATUR TUBUH PADA PEMERIKSAAN

***MAGNETIC RESONANCE IMAGING* (MRI)**

Skripsi

disusun sebagai salah satu syarat

untuk memperoleh gelar Sarjana Sains

Program Studi Fisika

UNNES
oleh

UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Rosilatul Zailani

4211412045

JURUSAN FISIKA

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

2016

PERSETUJUAN PEMBIMBING

Skripsi dengan judul “*Pemodelan Sistem Fiber Bragg Grating Sensor (FBGS) untuk Memantau Aktivitas Jantung dan Temperatur Tubuh pada Pemeriksaan Magnetic Resonance Imaging (MRI)*” telah disetujui oleh pembimbing untuk diajukan ke sidang ujian skripsi Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang.

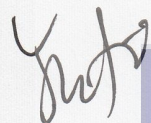
Hari : Selasa

Tanggal : 11 Oktober 2016

Semarang, 11 Oktober 2016

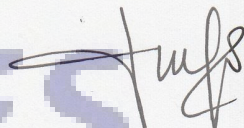
Pembimbing I

Pembimbing II



Dr. Ian Yulianti, S.Si., M. Eng.

197707012005012001



Drs. Ngurah Made Dharma Putra, M.Si., Ph. D.

196702171992031002

PERNYATAAN

Saya menyatakan bahwa skripsi yang berjudul “*Pemodelan Sistem Fiber Bragg Grating Sensor (FBGS) untuk Memantau Aktivitas Jantung dan Temperatur Tubuh pada Pemeriksaan Magnetic Resonance Imaging (MRI)*” bebas plagiat, dan apabila di kemudian hari terbukti terdapat plagiat dalam skripsi ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai ketentuan peraturan perundang-undangan.

Semarang, 11 Oktober 2016



Rosilatul Zailani
4211412045

UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

PENGESAHAN

Skripsi yang berjudul

Pemodelan Sistem *Fiber Bragg Grating Sensor* (FBGS) untuk Memantau
Aktivitas Jantung dan Temperatur Tubuh pada Pemeriksaan *Magnetic
Resonance Imaging* (MRI)

Disusun oleh

Rosilatul Zailani

4211412045

telah dipertahankan dihadapan sidang Panitia Ujian Skripsi FMIPA

Universitas Negeri Semarang pada tanggal 11 Oktober 2016.



Prof. Dr. Zaenuri, S.E, M.Si, Akt.
196412231988031001

Sekretaris

Dr. Suharto Linuwih, M.Si.
196807141996031005

Ketua Penguji

Prof. Dr. Susilo, M. S.
195208011976031006

Anggota Penguji/
Pembimbing I

Dr. Van Yulianti, S.Si., M. Eng.
197707012005012001

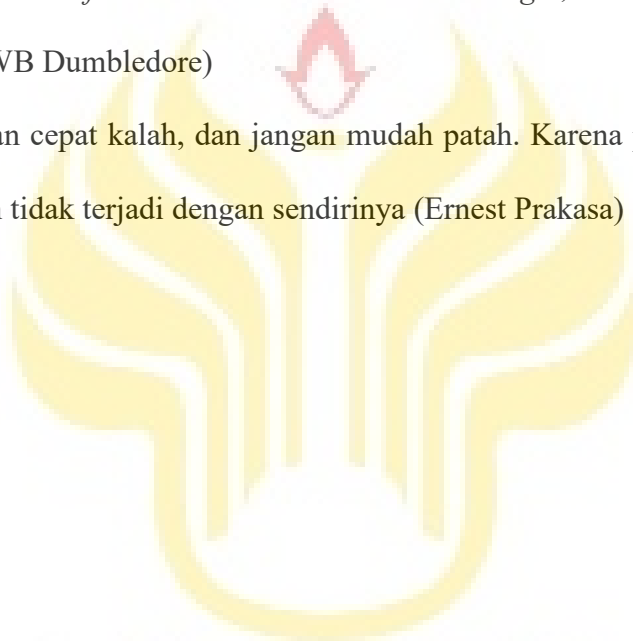
Anggota Penguji/
Pembimbing II

Drs. Ngurah Made Dharma Putra, M.Si., Ph. D.
196702171992031002

MOTTO DAN PERSEMBAHAN

MOTTO

- Hidup adalah tentang apa yang didapatkan, dan bagaimana membuatnya bisa dikenang sebagai sesuatu yang berharga
- *We must all face the choice between what is right, and what is easy*
(APWB Dumbledore)
- Jangan cepat kalah, dan jangan mudah patah. Karena pedang yang tajam tidak terjadi dengan sendirinya (Ernest Prakasa)



UNNES

UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

PERSEMBAHAN

Untuk Bapak dan Ibu, Guru-guru, Adik,

Keluarga, Rekan, serta Sahabat

PRAKATA

Puji syukur senantiasa tercurahkan kehadiran Allah SWT atas limpahan rahmat dan hidayah-Nya, sehingga skripsi yang berjudul “Pemodelan Sistem *Fiber Bragg Grating Sensor* (FBGS) untuk Memantau Aktivitas Jantung dan Temperatur Tubuh pada Pemeriksaan *Magnetic Resonance Imaging* (MRI)” ini dapat terselesaikan dengan baik, dan tepat waktu.

Ucapan terima kasih tak lupa penulis sampaikan kepada:

1. Prof. Dr. Fathur Rokhman, M.Hum., selaku Rektor Universitas Negeri Semarang;
2. Prof. Dr. Zaenuri, S.E, M.Si, Akt., selaku Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Semarang;
3. Dr. Suharto Linuwih, M.Si., selaku Ketua Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Semarang;
4. Dr. Mahardika Prasetya Aji, M.Si., selaku Ketua Program Studi Fisika, Jurusan Fisika Universitas Negeri Semarang;
5. Dr. Ian Yulianti, S.Si., M.Eng., selaku dosen pembimbing 1 yang telah meluangkan waktu untuk memberikan bimbingan, arahan, saran dan motivasi dalam penyusunan skripsi maupun pelaksanaan penelitian;
6. Drs. Ngurah Made Dharma Putra, M.Si., Ph.D., selaku selaku dosen pembimbing 2 yang telah meluangkan waktu untuk memberikan bimbingan, arahan, saran dan motivasi dalam penyusunan skripsi;
7. Dr. Agus Yulianto, M.Si., selaku dosen wali yang telah banyak memberikan arahan, semangat dan motivasi.

8. Seluruh Dosen Jurusan Fisika Universitas Negeri Semarang yang telah memberikan bekal ilmu kepada penulis selama menempuh studi;
9. Sekretaris dan TU Jurusan Fisika maupun Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam yang telah membantu kelancaran dalam administrasi penyusunan skripsi.
10. Bapak, Ibu, dan adik tercinta atas doa dan dukungannya.
11. Bidikmisi, atas kepercayaan dan kesempatan yang telah diberikan untuk berpengalaman hebat dan memperoleh banyak ilmu di Universitas Negeri Semarang.
12. Pengurus Hima Fisika dan KMJF angkatan 2012, atas kebersamaan, kepercayaan, dan pelajaran yang telah diberikan. karena sahabat yang sebenarnya adalah yang berjuang bersama dari awal hingga sekarang, terimakasih.
13. Teman seperjuangan Fisika 2012, atas semangat dan dukungannya.
14. Semua pihak yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan skripsi, yang tidak dapat disebutkan satu per satu.

Semoga hasil yang ada dapat bermanfaat.

Akhirnya, penulis menyadari bahwa masih terdapat banyak kesalahan baik dalam pelaksanaan penelitian maupun dalam penulisan skripsi ini. Oleh karena itu, kritik dan saran senantiasa penulis nantikan untuk perbaikan karya-karya yang selanjutnya.

Semarang, 11 Oktober 2016

Penulis

ABSTRAK

Zailani, R. 2016. *Pemodelan Sistem Fiber Bragg Grating Sensor (FBGS) untuk Memantau Aktivitas Jantung dan Temperatur Tubuh pada Pemeriksaan Magnetic Resonance Imaging (MRI)*. Skripsi, Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Semarang. Pembimbing Utama Dr. Ian Yulianti, S.Si., M.Eng. dan Pembimbing Pendamping Drs. Ngurah Made Dharma Putra, M.Si., Ph. D.

Kata kunci: FBG, MRI, sistem interogasi, multiplex FBG, filter tepi

Pemodelan sensor FBG untuk memantau aktivitas jantung dan temperatur tubuh pada pemeriksaan *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) telah dilakukan dengan menggunakan software Matlab R2013a. Pemantauan secara langsung terhadap parameter-parameter fisis kondisi tubuh pasien perlu dilakukan mengingat MRI merupakan suatu alat yang kompleks dan dapat menimbulkan rasa panik dan gelisah bagi sebagian besar pasien yang menjalaninya. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mendapatkan desain sistem sensor yang bisa memantau dan memberikan respon secara *real-time* mengenai aktivitas jantung dan temperatur tubuh pasien selama proses pemindaian pada pemeriksaan MRI, dimana detak jantung pasien diterima oleh FBG dalam besaran tekanan, yang mengakibatkan perubahan regangan FBG. Pemodelan sensor ini menggunakan 2 buah FBG, satu FBG digunakan sebagai sensor temperatur dan yang lainnya digunakan sebagai sensor temperatur dan regangan. Panjang FBG yang digunakan yaitu 30 mm dengan modulasi indeks bias 5×10^{-5} , yang menghasilkan spektrum refleksi dengan reflektivitas 60,9%, *bandwidth* 0,21 nm dan *sidelobe* level -20,241 dB. Kedua FBG dibuat dengan karakteristik yang sama, kecuali pada nilai panjang gelombang Braggnya. Untuk sensor temperatur digunakan FBG dengan panjang gelombang Bragg 1548 nm, sedangkan untuk sensor temperatur dan regangan digunakan FBG dengan panjang gelombang Bragg 1552 nm. Sinar refleksi dari masing-masing FBG dilewatkan pada filter tepi melalui sistem interogasi, dan dikonversi ke dalam bentuk perubahan daya yang kemudian diterima langsung oleh detektor. Spesifikasi filter yang digunakan dalam sistem interogasi meliputi nilai batas bawah panjang gelombang filter, yaitu 1547,5 nm untuk filter pada sensor temperatur dan 1551,5 nm untuk filter pada sensor temperatur dan regangan, dengan rentang panjang gelombang filter untuk kedua FBG yaitu sebesar 1 nm. Sumber cahaya yang digunakan yaitu laser dengan panjang gelombang 1550 nm, daya 50 mW dan $FWHM_L = 10$ nm. Berdasarkan hasil simulasi, diperoleh nilai koefisien sensitivitas sensor FBG terhadap temperatur dan regangan masing-masing adalah $0,0142/^\circ\text{C}$ dan $0,0001/\mu\epsilon$.

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN SAMBUTAN.....	i
HALAMAN PERSETUJUAN PEMBIMBING.....	ii
HALAMAN PERNYATAAN KEASLIAN.....	iii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iv
HALAMAN MOTTO DAN PERSEMBAHAN.....	v
PRAKATA.....	vi
ABSTRAK.....	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR GAMBAR.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xv
BAB	
1. PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	5
1.3 Batasan Masalah.....	5
1.4 Tujuan.....	6
1.5 Manfaat Penelitian.....	6
1.6 Sistematika Penulisan.....	6

2. TINJAUAN PUSTAKA.....	8
2.1 <i>Magnetic Resonance Imaging</i> (MRI).....	8
2.1.1 Statistik MRI.....	9
2.1.2 Jenis-Jenis MRI.....	11
2.1.3 Tata Laksana Pemeriksaan MRI.....	12
2.2 <i>Fiber Bragg Grating Sensor</i> (FBGS).....	13
2.2.1 <i>Fiber Bragg Grating</i> (FBG).....	14
2.2.1.1 Prinsip Dasar FBG.....	14
2.2.1.2 Spektrum Refleksi FBG.....	17
2.2.1.3 <i>Coupled Mode Theory</i>	19
2.2.1.4 Transfer Matriks.....	21
2.2.1.5 Apodisasi FBG.....	23
2.2.2 FBG sebagai Sensor.....	24
2.2.2.1 Kelebihan Sensor FBG.....	27
2.2.2.2 FBG untuk Monitoring Aktivitas Jantung.....	28
2.2.2.3 FBG untuk Monitoring Temperatur Tubuh.....	30
2.3 Sistem Interogasi.....	31
2.3.1 Filter Tepi.....	33
2.3.2 Metode Numerik.....	36
3. METODE PENELITIAN.....	40
3.1 Alur Penelitian.....	40
3.1.1 Studi Literatur.....	40
3.1.2 Optimasi Parameter FBG.....	41

