



TESIS - TF185471

**ANALISA SENSOR SERAT OPTIK SMS UNTUK
MONITORING PERNAPASAN DAN DETAK
JANTUNG SECARA SIMULTAN PADA MATRAS
CERDAS**

NIZA