3.1.3 Simulasi Sensor FBG untuk Temperatur dan Regangan.....	43
3.1.4 Simulasi Sistem Interogasi dengan Filter Tepi.....	43
3.2 Inisialisasi Parameter.....	46
3.3 Alat Penelitian.....	47
3.4 Metode Analisis Data.....	47
4. HASIL DAN PEMBAHASAN.....	48
4.1 Optimasi Spektrum Refleksi FBG.....	49
4.1.1 Validasi Program MATLAB.....	50
4.1.2 Spesifikasi Desain FBG.....	51
4.1.3 Optimasi Panjang FBG.....	53
4.1.4 Optimasi Modulasi Indeks Bias FBG.....	56
4.2 Simulasi Sensor FBG untuk Temperatur dan Regangan.....	60
4.3 Simulasi Sistem Interogasi.....	65
4.3.1 Validasi Program MATLAB.....	65
4.3.2 Profil Gaussian Spektrum Laser dan Spektum Refleksi FBG.....	67
4.3.3 Spesifikasi Filter Tepi.....	69
4.3.4 Daya Refleksi FBG.....	71
5. PENUTUP.....	77
5.1 Simpulan.....	77
5.2 Saran.....	78
DAFTAR PUSTAKA.....	80
LAMPIRAN-LAMPIRAN.....	85

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
3.1 Inialisasi parameter sistem sensor FBG.....	46
4.1 Spesifikasi parameter untuk optimasi FBG.....	52



DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
2.1 Statistik jumlah unit MRI pada instalasi rumah sakit di negara-negara di dunia.....	10
2.2 Prinsip kerja FBG dalam merefleksikan dan mentransmisikan cahaya.....	15
2.3 Spektrum refleksi dan parameter FBG.....	17
2.4 Ilustrasi transfer matriks untuk kisi non-periodik.....	22
2.5 Pergeseran panjang gelombang Bragg terhadap perubahan regangan FBG.....	25
2.6 Sistem monitoring aktivitas jantung dan pernapasan dengan FBG.....	29
2.7 Rancang bangun sensor temperatur.....	30
2.8 Pergeseran panjang gelombang oleh adanya perubahan temperatur.....	31
2.9 Sistem kerja filter tepi.....	33
2.10 Ilustrasi numerik untuk metode titik tengah.....	37
2.11 Ilustrasi numerik untuk metode trapesium.....	38
2.12 Ilustrasi numerik untuk metode simpson.....	38
3.1 Diagram Alir Penelitian.....	40
3.2 Desain sistem sensor FBG.....	41
3.3 Diagram alir simulasi parameter FBG.....	42
3.4 Diagram alir simulasi sensor FBG untuk temperatur dan regangan.....	43
3.5 Diagram alir simulasi sistem interogasi.....	44
3.6 Diagram alir untuk cetak (P_F) pada sistem interogasi.....	45

4.1	Desain sistem sensor FBG untuk temperatur dan detak jantung.....	48
4.2	Spektrum refleksi FBG (Yulianti, 2013).....	50
4.3	Spektrum refleksi FBG dari program yang telah dikembangkan.....	51
4.4	Spektrum refleksi FBG pada $L=50$ mm.....	53
4.5	Nilai reflektivitas, <i>sidelobe</i> dan <i>bandwidth</i> untuk variasi panjang FBG...	55
4.6	Nilai reflektivitas, <i>sidelobe</i> dan <i>bandwidth</i> untuk variasi modulasi indeks bias FBG.....	57
4.7	Perbandingan spektrum refleksi FBG1.....	58
4.8	Spektrum refleksi FBG2 dengan $\bar{\delta}_{neff}$ dan panjang optimum.....	60
4.9	Grafik perubahan λ_B terhadap perubahan temperatur tanpa adanya pengaruh regangan dan perubahan λ_B terhadap perubahan regangan pada temperatur tetap (37°C).....	61
4.10	Pergeseran λ_B terhadap temperatur tubuh untuk tiap nilai regangan.....	62
4.11	Daya sinar refleksi dan sinar transmisi FBG.....	66
4.12	Profil Gaussian spektrum laser dan spektrum refleksi FBG.....	68
4.13	Spektrum keluaran filter tepi untuk sistem sensor temperatur dan regangan pada pemeriksaan MRI.....	70
4.14	Grafik perubahan daya terhadap perubahan panjang gelombang Bragg pada sistem sensor.....	72
4.15	Pengaruh perubahan temperatur terhadap rasio daya FBG1 dan FBG2 untuk masing-masing nilai regangan.....	73
4.16	Pengaruh perubahan temperatur terhadap rasio daya FBG1 dan FBG2 untuk masing-masing nilai temperatur.....	75

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran	Halaman
1. <i>Script</i> optimasi spektrum refleksi FBG.....	85
2. <i>Script</i> simulasi sistem interogasi FBG.....	86
3. Spektrum refleksi FBG1 dan FBG2 untuk variasi panjang.....	88
4. Spektrum refleksi FBG1 dan FBG2 untuk variasi $\bar{\delta}_{neff}$	92
5. SK Pembimbing.....	95



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Magnetic Resonance Imaging (MRI) merupakan salah satu metode pemeriksaan diagnostik kedokteran bidang radiografi. Teknologi ini banyak digunakan dalam diagnosa dan prediksi mengenai adanya kelainan pada struktur anatomi (Valentin *et al.*, 2015) dan morfologi dalam tubuh (Prezzi & Goh, 2015), seperti mendiagnosa kelainan pada lutut (Stehling *et al.*, 2010), memberikan gambaran secara jelas mengenai segmentasi pada lutut (Aprovitola & Luigi, 2016), membantu memprediksi efek yang ditimbulkan pada tubuh setelah dilakukan pengobatan (Orie *et al.*, 2015), dan yang paling utama dan sering dilakukan adalah untuk penanganan pasien penderita kanker (Jong *et al.*, 2015; Prezzi & Goh, 2015; Domenico *et al.*, 2015). Kim *et al.* (2016) menyebutkan bahwa MRI memiliki tingkat keakurasian lebih tinggi dibandingkan dengan teknik radiografi lainnya seperti ultrasonografi dan mammografi. Bukan hanya diagnosa dan prediksi, hasil pencitraan menggunakan MRI juga mampu memberikan gambaran mengenai letak dari sel kanker di dalam tubuh (Elian dkk., 2015).

Seperangkat alat yang begitu kompleks dan besar, dengan beberapa prosedural yang terlebih dahulu harus dilakukan sebelum pasien menjalani pemeriksaan dengan MRI terkadang menimbulkan rasa khawatir dan takut bagi

sebagian pasien (Dziuda et al., 2013). Meskipun semua prosedur yang ada telah dilaksanakan dengan baik, rasa khawatir dan panik pasti tetap akan muncul, baik sebelum atau saat menjalani pemeriksaan, terutama bagi pasien yang baru pertama kali menjalaninya. Oleh karena itu, merupakan suatu hal penting untuk dapat melakukan pemantauan secara langsung terhadap parameter-parameter fisis kondisi tubuh pasien, untuk memberikan respon secara *real-time* mengenai status pasien selama proses pemindaian (Taffoni et al., 2013).

Salah satu parameter penting untuk mengetahui kondisi tubuh pasien adalah aktivitas jantung. Ketika seseorang sedang mengalami tekanan atau sedang panik dan gelisah, maka detak jantung pasti akan lebih cepat dibandingkan dengan aktivitas normalnya. Beberapa peralatan yang biasa digunakan untuk monitoring aktivitas jantung, antara lain *photocardiography* (PCG), *electrocardiography* (ECG), *photoplethismography* (PPG) dan *seismocardiography* (SCG) (Jain & Anil, 2014). Peralatan tersebut telah banyak membantu dalam aplikasi klinis, dimana dapat memberikan informasi mengenai kerja jantung melalui sinyal-sinyal yang dihasilkan.

Alat pemantau kerja jantung seperti yang telah disebutkan di atas merupakan suatu jenis alat elektronik. MRI memanfaatkan medan magnet berkekuatan tinggi dalam waktu yang lama saat proses pemindaian. Penggunaan peralatan yang berbasis elektronik akan mempengaruhi medan magnet dalam sistem MRI, sehingga tidak memungkinkan untuk mengaplikasikan dan mengombinasikan keempat alat tersebut dalam lingkup MRI. Oleh karena itu, diperlukan seperangkat sistem yang mampu melakukan monitoring terhadap

aktivitas jantung yang memungkinkan untuk monitoring dalam jangka waktu yang lama, serta tidak mempengaruhi medan magnet MRI.

Fiber Bragg Grating sensor (FBGs) atau sensor serat kisi Bragg merupakan salah satu dari tipe sensor serat optik (*Fiber Optic Sensor*) dengan karakteristik tingkat keakurasian yang tinggi. Mishra *et al.* (2011) menyebutkan bahwa FBG baik digunakan sebagai sensor regangan dan temperatur dibandingkan dengan jenis sensor lain yang memungkinkan terjadinya kesalahan. Penelitian mengenai penggunaan FBG pada aplikasi MRI yang pertama kali dilakukan adalah aplikasi FBG untuk mendeteksi kelengkungan jarum suntik (Park *et al.*, 2008). Tak lama setelah itu, pemanfaatan FBG pada MRI semakin meluas antara lain untuk memantau pernapasan dan aktivitas jantung pasien selama proses pemindaian (Dziuda *et al.*, 2013). Ketahanan terhadap medan elektromagnetik membuat FBG disebut sebagai kandidat yang baik untuk digunakan dalam MRI (Tanaka *et al.*, 2010; Roriz *et al.*, 2014; Setiono dkk., 2015; Taffoni *et al.*, 2013). Selain itu, beberapa kelebihan lain FBG dibandingkan dengan jenis sensor lain yaitu ukurannya yang kecil sehingga lebih fleksibel untuk digunakan, harganya yang murah, *loss* energi kecil, serta banyaknya sistem interogasi yang dapat digunakan untuk membantu dalam penyelesaian permasalahan yang berkaitan dengan parameter fisis pada sistem FBG (Wang *et al.*, 2011; Oswald *et al.*, 2011; Alwis & Grattan, 2016). FBG juga tidak menimbulkan adanya gangguan dan efek samping pada tubuh pasien baik saat atau setelah menjalani pemindaian menggunakan MRI (Dziuda *et al.*, 2013).

Detak jantung pasien diterima oleh sistem FBG dalam bentuk tekanan yang mengakibatkan perubahan regangan pada FBG (Hongyao, 2011). Bukan hanya terhadap regangan saja, FBG juga memiliki sensitivitas yang tinggi terhadap perubahan temperatur (Mishraa *et al.*, 2016). Analisis efek perubahan temperatur pada spektrum refleksi FBG selama pemantauan aktivitas jantung belum dilakukan. Sementara itu, perubahan temperatur tubuh pasien selama menjalani pemeriksaan MRI juga dapat terjadi. Oleh karena itu, pemantauan terhadap perubahan temperatur tubuh pasien juga perlu dilakukan, untuk memilih tindak lanjut yang akan diberikan terhadap pasien, terutama ketika temperatur tubuh naik secara drastis melebihi batas normal selama proses pemindaian. Untuk itu, diperlukan suatu sistem FBG lain yang tidak terpengaruh oleh regangan akibat dari tekanan dari detak jantung pasien, dengan tujuan untuk mendapatkan nilai perubahan temperatur pasien serta untuk mengoreksi spektrum refleksi FBG hasil dari pengukuran detak jantung dalam sistem monitoring.

Interogasi untuk FBG merupakan suatu sistem yang berfungsi untuk mengarakterisasi sensor FBG terhadap parameter yang *disensing* (Setiono & Bambang, 2010). Besarnya perubahan spektrum refleksi FBG akibat perubahan suhu dan regangan selama pemeriksaan MRI bisa dideteksi dengan memanfaatkan sistem interogasi, yaitu dengan mengonversikan perubahan sinyal yang berasal dari perubahan spektrum tersebut ke dalam besaran lain seperti intensitas dan daya (Oswald *et al.*, 2011). Beberapa sistem interogasi untuk FBG yang biasa dijumpai antara lain filter tepi, *fixed filter*, *FBG filtering*, *Fabry-Perot filtering*, *tunable light*, *DWDM filter*, *WDM coupler*, dan metode interferometrik.

Metode sapuan (*F-P filter* dan *tunable laser*) dan metode interferometrik merupakan jenis sistem interogasi yang kompleks dan mahal dalam pengadaannya, sehingga kurang efisien untuk digunakan (Setiono & Bambang, 2010; Zhao *et al.*, 2011). Filter tepi adalah jenis sistem interogasi yang paling baik digunakan dibandingkan dengan jenis lainnya, dikarenakan kemampuannya untuk menghasilkan resolusi yang tinggi, simpel, dapat menunjukkan linearitas dan repeatabilitas yang baik, serta tidak memakan banyak biaya dalam aplikasinya (Wu *et al.*, 2010; Panchava *et al.*, 2015).

Berdasarkan latar belakang di atas, maka pemodelan FBG dengan menggunakan sistem interogasi filter tepi perlu dilakukan untuk mendapatkan desain sistem sensor FBG untuk digunakan dalam pemantauan aktivitas jantung dan temperatur tubuh selama pemeriksaan MRI..

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, maka permasalahan yang diangkat dalam penelitian ini adalah bagaimana desain sistem sensor FBG untuk memantau aktivitas jantung dan temperatur tubuh selama pemeriksaan MRI.

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

- (1) Pemodelan yang dilakukan meliputi optimasi parameter optik dari FBG (*bandwidth*, *sidelobe*, dan reflektivitas), simulasi sensor temperatur dan regangan serta simulasi sistem interogasi filter tepi.

- (2) Perubahan regangan yang dideteksi oleh sensor FBG hanya disebabkan oleh aktivitas jantung selama menjalani pemeriksaan MRI, tubuh pasien dianggap dalam keadaan tidak bergerak (tidak sedang melakukan aktivitas fisik).
- (3) Pemodelan dilakukan dengan menggunakan software MATLAB R2013a.

1.4 Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan desain sistem sensor FBG untuk digunakan dalam pemantauan aktivitas jantung dan temperatur tubuh selama pemeriksaan MRI.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian kali ini diharapkan dapat memberikan kegunaan yang meliputi:

- (1) Sebagai acuan dalam pembuatan divais sistem sensor untuk digunakan dalam monitoring aktivitas jantung dan temperatur tubuh menggunakan FBG.
- (2) Hasil pemodelan yang diperoleh bisa dijadikan sebagai parameter dalam perancangan dan optimasi divais sistem sensor FBG.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan skripsi dibagi menjadi tiga bagian, yaitu bagian awal, bagian isi, dan bagian akhir. Sistematika tersebut dipilih dengan tujuan untuk memudahkan dalam pemahaman mengenai struktur dan isi skripsi.

- (1) Bagian awal skripsi, terdiri dari halaman judul, halaman persetujuan pembimbing, halaman pernyataan, halaman pengesahan, halaman motto dan persembahan, prakata, abstrak, daftar isi, daftar tabel, daftar gambar, dan daftar lampiran.
- (2) Bagian isi skripsi, terdiri dari lima bab yang tersusun dengan sistematika sebagai berikut:
- BAB 1. Pendahuluan, berisi latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, dan sistematika penulisan.
- BAB 2. Tinjauan Pustaka, berisi teori-teori yang mendukung penelitian.
- BAB 3. Metode Penelitian, berisi alur penelitian, alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian, inialisasi parameter untuk pemodelan dan metode analisis data.
- BAB 4. Hasil dan Pembahasan, berisi tentang hasil beserta pembahasan dari penelitian yang telah dilakukan.
- BAB 5. Penutup, berisi tentang kesimpulan dari hasil penelitian yang telah dilakukan dan saran untuk penelitian yang selanjutnya.
- (3) Bagian akhir laporan, memuat daftar pustaka yang digunakan sebagai acuan dalam penulisan laporan, dan lampiran-lampiran.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

Magnetic Resonance Imaging (MRI) merupakan salah satu teknik pencitraan radiologi dalam ilmu kedokteran yang dapat memberikan gambaran mengenai struktur bagian dalam tubuh. Dalam proses pencitraan, MRI berbeda dengan alat radiologi lainnya karena tidak menggunakan radiasi pengion melainkan menggunakan medan magnet berkekuatan tinggi. MRI memanfaatkan interaksi antara momen magnetik yang dimiliki oleh atom-atom dalam tubuh dengan medan magnet tersebut untuk mendapatkan citra (gambar) melalui proses pemindaian.

Teknologi MRI pertama kali diaplikasikan untuk mendeteksi adanya kelainan pada jaringan tubuh oleh Raymond Damadian pada tahun 1971. Dalam jurnalnya, Damadian mengungkapkan bahwa jaringan kanker menghasilkan spektrum yang berbeda dengan jaringan normal (Damadian *et al.*, 1971). Tahun 1974, Damadian mendapatkan paten untuk “konsep *Nuclear Magnetic Resonance (NMR)* bagi pencitraan tubuh”. Hal inilah yang kemudian menjadi dasar pengaplikasian MRI dalam ilmu kedokteran untuk membantu dalam proses diagnosa dan deteksi kelainan pada tubuh manusia.

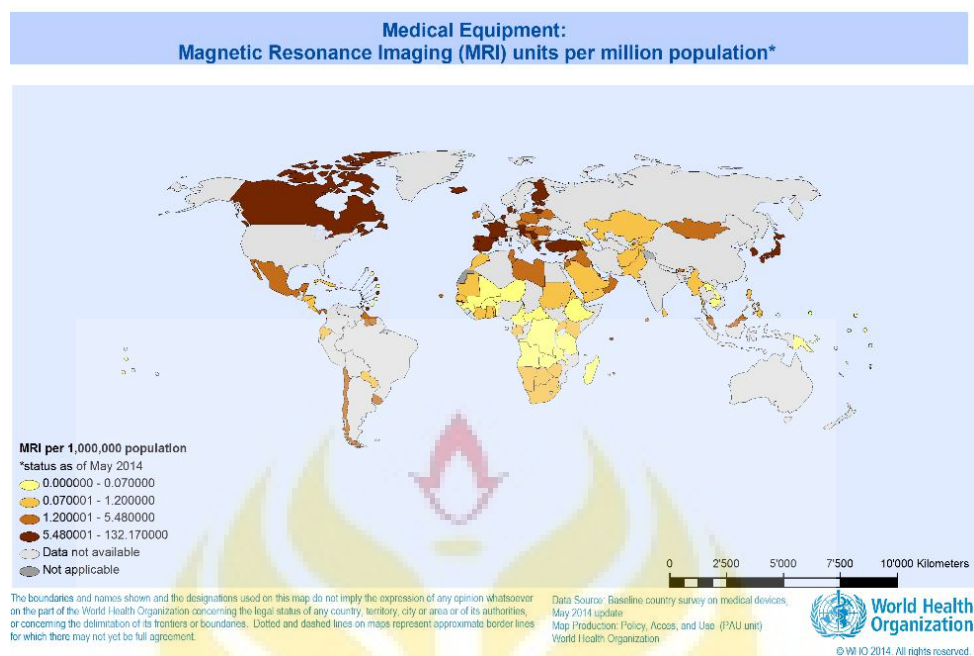
Jumlah unit MRI di setiap negara terus bertambah seiring dengan kebutuhan akan alat diagnosa, terutama untuk mendukung pengobatan bagi

penderita kanker, yang semakin tahun selalu bertambah. Satu hal yang perlu untuk dilakukan adalah menyusun suatu prosedur secara jelas mengenai hal-hal apa saja yang harus dilakukan, baik sebelum, saat dan setelah menjalani pemeriksaan, agar tidak membahayakan bagi masing-masing baik pasien maupun dokter atau radiografer serta pengunjung rumah sakit yang memiliki potensi besar berada dalam zona medan magnet.

2.1.1 Statistik MRI

Dalam aplikasinya pada dunia kedokteran, MRI telah banyak digunakan baik di negara-negara maju seperti Jepang dan Amerika, atau pun di beberapa negara berkembang seperti Korea, Finlandia, Austria, Australia dan Indonesia. *World Health Organization* menyatakan total unit MRI pada instalasi rumah sakit di dunia saat ini telah mencapai ribuan unit (WHO, 2016).

Gambar 2.1 menunjukkan statistik total jumlah instalasi MRI di dunia pada tahun 2014. Degradasi warna dari gambar menyatakan total unit MRI yang ada di tiap-tiap negara, dari yang paling banyak yaitu berwarna coklat tua, kemudian coklat muda, oranye dan kuning, sedangkan warna abu-abu menyatakan bahwa di negara tersebut belum memiliki atau belum dilakukan peninjauan kembali mengenai adanya unit MRI di instalasi rumah sakitnya. Negara Jepang memiliki jumlah instalasi MRI terbanyak di dunia, yang ditunjukkan dengan warna coklat tua pada gambar, dengan total berkisar antara 5,48 - 132,17 unit per satu juta populasi (WHO, 2014), tepatnya sampai tahun 2016 adalah sebanyak 46,87 unit per satu juta populasi (WHO, 2016).



Gambar 2.1 Statistik jumlah unit MRI pada instalasi rumah sakit di negara-negara di dunia (WHO, 2014)

Di Indonesia sendiri, instalasi MRI telah dilakukan pada beberapa rumah sakit sebagai fasilitas pendukung di bidang radiologi, bersamaan dengan CT scan, PET dan ultrasonografi. Unit tersebut ada di beberapa rumah sakit di kota-kota besar dengan kekuatan medan magnet yang digunakan adalah 1,5 T dan 3 T. Beberapa dari rumah sakit tersebut antara lain: RS. Dharmais (*National cancer center*) Jakarta, RS. Islam Cempaka Putih Jakarta, RS. Pelni Jakarta, RS. Husada Jakarta, National Hospital Surabaya, RSU Sanglah Denpasar, RS. Bethesda Yogyakarta, RS. Santo Boromeus Bandung, RSUP Dr. Hasan Sadikin Bandung, RS. Panti Nirmala Malang, RS. Telogorejo Semarang, dan RS. Dr. Oen Surakarta (*dharmais.co.id; rsi.co.id; rspelni.co.id; national-hospital.com; sanglahhospital bali.com; bethesda.or.id; rsborromeus.com; web.rshs.or.id; rspantinirmala.com; smc-hospital.com; droenska.com*). Selain itu, ada juga rumah sakit yang

menggunakan MRI dengan tesla kecil, hanya 0,3 T, yaitu di RS. Gombang, Kebumen (*rspkugombang.com*).

2.1.2 Jenis-Jenis MRI

Seiring dengan perkembangan dalam aplikasi medis, berbagai jenis sistem MRI telah dirancang, dengan tujuan agar dapat digunakan sesuai kebutuhan dalam instalasi di rumah sakit (Suswati & Mulyono, 2004). Jenis-jenis MRI tersebut diklasifikasikan berdasarkan tipe dan kuat medan magnet yang digunakan. Bila ditinjau dari tipenya, MRI dibagi menjadi dua yaitu MRI yang memiliki kerangka terbuka (*open gatry*), dengan ruang yang luas, dan MRI yang memiliki kerangka biasa (*gatry*), yang berlorong sempit.

Semakin besar kuat medan magnet yang digunakan, maka proses pemindaian yang dilakukan akan semakin cepat. Berdasarkan kuat medan magnetnya, MRI dibagi menjadi 3 (Suswati & Mulyono, 2004):

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

Saat ini, baik untuk penelitian ataupun pemeriksaan klinis, beberapa rumah sakit telah menggunakan MRI dengan kuat medan magnet mencapai 3 T (Stehling *et al.*, 2010; Jong *et al.*, 2015), yang menghasilkan kualitas dan resolusi gambar lebih baik, serta dapat mempersingkat waktu pemindaian, sehingga pasien tidak terlalu lama berada dalam pengaruh medan magnet.

2.1.3 Tata Laksana Pemeriksaan MRI

Sebelum melakukan pemeriksaan, terdapat beberapa prosedur yang harus dilakukan, baik oleh pasien maupun dokter dan petugas medis. Prosedur tersebut disusun dan harus dilaksanakan mengingat MRI merupakan seperangkat alat yang kompleks dengan medan magnet berkekuatan besar, yang juga berpotensi menimbulkan kecelakaan dalam pelaksanaannya jika tidak dilakukan dengan benar dan hati-hati. Berikut adalah beberapa hal penting yang harus dilakukan dan dipersiapkan sebelum melaksanakan pemeriksaan menggunakan MRI:

- (1) Pasien harus menanggalkan semua benda yang bersifat feromagnetik, seperti: jam tangan, kunci, perhiasan, jepit rambut, gigi palsu, dan lainnya.
- (2) Bukan hanya benda yang dipakai oleh pasien diluar tubuh saja, benda-benda feromagnetik atau sejenisnya yang akan mudah dipengaruhi oleh medan magnet yang berada di dalam tubuh dari pasien juga harus dideteksi, misalnya: pasien yang menggunakan alat pacu jantung, logam dalam tubuh pasien seperti IUD, sendi palsu, dan lain-lain. Ketika benda-benda feromagnetik terdeteksi dalam tubuh pasien, maka dimungkinkan pemeriksaan MRI tidak dapat dilaksanakan.
- (3) Sterilisasi ruangan atau pun lingkungan sekitarnya dari bahan feromagnetik.
- (4) Meja pemeriksaan MRI biasa dibuat *mobile*, sehingga diharapkan bagi rumah sakit yang menggunakan instalasi MRI dapat memiliki minimal dua meja pemeriksaan, agar dapat mempercepat penanganan pasien berikutnya sebelum pemeriksaan pasien sebelumnya selesai. Hal ini harus dilakukan mengingat medan magnet dalam pesawat MRI selalu dalam kondisi ON.

Selain itu, tujuan utama dari meja pemeriksaan yang dibuat *mobile* tersebut adalah agar pasien lebih mudah dipindahkan keluar ruang pemeriksaan bila terjadi hal-hal emergensi.

(5) Tata letak ruang pemeriksaan

Tata letak ruangan untuk sistem MRI juga merupakan suatu hal yang harus diperhatikan, mengingat kuat medan magnet yang digunakan berpotensi membahayakan bukan hanya bagi pasien dan dokter atau radiografer yang bekerja saja, melainkan juga bagi pengunjung rumah sakit.

(6) Tindakan penyelamatan terhadap keadaan darurat.

2.2 *Fiber Bragg Grating Sensor (FBGS)*

Fiber Bragg Grating Sensor (FBGS) merupakan salah satu jenis sensor serat optik yang banyak digunakan sebagai sensor temperatur dan regangan. Dalam aplikasinya sebagai sensor, FBG biasa digunakan baik dalam dunia industri atau dalam aplikasi klinis untuk mengukur perubahan parameter fisis seperti tekanan, regangan, temperatur, korosi, serta untuk memonitoring detak jantung dan pernapasan tubuh (Ren *et al.*, 2014; Alwis & Grattan, 2016; Hongyao, 2011; Dziuda *et al.*, 2013). Berikut akan dijelaskan mengenai prinsip dasar FBG dan FBG sebagai sensor, serta beberapa kelebihanannya dibandingkan dengan sensor jenis lain.

2.2.1 *Fiber Bragg Grating (FBG)*

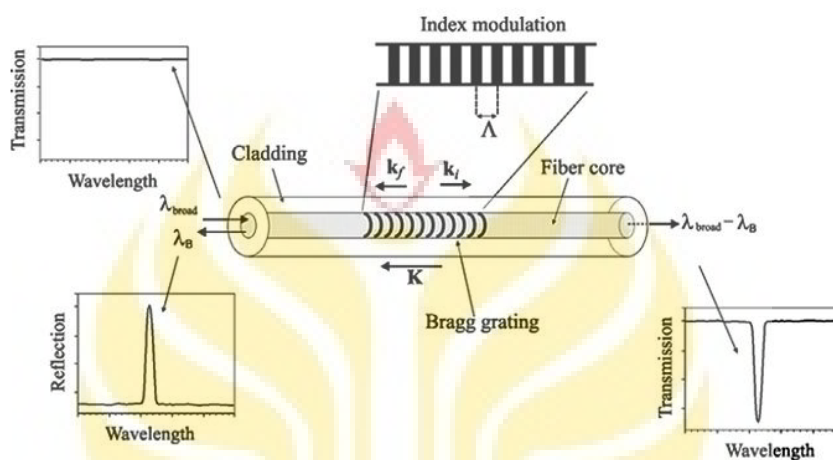
Fiber Bragg Grating (FBG) merupakan satu jenis serat optik yang memiliki sejumlah kisi berupa modulasi indeks bias. Secara umum serat optik tersusun atas 2 bagian utama yaitu inti dan selubung, yang mana keduanya dibedakan oleh nilai indeks biasnya. Dalam proses transmisi, sinar yang masuk dilewatkan melalui inti, sedangkan selubung dalam serat optik berfungsi memantulkan kembali sinar yang melaluinya agar kembali masuk ke dalam inti, sehingga pemanduan gelombang cahaya dalam serat optik dapat terjadi. FBG yang merupakan bagian dari serat optik biasanya tersusun di dalam inti dengan periodisitas tertentu.

2.2.1.1 *Prinsip Dasar FBG*

Prinsip utama dari serat optik adalah pemantulan internal sempurna. Berkas cahaya yang datang pada batas inti/selubung dengan sudut datang lebih besar dari sudut kritisnya akan mengalami pemantulan internal total dan dipandu dalam serat tanpa mengalami pembiasan (Bahtiar, 2008). Ketika cahaya dipandu di dalam inti serat optik, maka cahaya tersebut akan direfleksikan saat sampai pada bagian bidang kisi yang termodulasi indeks biasnya.

Gambar 2.2 menunjukkan prinsip dasar FBG dalam mentransmisikan dan merefleksikan cahaya yang melewatinya. Cahaya polikromatik datang dari sumber yang selanjutnya dipandu dalam serat optik. Ketika cahaya melewati kisi Bragg, maka sebagian dari cahaya tersebut akan direfleksikan pada nilai panjang gelombang tertentu atau biasa disebut dengan panjang gelombang Bragg, dan

sebagian lagi ditransmisikan melewati FBG. Sinar refleksi pada nilai panjang gelombang Bragg hasil dari pemantulan oleh tiap bidang kisi akan terakumulasi sepanjang FBG dan membentuk puncak pada spektrum refleksinya.



Gambar 2.2 Prinsip kerja FBG dalam merefleksikan dan mentransmisikan cahaya (Grattan, 2000:109)

Kondisi kisi Bragg secara sederhana memenuhi syarat kekekalan dari energi dan momentum. Kekekalan energi terjadi ketika frekuensi radiasi yang datang memiliki nilai yang sama dengan frekuensi radiasi yang direfleksikan ($\hbar\omega_i = \hbar\omega_f$). Sementara itu, kekekalan momentum terjadi ketika jumlah vektor gelombang datang k_i dan vektor gelombang kisi K bernilai sama terhadap vektor gelombang cahaya yang dipantulkan k_f (Grattan, 2000). Arah vektor gelombang cahaya dan gelombang kisi FBG ditunjukkan pada Gambar 2.2. Kekekalan momentum untuk FBG ditunjukkan pada persamaan (2.1).

$$k_i + K = k_f \quad (2.1)$$

k searah dengan normal bidang kisi dengan besar $2\pi/\Lambda$ (Λ merupakan periode kisi seperti terlihat pada Gambar 2.2). k merupakan vektor dari gelombang cahaya yang nilainya dipengaruhi oleh nilai indeks bias efektif FBG (n_{eff}) dan panjang gelombang Braggnya (Yulianti, 2013:14).

$$k = \left(\frac{2\pi}{\lambda_B} \right) n_{eff} \quad (2.2)$$

λ_B merupakan panjang gelombang Bragg FBG.

Vektor panjang gelombang cahaya yang dipantulkan memiliki nilai yang sama dengan vektor panjang gelombang cahaya yang ditransmisikan, namun arahnya yang berlawanan, sehingga persamaan kekekalan momentumnya dapat juga dituliskan sebagai,

$$2 \left(\frac{2\pi n_{eff}}{\lambda_B} \right) = \frac{2\pi}{\Lambda} \quad (2.3)$$

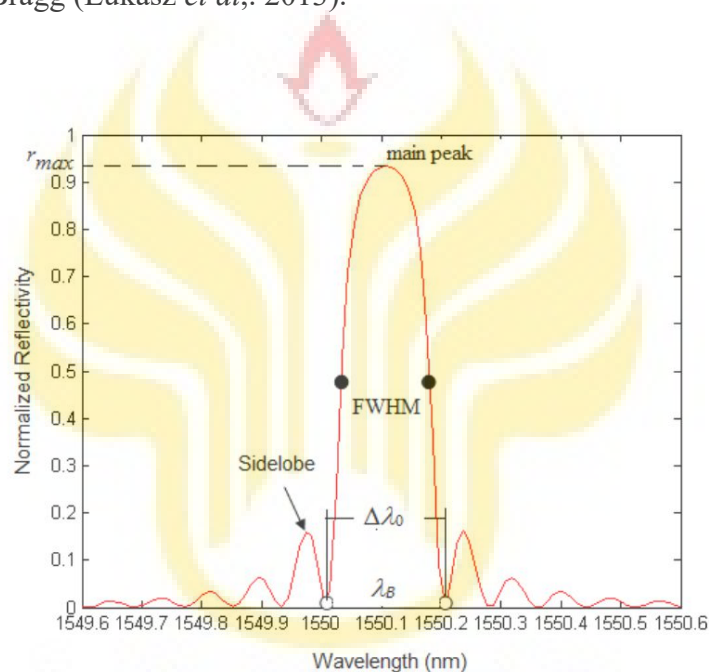
yang mana dari persamaan kekekalan momentum di atas (persamaan (2.3)), maka dapat diketahui nilai panjang gelombang Bragg dari FBG sebagai berikut:

$$\lambda_B = 2n_{eff} \Lambda \quad (2.4)$$

Dari persamaan (2.4), dapat diketahui bahwa nilai panjang gelombang Bragg FBG bergantung pada nilai indeks bias efektif dan periodisitas kisinya.

2.2.1.2 Spektrum Refleksi FBG

Spektrum untuk cahaya yang direfleksikan biasa dicirikan dengan adanya puncak seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.3. Pemantulan berkas oleh tiap lapisan masing-masing saling menghilangkan satu sama lain, kecuali ketika berkas tersebut memiliki fase yang sama, yang hanya terjadi pada panjang gelombang Bragg (Lukasz *et al.*, 2013).



Gambar 2.3 Spektrum refleksi dan parameter FBG (Yulianti, 2013)

Spektrum refleksi FBG memiliki beberapa parameter (*optical properties*), antara lain *bandwidth*, reflektivitas, panjang gelombang Bragg, *sidelobe level*, *delay time* dan dispersi. Tiap-tiap nilai parameter tersebut berbeda untuk tiap kondisi yang berbeda. Untuk itu, optimasi desain FBG perlu dilakukan dalam setiap penelitian untuk mendapatkan parameter sesuai dengan yang dibutuhkan. Berikut penjelasan dari masing-masing parameter dari spektrum refleksi FBG:

- (1) Panjang gelombang Bragg (λ_B), merupakan panjang gelombang dari spektrum refleksi dimana intensitas maksimum dari refleksi terjadi (*main peak*).
- (2) Reflektivitas (r), menyatakan nilai intensitas sinar refleksi pada spektrum refleksi.
- (3) *Bandwidth*, merupakan ukuran lebar sinyal spektrum refleksi. Selain *bandwidth*, ada juga istilah *3-dB bandwidth* yang menyatakan lebar spektrum pada 50% reflektivitas dari puncak spektrum (*full width half maximum*). FBG memungkinkan untuk disusun dalam jumlah banyak (lebih dari satu) dengan λ_B berbeda-beda pada satu serat optik, atau biasa disebut dengan *multiplex* FBG. Untuk *wavelength-division multiplexing* (WDM), yaitu suatu metode *multiplexing* FBG, spektrum dengan *bandwidth* dibawah 0,3 nm sangat dianjurkan sehingga memungkinkan untuk *demultiplexing* (Yulianti, 2013).
- (4) *Sidelobe level*, menyatakan tingginya intensitas sinar yang berada di dekat *main peak*.
- (5) *Delay time*, menyatakan lamanya waktu tunda untuk cahaya terefleksikan oleh tiap kisi.
- (6) Dispersi, menyatakan kecepatan perubahan *delay time* terhadap panjang gelombang.

2.2.1.3 Coupled Mode Theory

Berdasarkan periodisitas kisi, FBG dibagi menjadi dua yaitu *periodic grating* (kisi periodik) dan *aperiodic grating* (kisi non-periodik). Penelitian telah banyak dilakukan untuk mengarakterisasi kedua jenis FBG tersebut, untuk mengetahui spesifikasi dari parameter dalam spektrum FBG secara teoritis. Metode *coupled mode theory* merupakan satu metode yang umum digunakan untuk mengarakterisasi kisi periodik FBG. Medan listrik dari propagasi gelombang datang dan gelombang pantul pada FBG dapat dituliskan sebagai (Venghaus, 2006),

$$E_i(z,t)=A(z) \exp[i(\omega t - \beta_0 z)] \quad (2.5)$$

$$E_d(z,t)=B(z) \exp[i(\omega t + \beta z)] \quad (2.6)$$

dimana β merupakan konstanta propagasi gelombang, sedangkan E_i menyatakan medan listrik dari propagasi gelombang datang dan E_d menyatakan medan listrik dari propagasi gelombang yang terdifraksi oleh kisi FBG. $A(z)$ dan $B(z)$ menyatakan amplitudo dari medan listrik. Dalam perkembangannya, nilai dari $A(z)$ dan $B(z)$ sepanjang L FBG dapat dinyatakan dalam persamaan *coupled mode* yaitu (Lee, 2008),

$$\frac{dA(z)}{dz} = -i\beta_0 R(z) - ikS(z) \exp(i\hat{\sigma}z) \quad (2.7)$$

$$\frac{dB(z)}{dz} = i\beta S(z) + ikR(z) \exp(i\hat{\sigma}z) \quad (2.8)$$

dimana $R(z)$ dan $S(z)$ menyatakan fungsi dari gelombang datang dan gelombang

pantul dari cahaya sepanjang FBG. $\hat{\sigma}$ menyatakan diferensial dari konstanta propagasi gelombang dan k menyatakan koefisien *coupling* (Yulianti, 2013).

$$\hat{\sigma} = \beta - \beta_0 \quad (2.9)$$

$$\beta = 2\pi n_{eff} \left(\frac{1}{\lambda} - \frac{1}{\lambda_B} \right) \quad (2.10)$$

$$\beta_0 = \frac{2\pi}{\lambda} \bar{\delta} n_{eff}(z) \quad (2.11)$$

$$\kappa = \frac{\pi}{\lambda} v \bar{\delta} n_{eff}(z) \quad (2.12)$$

$\bar{\delta} n_{eff}(z)$ merupakan modulasi indeks bias sepanjang periode kisi, yang nilainya bergantung pada profil apodisasinya.

$$\bar{\delta} n_{eff}(z) = n_{eff} f(z) \quad (2.13)$$

$f(z)$ merupakan profil apodisasi FBG. Pada kisi periodik, $\bar{\delta} n_{eff}(z)$ bernilai konstan, sehingga $\hat{\sigma}$, k , dan β_0 juga konstan. Dengan $0 < z < L$, dan L merupakan panjang FBG, maka $R(z)$ dan $S(z)$ dapat dinyatakan sesuai dengan persamaan (2.14) dan (2.15) di bawah (Yulianti, 2013).

$$R(z) = A(z) \exp(-i \beta z) \quad (2.14)$$

$$S(z) = B(z) \exp(i \beta z) \quad (2.15)$$

Amplitudo refleksi FBG dinyatakan sebagai,

$$\rho = \frac{R(0)}{S(0)} \quad (2.16)$$

dimana $R(0)$ dan $S(0)$ merupakan fungsi dari gelombang datang dan gelombang terdifraksi pada $z=0$. Daya refleksi dari FBG merupakan kuadrat dari amplitudonya.

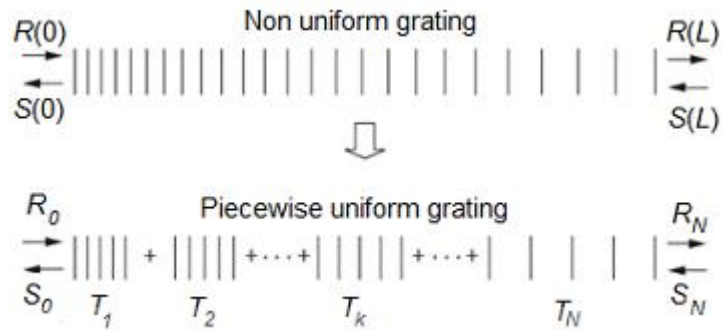
$$r = |\rho|^2 = \left| \frac{R(0)}{S(0)} \right|^2 \quad (2.17)$$

Jika FBG yang digunakan merupakan kisi periodik FBG, maka spektrum refleksi FBG bisa secara langsung didapatkan dari persamaan (2.17) di atas.

2.2.1.4 Transfer Matriks

Metode *coupled mode theory* seperti yang telah dijelaskan di atas memiliki keterbatasan yaitu hanya bisa digunakan untuk mengarakterisasi kisi periodik saja. Untuk keadaan yang lebih kompleks yaitu pada kisi non-periodik FBG, karakterisasi dapat dilakukan yaitu dengan menyelesaikan persamaan (2.14) dan (2.15) dengan menggunakan metode transfer matriks.

Cahaya yang dipandu dalam serat optik dan melewati bagian kisi Bragg, maka secara parsial akan direfleksikan oleh tiap bidang kisi. Gambar 2.4 mengilustrasikan kisi non-periodik FBG. $R(z)$ dan $S(z)$ menyatakan fungsi dari sinar datang dan sinar terdifraksi sepanjang sumbu z . $R(0)$ dan $S(0)$ merupakan fungsi gelombang dari sinar datang dan sinar terdifraksi pada $z=0$, sedangkan $R(L)$ dan $S(L)$ merupakan fungsi gelombang dari sinar datang dan sinar terdifraksi pada $z=L$. Pada metode transfer matriks, kisi non-periodik FBG dibagi menjadi segmen-segmen dengan anggapan bahwa tiap segmen merupakan kisi periodik.



Gambar 2.4 Ilustrasi transfer matriks untuk kisi non-periodik (Yulianti, 2013)

Transfer matriks untuk kedua gambar di atas dapat dituliskan sebagai,

$$\begin{bmatrix} R(0) \\ S(0) \end{bmatrix} = \prod_{k=1}^N T_k \begin{bmatrix} R(L) \\ S(L) \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

dimana T_k menyatakan transfer matriks untuk tiap segmen FBG, dengan $k=1,2,\dots,N$, dan N merupakan jumlah total segmen pada kisi non-periodik FBG.

$$T_k = \begin{bmatrix} c_i - i \frac{\hat{\sigma}_i}{\gamma_i} s_i & -i \frac{\kappa_i}{\gamma_i} s_i \\ i \frac{\kappa_i}{\gamma_i} s_i & c_i + i \frac{\hat{\sigma}_i}{\gamma_i} s_i \end{bmatrix}, i=1,2,\dots,N \quad (2.19)$$

dimana $s_i = \sinh(L_i \gamma_i)$, $c_i = \cosh(L_i \gamma_i)$, dan $\gamma_i = \sqrt{\kappa_i^2 - \hat{\sigma}_i^2}$.

Anggap amplitudo gelombang datang pada FBG $R(0)=1$, dan amplitudo gelombang untuk sinar terdifraksi $S(L)=0$ karena tidak adanya gangguan dari luar kisi (Kasyap, 1999:172), maka persamaan (2.18) dapat juga dituliskan sebagai,

$$\begin{bmatrix} R(0) \\ S(0) \end{bmatrix} = \prod_{k=1}^N \begin{bmatrix} T_{11}^k & T_{12}^k \\ T_{21}^k & T_{22}^k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R(L) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

Dengan demikian maka amplitudo refleksi untuk non-periodik FBG sesuai dengan persamaan (2.16) yaitu,

$$\rho = \frac{T_{21}}{T_{11}} \quad (2.21)$$

dan daya refleksi FBG yaitu

$$r = |\rho|^2 = \left| \frac{T_{21}}{T_{11}} \right|^2 \quad (2.22)$$

Dengan menggunakan persamaan (2.22), maka bentuk spektrum refleksi FBG dapat diketahui dan kemudian bisa dilakukan optimasi untuk mendapatkan bentuk spektrum sesuai dengan yang diinginkan.

2.2.1.5 Apodisasi FBG

Gambar 2.3 telah banyak menjelaskan mengenai bentuk dan parameter optik spektrum refleksi FBG. Pada dasarnya, spektrum refleksi dari FBG pada nilai modulasi indeks bias sama selalu diikuti dengan deretan *sidelobe* yang jaraknya berdekatan dengan nilai *main peak*nya (Venghaus, 2006:210). Untuk itu, apodisasi FBG perlu dilakukan untuk mengurangi atau menghilangkan *sidelobe* dari spektrum refleksi FBG. Berikut merupakan fungsi apodisasi FBG yang umum digunakan (Yulianti, 2013):

1. Raised sine

$$f(z) = \sin^2\left(\frac{\pi z}{L}\right) \quad (2.23)$$

2. Gaussian

$$f(z) = \exp \left[-4 \left(\frac{z - L/2}{L/3} \right)^2 \right] \ln 2 \quad (2.24)$$

3. Hamming

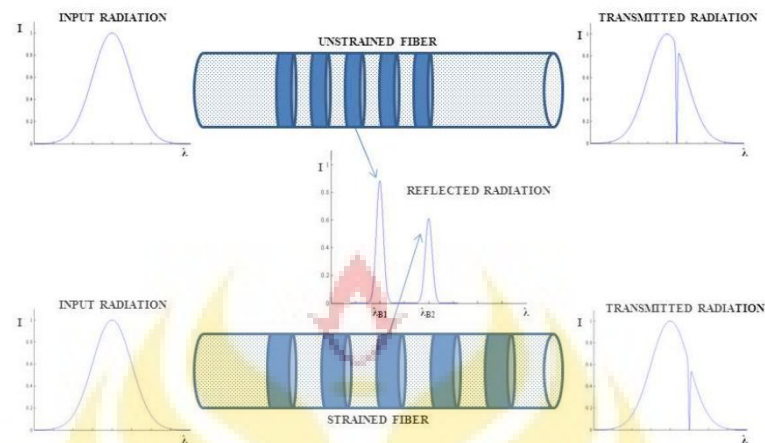
$$f(z) = 0,54 + 0,46 \cos \left(\frac{\pi(z - L/2)}{L} \right) \quad (2.25)$$

Pada penelitian ini, profil apodisasi yang digunakan adalah profil Gaussian karena dapat menghasilkan *sidelobe* lebih rendah dibandingkan dengan 2 metode lainnya (Yulianti, 2013).

2.2.2 FBG sebagai Sensor

Nilai panjang gelombang Bragg FBG akan bergeser ketika indeks bias efektif atau periode kisi FBG berubah oleh adanya gangguan dari luar. Ketika diberikan suatu gaya, misalnya tekanan atau getaran terhadap FBG, maka periodisitas kisi FBG akan berubah merenggang atau mengerut. Sama halnya dengan itu, perubahan temperatur juga dapat mempengaruhi nilai indeks bias efektif dari material penyusun FBG. Gambar 2.5 menjelaskan mengenai perubahan nilai panjang gelombang Bragg FBG oleh adanya perubahan regangan (periodisitas FBG). Setiono dkk. (2015) mengungkapkan dalam jurnalnya bahwa ketika terdapat peregangan dinamis (*dynamic strain*) yang disebabkan oleh getaran, maka spektrum refleksi FBG bergeser secara periodik dalam domain panjang gelombang. Sama halnya dengan itu, perubahan parameter-parameter fisis lain yang terjadi, misalnya perubahan tekanan, kelembaban dan pH dapat

merubah nilai panjang gelombang Bragg (Ren *et al.*, 2014; Alwis & Grattan, 2016; Yulianti, 2013).



Gambar 2.5 Pergeseran panjang gelombang Bragg terhadap perubahan regangan FBG (Silvestri & Emiliano, 2011)

FBG memiliki sensitivitas tinggi terhadap perubahan temperatur dan regangan (Mishra *et al.*, 2011). Oleh karena itu, dalam aplikasinya FBG banyak digunakan sebagai sensor temperatur dan regangan. Pengaruh perubahan temperatur dan regangan terhadap nilai panjang gelombang Bragg FBG didefinisikan sebagai,

$$\frac{\partial \lambda_B}{\partial T \partial \varepsilon} = \frac{\partial \lambda_B}{\partial T} \Delta T + \frac{\partial \lambda_B}{\partial \varepsilon} \Delta \varepsilon \quad (2.26)$$

dengan ΔT merupakan perubahan temperatur dan $\Delta \varepsilon$ merupakan perubahan regangan FBG. Jika tidak ada pengaruh regangan, maka hubungan antara perubahan temperatur terhadap pergeseran panjang gelombang Bragg FBG dapat dituliskan sebagai,

$$\Delta \lambda_B = \frac{d \lambda_B}{dT} \Delta T \quad (2.27)$$

Jika persamaan (2.27) diselesaikan, kemudian dibagi terhadap λ_B maka akan didapatkan nilai dari pergeseran panjang gelombang Bragg terhadap perubahan temperatur yaitu,

$$\Delta \lambda_B = \left(2 n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} + 2 \Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} \right) \Delta T \quad (2.28a)$$

$$\frac{\Delta \lambda_B}{\lambda_B} = \frac{\left(\frac{1}{n_{eff}} \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T}{2 n_{eff} \Lambda} \quad (2.28b)$$

$$\Delta \lambda_B = \Delta T \left(\frac{1}{n_{eff}} \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \lambda_B \quad (2.28c)$$

Persamaan (2.28c) di atas merupakan persamaan yang biasa digunakan pada FBG ketika digunakan sebagai sensor temperatur. Berbeda dengan itu, ketika diaplikasikan sebagai sensor regangan (tanpa adanya pengaruh temperatur), maka besarnya pergeseran panjang gelombang Bragg FBG bukan hanya bergantung pada besarnya regangan yang terjadi saja, melainkan juga ditentukan oleh nilai koefisien elastisitas-optik efektif dari material penyusun FBG. Pergeseran nilai panjang gelombang Bragg karena pengaruh regangan secara umum didefinisikan sebagai (Hongyao, 2011),

$$\Delta \lambda_B = \zeta \varepsilon \quad (2.29)$$

dimana ε merupakan besarnya regangan FBG, dan ζ merupakan koefisien sensitivitas sensor yang nilainya $\zeta = \lambda_B(1 - p_e)$. p_e merupakan koefisien elastisitas-optik efektif (Hongyao, 2011).

$$p_e = 0,5 n_{eff}^2 [p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \quad (2.30)$$

ν adalah rasio poisson, p_{11} dan p_{12} adalah koefisien regangan optik. Dari persamaan (2.29) dan (2.30), maka didapatkan hubungan antara perubahan regangan terhadap pergeseran nilai panjang gelombang Bragg FBG yaitu,

$$\Delta \lambda_B = \lambda_B \left(1 - \frac{n_{eff}^2}{2} [p_{12} - \nu(p_{12} + p_{11})] \right) \varepsilon \quad (2.31)$$

dan ketika FBG dipengaruhi oleh kedua parameter di atas, yaitu temperatur regangan, maka besar pergeseran panjang gelombang Braggnya dapat didefinisikan sesuai dengan persamaan (2.32) di bawah.

$$\Delta \lambda_{B2} = \lambda_{B2} \left[\varepsilon \left(1 - \frac{n_{eff}^2}{2} [p_{12} - \nu(p_{12} + p_{11})] \right) + \Delta T \left(\frac{1}{n_{eff}} \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \right] \quad (2.32)$$

2.2.2.1 Kelebihan sensor FBG

Beberapa kelebihan FBG dibandingkan dengan sensor elektrik yang biasa digunakan antara lain (Lee *et al.*, 2008):

- (1) Informasi hasil pengukuran FBG dalam bentuk kode spektrum. Oleh karena itu, sinyal sensor pada dasarnya tidak dipengaruhi oleh gangguan-gangguan lain yang terjadi di lingkungan.
- (2) FBG dapat mentransmisikan sinyal dengan *loss* kecil.
- (3) FBG murah dan mudah dalam aplikasi dan pembuatannya.
- (4) Disamping ukurannya yang kecil, FBG memiliki reflektivitas yang tinggi terhadap panjang gelombang cahaya tertentu (λ_B).
- (5) FBG memiliki kapasitas cahaya besar dan karena diameternya yang kecil,

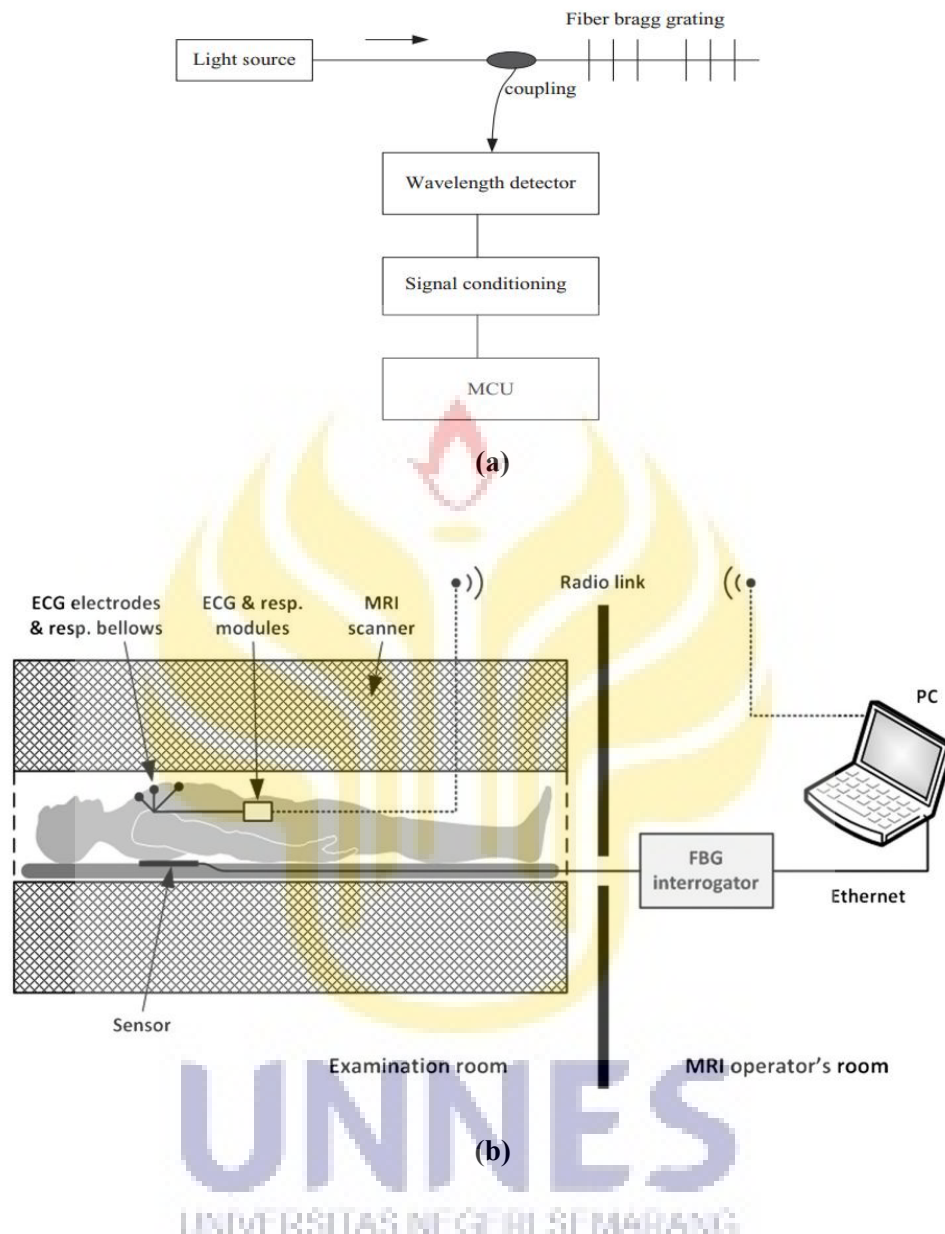
FBG dapat dimasukkan ke dalam material komposit tanpa gangguan.

- (6) Mudah untuk *dimultiplexing*.
- (7) FBG tidak dipengaruhi oleh medan elektromagnetik.

2.2.2.2 FBG untuk Monitoring Aktivitas Jantung

Dziuda (2013) merancang sebuah sistem yang digunakan untuk memantau pernapasan dan aktivitas jantung pasien pada pemeriksaan MRI menggunakan FBG. Pergerakan dari organ tubuh pasien yang berada di atas tempat tidur, yaitu denyut jantung dan aktifitas paru-paru pada saat bernapas diterima oleh sistem FBG dalam bentuk tekanan, yang kemudian mengakibatkan perubahan regangan FBG.

Gambar 2.6 menjelaskan mengenai sistem monitoring aktivitas jantung. Gambar 2.6 (a) menjelaskan tentang alur kerja dari sistem sensor FBG untuk monitoring aktivitas jantung. Cahaya yang berasal dari laser atau LED dilewatkan pada FBG. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, sebagian cahaya sumber akan diteruskan oleh FBG dan sebagian lagi akan direfleksikan. FBG menghasilkan spektrum refleksi dari sinar yang direfleksikan, yang selanjutnya ditangkap oleh detektor. Sinyal refleksi tersebut kemudian diproses pada *signal conditioning* untuk ditampilkan pada display PC atau monitor. Ketika panjang gelombang Bragg FBG berubah karena perubahan regangan akibat dari pergerakan jantung dan paru-paru pasien, maka spektrum refleksi yang diterima oleh detektor juga akan berubah.



Gambar 2.6 Sistem monitoring aktivitas jantung dan pernapasan dengan FBG, (a) Alur kerja sensor FBG (Hongyao, 2011) ; (b) Susunan sistem monitoring aktivitas jantung dan pernapasan dalam MRI (Dziuda, 2013).

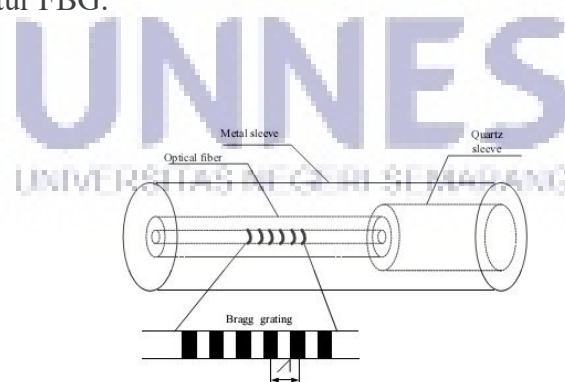
Peletakkan FBG pada saat monitoring juga dapat mempengaruhi keakurasian dalam pengukuran. Pada sistem MRI, FBG yang memiliki karakteristik berdiameter kecil diletakkan dibagian dekat dada, yaitu diantara

matras dan punggung pasien, yang juga bertujuan untuk meningkatkan keakurasian dalam pengukuran (Gambar 2.6 (b)).

Untuk menguji keakurasian dari hasil pengukuran sensor FBG, Dziuda (2013) dalam penelitiannya menggunakan ECG yang disusun dalam sistem monitoring bersama dengan sistem sensor FBG seperti ditunjukkan pada Gambar 2.6 (b).

2.2.2.3 *FBG untuk Monitoring Temperatur Tubuh*

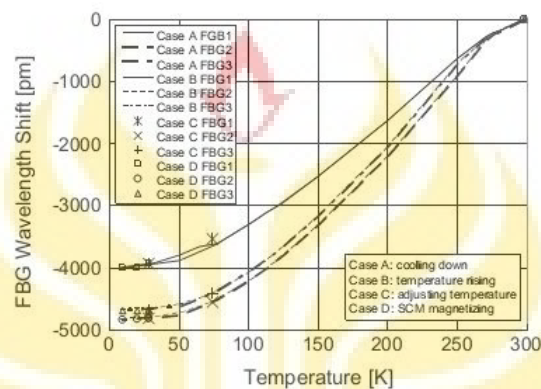
Termometer merupakan suatu alat yang biasa digunakan untuk mendeteksi adanya perubahan temperatur suatu sistem, ruangan, atau temperatur tubuh manusia. Selain termometer, ada juga jenis sensor temperatur lain yang saat ini sedang banyak diteliti dan dikembangkan, yaitu sensor temperatur dengan FBG. Sesuai dengan yang telah dijelaskan sebelumnya bahwa selain regangan, perubahan temperatur lingkungan FBG juga akan berpengaruh terhadap nilai panjang gelombang Braggnya. Gambar 2.7 merupakan contoh rancang bangun sensor temperatur FBG.



Gambar 2.7 Rancang bangun sensor temperatur FBG (Hongyao, 2011).

Keakurasian sensor temperatur FBG dapat dilihat dari besarnya pergeseran nilai panjang gelombang Bragg, yang salah satunya dipengaruhi oleh

tinggi rendahnya temperatur yang diukur. Tanaka *et al.*, (2010) melakukan eksperimen untuk menguji sensor FBG buatannya pada sistem dengan temperatur dan medan magnet sangat tinggi. Gambar 2.8 merupakan grafik hasil eksperimen dari Tanaka.



Gambar 2.8 Pergeseran panjang gelombang oleh adanya perubahan temperatur (Tanaka, 2010)

Dari grafik pada Gambar 2.8 di atas, dapat diketahui bahwa FBG mengalami pergeseran panjang gelombang secara drastis pada temperatur lebih tinggi dari 50 K, sedangkan pergeseran panjang gelombang yang tidak terlalu signifikan terjadi pada temperatur di bawah 50 K.

2.3 Sistem Interogasi

Ketika ada perubahan temperatur atau besaran lainnya di lingkungan FBG yang mengakibatkan nilai indeks bias dan regangan FBG berubah, maka spektrum refleksi FBG juga akan bergeser. Dalam skala laboratorium, deteksi

pergeseran spektrum refleksi FBG bisa dilakukan dengan menggunakan *optical spectrum analyzer* (OSA). Namun untuk keperluan aplikasi, OSA dianggap terlalu kompleks dan mahal (Venghaus, 2006).

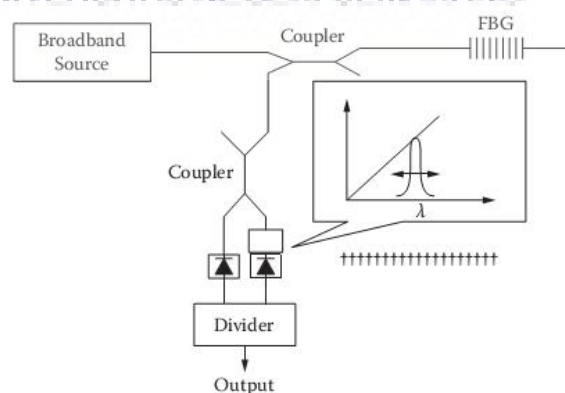
Beberapa metode dilakukan untuk bisa mendeteksi pergeseran spektrum tersebut tanpa menggunakan OSA, salah satunya adalah dengan melewatkan cahaya dari sumber (biasanya dari LED atau laser) pada serat optik. Pergeseran panjang gelombang Bragg bisa diketahui ketika besarnya daya atau intensitas cahaya setelah melewati FBG mengalami perubahan. Metode lainnya yang juga biasa digunakan adalah dengan menggunakan sistem interogasi. Penggunaan sistem interogasi memiliki beberapa keuntungan salah satunya adalah dapat menekan biaya dalam aplikasinya dibandingkan dengan OSA, dengan keakurasian hasil pengukuran yang tidak jauh berbeda. Beberapa jenis sistem interogasi yang umum digunakan untuk FBG antara lain:

- (1) Metode Statis, yaitu suatu metode interogasi dimana pergeseran panjang gelombang FBG dikonversikan ke dalam perubahan intensitas atau daya. Beberapa sistem interogasi yang merupakan metode statis yaitu *fix filter*, filter tepi dan deteksi daya.
- (2) Metode Sapuan
- (3) Metode Interferometrik, yaitu sistem interogasi yang memanfaatkan kegunaan dari interferometer. Beberapa sistem yang termasuk dalam metode interferometrik, diantaranya *unbalance mach-zehnder interferometer interrogator* dan *long-period fiber grating interferometer interrogator*.

2.3.1 Filter Tepi

Filter tepi tersusun atas dua komponen utama yaitu komponen yang berfungsi untuk penginderaan dan komponen filter. Pada sistem sensor FBG, komponen penginderaan yang digunakan adalah FBG. Cahaya yang direfleksikan oleh FBG dicabangkan melalui *coupler* dengan intensitas yang sama. Satu berkas dilewatkan pada filter, dan satu lagi diteruskan langsung menuju detektor sebagai sinyal referensi seperti ditunjukkan pada Gambar 2.9. Filter yang digunakan memiliki spesifikasi batas bawah panjang gelombang filter (λ_0) dan rentang panjang gelombang filter ($\Delta\lambda_F$) yang nilainya disesuaikan dengan yang dibutuhkan dalam sistem. λ_0 merupakan nilai terkecil dari panjang gelombang yang akan diloloskan oleh filter, sedangkan $\Delta\lambda_F$ merupakan nilai rentang panjang gelombang yang diloloskan sebagian, dimana besarnya dipengaruhi oleh koefisien dari filter. Selain itu, spesifikasi lain dari filter yaitu nilai kemiringannya. Filter tepi dapat memiliki kemiringan positif atau negatif sesuai dengan yang dibutuhkan dalam aplikasinya. Gambar 2.9 menunjukkan sistem kerja dari filter tepi dengan kemiringan positif.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG



Gambar 2.9 Sistem kerja filter tepi (Yin, 2008)

Pada filter tepi dengan kemiringan positif, ketika $\lambda_B < \lambda_0$ maka sinyal refleksi FBG tidak diloloskan oleh filter sehingga daya atau intensitas yang diterima oleh detektor akan nol. Ketika λ_B berada dalam rentang panjang gelombang filter $\lambda_0 < \lambda_B < \lambda_0 + \Delta\lambda_F$, maka sinyal refleksi akan diloloskan sebagian, dimana besarnya daya atau intensitasnya dipengaruhi oleh nilai koefisien dari filter, yang besarnya

$$F = \frac{1}{\Delta\lambda_F} (\lambda_B - \lambda_{0F}) \quad (2.33)$$

dimana F merupakan koefisien filter.

Persamaan (2.33) merupakan persamaan untuk menentukan koefisien filter dengan kemiringan positif. Ketika $\lambda_B > \lambda_0 + \Delta\lambda_F$, maka sinyal refleksi akan diloloskan seluruhnya oleh filter.

Spektrum cahaya datang dari sumber (laser) diasumsikan dalam persamaan Gaussian, yang diekspresikan sebagai (Oswald *et al*, 2011),

$$S_L(\lambda) = S_{L0} \exp[-\alpha_L (\lambda - \lambda_L)^2] \quad (2.34)$$

dengan λ_L merupakan panjang gelombang laser dan α_L adalah lebar dari profil gaussian spektrum laser. S_{L0} merupakan amplitudo gaussian dari spektrum laser yang besarnya dipengaruhi oleh daya laser yang digunakan.

$$S_{L0} = P \sqrt{\frac{\alpha_L}{\pi}} \quad (2.35)$$

P merupakan total daya yang dipancarkan oleh laser.

Selain spektrum dari sumber, spektrum refleksi FBG juga dapat diekspresikan dalam profil gaussian yaitu,

$$S(\lambda) = S_0 \exp\left[-\alpha_s (\lambda - \lambda_B)^2\right] \quad (2.36)$$

dimana S_0 merupakan reflektivitas maksimum dari FBG dan α_s merupakan lebar dari profil gaussian spektrum refleksi FBG yang secara umum berhubungan dengan $FWHM$ nya (Oswald *et al*, 2011).

$$\alpha_s = \frac{\ln 16}{(FWHM_s)^2} \quad (2.37)$$

$FWHM_s$ merupakan nilai *full width half maximum* dari spektrum refleksi FBG.

Pada metode filter tepi, sumber yang digunakan merupakan sumber laser yang menghasilkan sinar dengan rentang panjang gelombang yang lebar (*broadband sources*). Total daya yang direfleksikan oleh FBG (P_F) sebagai fungsi dari panjang gelombang setelah dilewatkan pada filter kemudian didefinisikan sebagai integral dari spektrum refleksi FBG dengan koefisien dari filter (Oswald *et al.*, 2013).

$$P_F = \int_{-\infty}^{\infty} S_L S F d\lambda \quad (2.38)$$

Dengan mengetahui total daya yang direfleksikan, maka daya sinar transmisi FBG juga bisa diketahui dengan mengurangkan total daya laser (P) terhadap daya refleksinya sebelum melewati filter (P_r).

$$T = \int_{-\infty}^{\infty} L d\lambda - \int_{-\infty}^{\infty} S_L S d\lambda = P - P_r \quad (2.39)$$

2.3.2 Metode Numerik

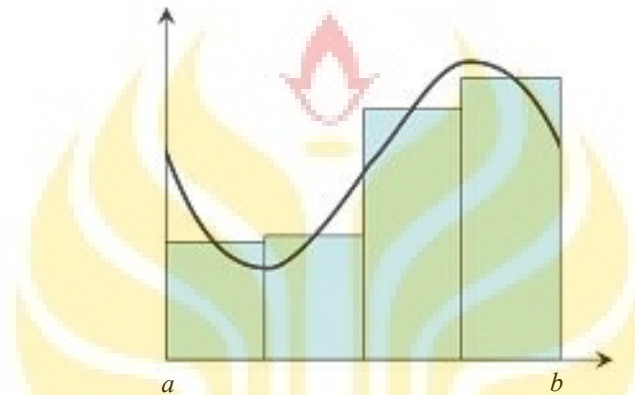
Persamaan (2.38) merupakan persamaan yang dapat digunakan untuk mengetahui besarnya daya refleksi FBG setelah melewati sistem interogasi. Persamaan tersebut merupakan persamaan yang kompleks sehingga terlalu sulit untuk diselesaikan secara analitik. Untuk itu, metode lain yang bisa dilakukan untuk menyelesaikan persamaan integral (2.38) tersebut adalah dengan menggunakan metode numerik. Beberapa metode numerik yang biasa digunakan untuk menyelesaikan persamaan integral diantaranya metode titik tengah, metode trapesium dan metode simpson. Berikut akan dijelaskan mengenai ketiga jenis metode numerik tersebut.

2.3.2.1 Metode Titik Tengah

Metode titik tengah atau biasa juga disebut dengan metode *rectangle* merupakan suatu metode yang menggunakan deret kotak. Nilai ketinggian dari kotak tersebut ditentukan dari fungsi titik tengahnya. Oleh karena itu, sepanjang interval diskrit, fungsi integral diubah menjadi deret konstan, dan bagian yang berada di bawah konstan tersebut digunakan untuk memperkirakan bagian dari fungsi yang sesungguhnya (Gambar 2.10) . Penyelesaian persamaan integral dengan menggunakan metode titik tengah ditunjukkan pada persamaan (2.40) di bawah.

$$\int_a^b f(x)dx \approx h \sum_{i=0}^{n-1} f\left(\frac{x_i + x_{i+1}}{2}\right) \quad (2.40)$$

Dimana $x_i = a + ih$ untuk $i = 1, 2, \dots, n$, dan $h = (b - a) / n$. a dan b masing-masing merupakan batas bawah dan batas atas integral, sedangkan n merupakan jumlah deret yang digunakan untuk menyelesaikan persamaan integral, misalnya pada ilustrasi Gambar 2.10 di bawah, n memiliki nilai 4.



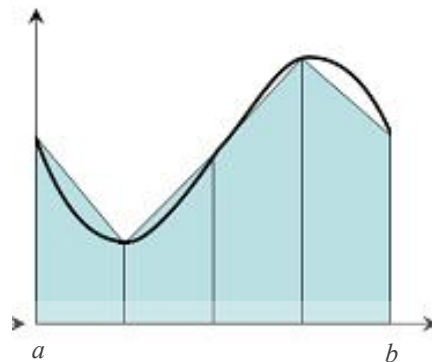
Gambar 2.10 Ilustrasi numerik untuk metode titik tengah (Oswald, 2011)

2.3.2.2 Metode Trapesium

Berbeda dengan metode titik tengah yang menggunakan deret kotak, metode trapesium mendekati fungsi yang sesungguhnya dengan menggunakan deret fungsi linier (Gambar 2.11). Berikut adalah fungsi dari metode trapesium (Chaturvedi, 2010:204).

$$\int_a^b f(x) dx \approx \frac{h}{2} [f(x_0) + f(x_n)] + h \sum_{i=1}^{n-1} f(x_i) \quad (2.41)$$

Dimana $x_i = a + ih$ untuk $i = 1, 2, \dots, n$, dan $h = (b - a) / n$.



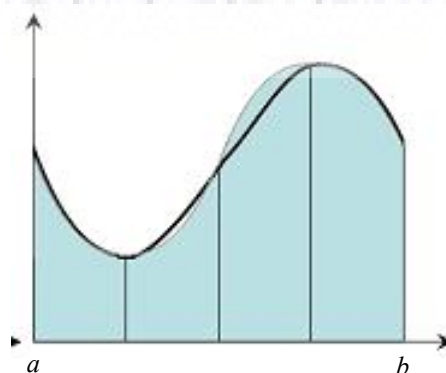
Gambar 2.11 Ilustrasi numerik untuk metode trapesium (Oswald, 2011)

2.3.2.3 Metode Simpson

Metode Simpson menggunakan fungsi kuadrat (parabolik) dalam mendekati fungsi yang sebenarnya, dan area yang berada di bawah fungsi kuadrat tersebut dianggap merupakan perkiraan nilai dari fungsi yang sebenarnya (Gambar 2.12).

$$\int_a^b f(x)dx \approx \frac{h}{3} \left[f(x_0) + 2 \sum_{i=1}^{n/2-1} f(x_{2i}) + 4 \sum_{i=1}^{n/2} f(x_{2i-1}) + f(x_n) \right] \quad (2.42)$$

Dimana $x_i = a + ih$ untuk $i = 1, 2, \dots, n$, dan $h = (b - a) / n$



Gambar 2.12 Penafsiran numerik untuk metode simpson (Oswald, 2011)

Dari ketiga metode numerik seperti yang telah dijelaskan di atas, metode trapesium dipilih untuk digunakan dalam penyelesaian persamaan integral pada optimasi spektrum refleksi FBG kali ini. Metode numerik ini dipilih karena persamaannya yang lebih sederhana dibandingkan dengan 2 lainnya, sehingga dapat mengefektifkan waktu pemodelan. Oswald (2011) juga menyebutkan bahwa alasan utama penggunaan metode trapesium adalah karena metode ini bekerja secara sempurna untuk data yang bersifat diskrit.



BAB 5

PENUTUP

5.1 Simpulan

Sesuai dengan hasil yang diperoleh dalam penelitian, maka didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

- (1) Desain sistem sensor FBG untuk digunakan dalam pemantauan aktivitas jantung dan temperatur tubuh pada pemeriksaan MRI telah dimodelkan dengan memanfaatkan 2 buah FBG. FBG1 dengan $\lambda_{B1} = 1548$ nm digunakan sebagai sensor temperatur dan FBG2 dengan $\lambda_{B2} = 1552$ nm digunakan sebagai sensor temperatur dan regangan akibat tekanan dari tubuh pasien karena detak jantung. Sistem interogasi filter tepi digunakan sebagai interogator dan berfungsi mengonversi perubahan spektrum refleksi FBG menjadi perubahan daya yang kemudian ditangkap oleh detektor. Selain itu, filter tepi juga digunakan agar perubahan temperatur dan regangan yang terjadi memiliki hubungan linier terhadap perubahan dayanya.
- (2) Parameter optimum FBG1 dan FBG2 untuk digunakan pada pemeriksaan MRI adalah panjang 30 mm dan $\bar{\delta}_{neff} = 5 \times 10^{-5}$ yang menghasilkan spektrum dengan reflektivitas 60,9%, *sidelobe level* -20,241 dB dan *bandwidth* 0,21 nm.
- (3) Spesifikasi filter yang digunakan dalam sistem interogasi meliputi nilai batas bawah panjang gelombang filter, yaitu $\lambda_{0F1} = 1547,5$ nm untuk FBG1 dan

$\lambda_{0F2} = 1551,5$ nm untuk FBG2, dengan rentang panjang gelombang filter untuk kedua FBG yaitu sebesar 1 nm. Sumber cahaya yang digunakan yaitu laser dengan panjang gelombang 1550 nm, daya 50 mW dan $FWHM_L = 10$ nm, yang bisa ditemukan dipasaran dengan merk *DenseLight Semiconductors DENLD003* atau *JDS Uniphase CQF935/808 Series*.

- (4) Koefisien sensitivitas sensor FBG terhadap temperatur dan regangan masing-masing adalah $0,0142/^\circ\text{C}$ dan $0,0001/\mu\epsilon$.

5.2 Saran

- (1) Dalam aplikasinya pada MRI, penempatan sistem sensor FBG harus benar-benar diperhatikan sehingga parameter yang akan diukur benar-benar akurat. Untuk mendeteksi aktivitas detak jantung, maka sebaiknya FBG diletakkan diantara matras dan punggung pasien di dekat dada. Sedangkan untuk sensor temperatur, FBG bisa diletakkan dibagian tubuh pasien yang tidak terpengaruh oleh tekanan atau perubahan parameter lain yang bisa mengakibatkan terjadinya perubahan regangan pada FBG.
- (2) Pada detektor sebaiknya diberi rangkaian penguat agar daya yang terdeteksi menjadi lebih besar, sehingga bisa lebih terlihat perubahannya.
- (3) Koefisien sensitivitas sistem sensor FBG bergantung pada banyak variabel seperti koefisien termo optik, koefisien ekspansi termal dan rasio poisson, yang nilainya berbeda untuk tiap material atau bahan yang berbeda (Mishraa *et al.*, 2016). Untuk meningkatkan sensitivitas sistem sensor FBG dapat dilakukan dengan metode *coating* terhadap serat optik dengan material lain

yang disesuaikan dengan parameter yang akan diukur, misalnya material yang memiliki koefisien termo-optik tinggi untuk sensor temperatur, seperti aluminium dan timah dan rasio poisson yang lebih tinggi untuk sensor regangan, seperti karet (0,45 - 0,50) dan perunggu (0,32 - 0,42).



DAFTAR PUSTAKA

- Alwis, L., T. Sun dan K.T.V. Grattan. 2016. [INVITED] Developments in Optical Fibre Sensors for Industrial Applications. *Optics & Laser Technology*, 78: 62–66
- Aprovitola, A. dan Luigi Gallo. 2016. Knee Bone Segmentation from MRI: A Classification and Literature Review. *Biocybern Biomed Eng*
- Bahtiar, A. 2008. *Rekayasa Optik*. Diktat Kuliah. Bandung: Jurusan Fisika FMIPA Universitas Padjadjaran
- Damadian, R. 1971. Biological Ion Exchanger Resins “Molecular Interpretation of Cellular Ion Exchange”. *Biophysical Journal*, 11
- De Jong, M. C., Pim de Graaf, Herve’ J. Brisse, Paolo Galluzzi, Sophia L. Go ¨ricke, Annette C. Moll, Francis L. Munier, Maja Beck Popovic, Alexandre P. Moulin, Stefano Binaghi, Jonas A. Castelijns dan Philippe Maeder. 2015. The Potential of 3T High-Resolution Magnetic Resonance Imaging for Diagnosis, Staging, and Follow-Up of Retinoblastoma. *Survey of ophthalmology xxx, European Retinoblastoma Imaging Collaboration (ERIC)*
- Domenico, A., Caterina Patti, Ludovico La Grutta, Francesco Agnello, Emanuele Grassettonio, Antonino, Mul’ e Giorgio Cannizzaro, Umberto Ficola, Roberto Lagalla Massimo, Midiri Massimo, dan Galia. 2015. Comparison Between Whole-Body MRI with Diffusion-Weighted Imaging and PET/CT in Staging Newly Diagnosed FDG-Avid Lymphomas. *European Journal of Radiology*
- Dziuda, L., Franciszek W. Skibniewski, Mariusz Krej, dan Paulina M. Baran. 2013. Fiber Bragg Grating-Based Sensor for Monitoring Respiration and Heart Activity During MRI Examinations. *Journal of Biomedical Optics*
- Chaturvedi, D. K. 2010. *Modeling and Simulation of System Using Matlab and Simulink*. America: Taylor & Francis Group, an Informa business ISBN: 978-1-4398-0672-2
- Elian, M.M. Mostafa, Enas Ahmed Abdel Gawad, dan Tarek K.H. Fathelbab. 2015. Value of functional MRI in evaluation of patients with suspected prostate cancer. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 46: 1183–1191

- Grattan, K.T.V., dan B.T. Menggit. 2000. *Optical Fiber Sensor Technology "Bragg Grating in Optical Fibers: Fundamentals and Applications"*. Springer Science and Business Meida, ISBN 978-1-4419-4999-8 / 978-1-4757-6079-8
- Hongyao, W.. 2011. Coal Mine DisasterRescue Life Sign Monitoring Technology Based on FBGand AccelerationSensor. *Procedia Engineering*, 26: 2294 – 2300
- Jain, P. Kumar dan Anil Kumar Tiwari. 2014. Heart Monitoring Systems - A Review. *Computers in Biology and Medicine*
- Kashyap, R. (1999). *Fiber Bragg Gratings*. San Diego: Academic Press.
- Kim, H. Rin, Hae Kyoung Jung, Kyung Hee Ko, So Jung Kim, dan Kyong Sik Lee. 2016. Mammography, US, and MRI for Preoperative Prediction of Extensive Intraductal Component of Invasive Breast Cancer: Interobserver Variability and Performances. *Clinical Breast Cancer*
- Lee, B. dan Yoonchan Jeong. 2008. *Interrogation Techniques for Fiber Grating Sensors and the Theory of Fiber Gratings*. Dalam Shizhuo Yin, Paul B. Ruffin dan Francis T. S. Yu. 2008. *Fiber Optic Sensors* (2nd ed.). Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, ISBN 978-1-4200-5365-4
- Mishra, V., Nahar Singh, Umesh Tiwari, dan Pawan Kapur. 2011. Fiber Grating Sensors in Medicine: Current and Emerging Applications. *Sensors and Actuators, A* (167): 279–290
- Mishraa, V., Mukesh Lohar dan Angela Amphawan. 2016. Improvement in Temperature Sensitivity of FBG by Coating of Different Materials. *Optik*, 127: 825–828
- Orii, M., Kumiko Hirata, Takashi Tanimoto, Shingo Ota, Yasutsugu Shiono, Takashi Yamano, Yoshiki Matsuo, Yasushi Ino, Tomoyuki Yamaguchi, Takashi Kubo, Atsushi Tanaka dan Takashi Akasaka. 2015. Comparison of Cardiac MRI and 18F-FDG Positron Emission Tomography Manifestations and Regional Response to Corticosteroid Therapy in Newly Diagnosed Cardiac Sarcoidosis with Complete Heart Block. *Heart Rhythm Society*
- Oswald, D. P., Steven J. Richardson dan Graham Wild. 2011. Numerical Modelling of Interrogation Systems for Optical Fibre Bragg Grating Sensors. *Society of Photo Optical Instrumentation Engineers*, tersedia di <http://ro.ecu.edu.au/ecuworks2011/810>

- Panchava, Vengal Rao, Srimannarayana Kamineni, Sai Shankar Madhuvarasu, Kishore Putha, dan Venkata Reddy Mamidi. 2015. FBG Based High Sensitive Pressure Sensor and Its Low-Cost Interrogation System With Enhanced Resolution. *Photonic Sensors*, 5(4): 321–329
- Park, Y. L., S. Elayaperumal, B. L. Daniel, E. Kaye, K. B. Pauly, R. J. Black, dan M. R. Cutkosky. 2008. MRI-compatible Haptics: Feasibility of using optical fiber Bragg grating strain-sensors to detect deflection of needles in an MRI environment. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, (16): 282.
- Prezzi, D. dan V. Goh. 2015. Rectal Cancer Magnetic Resonance Imaging: Imaging Beyond Morphology. *Clinical Oncology*, xxx: 1-10
- Ren, Liang, Zi-guang Jia, Hong-nan Li dan Gangbing Song. 2014. Design and experimental study on FBG hoop-strain sensor in pipeline monitoring. *Optical Fiber Technology* 20 : 15–23C
- Roriz, P., Lída Carvalho, Orlando Frazao, Jose Luis Santos, dan Jose Antonio Simoes. 2014. From Conventional Sensors to Fiber Optic Sensors for Strain and Force Measurements in Biomechanics Applications: A Review. *Journal of Biomechanics*, 47: 1251–1261
- RS Bethesda Yogyakarta. n.d. Tersedia di [http://bethesda.or.id/pelayanan/71/pemeriksaan_mri_\(magnetic_resonance_imaging\).html](http://bethesda.or.id/pelayanan/71/pemeriksaan_mri_(magnetic_resonance_imaging).html). diakses pada: 30 Agustus 2016
- RS Panti Nirmala Malang. n.d. Tersedia di <http://rspantinirmala.com/component/content/article/9-uncategorised/81-layanan-penunjang-medis>.diakses pada: 30 Agustus 2016
- RS PKU Gombong. n.d. Tersedia di <http://rspkugombong.com/berita-244-mri-radiologi-terbaru-di-rs-pku-muhammadiyah-gombong.html>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- National Hospital Surabaya. n.d. Tersedia di <http://www.national-hospital.com/diagnostic>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- RS Dharmais (*National cancer center*) Jakarta. n.d. Tersedia di <http://www.dharmais.co.id/index.php/mri-dan-petct-scan.html>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- RS Dr. Oen Surakarta. n.d. Tersedia di <http://www.droenska.com/layanan/radiologi>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- RS Husada Jakarta. n.d. Tersedia di <http://www.husada.co.id/index.php/fasilitas/pelayanan-24-jam>. diakses pada: 30 Agustus 2016

- RS Islam Cempaka Putih Jakarta. n.d. Tersedia di <http://www.rsi.co.id/fasilitas/fasilitas-penunjang/62-mri-magnetic-resonance-imaging>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- RS Pelni Jakarta. n.d. Tersedia di http://www.rspelni.co.id/?page_id=346. diakses pada: 30 Agustus 2016
- RS Santo Boromeus Bandung. n.d. Tersedia di <http://www.rsborromeus.com/Informasi/radiologi.html>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- RS Telogorejo Semarang. n.d. Tersedia di <http://www.smc-hospital.com/radiologi/>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- RSU Sanglah Denpasar. n.d. Tersedia di <http://www.sanglahhospitalbali.com/v1/pelayanan.php?ID=84>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- RSUP Dr. Hasan Sadikin Bandung. n.d. Tersedia di <http://web.rshs.or.id/fasilitas/alat-alat-canggih/>. diakses pada: 30 Agustus 2016
- Setiono, A. dan Bambang Widiyatmoko. 2010. Karakterisasi Fiber Bragg Grating Terhadap Suhu Menggunakan Teknik Sapuan Panjang Gelombang Laser. *Prosiding Pertemuan Ilmiah XXIV HFI*
- Setiono, A., Fachrun Nisa, dan Alaik Murtadlo. 2015. Studi Penggunaan Fiber Bragg Grating (FBG) Sebagai Sensor Getaran dengan Modulasi Intensitas Laser Dioda. *Prosiding Pertemuan Ilmiah XXIX HFI Jateng & DIY*, ISSN : 0853-0823
- Silvestri, S., dan Emiliano Schena. 2011. *Optical-Fiber Measurement systems for Medical Applications*. Optoelectronics-Devices and Applications, Prof. P. Predeep (Ed.), ISBN: 978-953-307-576-1, In Tech, Tersedia di <http://www.intechopen.com/books/optoelectronics-devices-and-applications/optical-fibermeasurement-systems-for-medical-applications>
- Stehling, C., N.E. Lanex, M.C. Nevittk, J. Lynchk, C.E. McCullochk dan T.M. Link. 2010. Subjects with Higher Physical Activity Levels Have More Severe Focal Knee Lesions Diagnosed with 3 T MRI: Analysis of A Non-Symptomatic Cohort of The Osteoarthritis Initiative. *Osteoarthritis and Cartilage 18, Osteoarthritis Research Society International*
- Sund-Levander, Märtha.2004. *Measurement and Evaluation of Body Temperature: Implications for Clinical Practice*. Sweden: Department of Medicine and Care, Division of Clinical Physiology, Faculty of Health Sciences, Linköping University, ISBN 91-7373-848-4, ISSN 0345-0082

- Suswati, S. dan Mulyono Notosiswoyo. 2004. Pemanfaatan Magnetic Resonance Imaging (MRI) sebagai Sarana Diagnosa Pasien. *Media Litbang Kesehatan XIV* 3
- Taffoni, F., Domenico Formica, Paola Saccomandi, Giovanni Di Pino, dan Emiliano Schena. 2013. Optical Fiber-Based MR-Compatible Sensors for Medical Applications: An Overview. *Journal of Sensor MDPI*, ISSN: 1424-8220
- Tanaka, Y., M. Ogata, K. Nagashima, H. Agawa, S. Matsuura dan Y. Kumagai. 2010. Experimental Investigation of Optical Fiber Temperature Sensors at Cryogenic Temperature and in High Magnetic Field. *Physica, C* (470)
- Valentin, S., Theresia Licka, Annika Essigbeck, dan James Elliott. 2015. In vivo magnetic resonance imaging features of spinal muscles in the ovine model. *Journal of Orthopaedic Translation*, 6:1-9
- Venghaus, Herbert. 2006. *Wavelength Filters in Fiber Optics*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg ISSN 0342-4111
- Wang, J. Yu, Guang-Dong Song, Xiao-Hui Liu, Chang Wang, dan Tong-Yu Liu. 2011. A High Sensitive Micro-Seismic Fiber Bragg Grating(FBG) Sensor System. *Procedia Engineering*, 26: 765 – 771
- World Health Organization. n.d. *Medical Equipment: Magnetic Resonance Imaging (MRI) Units per Million Population*. http://www.who.int/diagnostic_imaging/collaboration/mripermill_14.jpg?ua=1&ua=1. Diakses pada: 19 Februari 2016
- Wu, Q., Yuliya Semenova, An Sun, Pengfei Wang dan Gerald Farrell. 2010. High Resolution Temperature Insensitive Interrogation Technique for FBG Sensors. *Optics and Laser Technology*, 42: 653-656
- Yin, S., Paul B. Ruffin dan Francis T. S. Yu. 2008. *Fiber Optic Sensors* (2nd ed.). Taylor & Francis Group, LLC ISBN-13: 978-1-4200-5365-4
- Yulianti, I. 2013. *Fiber Bragg Grating Sensor for pH and Humidity Measurement*. Thesis. Malaysia: Universiti Teknologi Malaysia
- Zhao, Y., He Huang dan Qi Wang. 2011. Interrogation Technique Using a Novel Spectra Bandwidth Measurement Method with A Blazed FBG and A Fiber-Optic Array for An FBG Displacement Sensor. *Sensors and Actuators*, A(165): 185–188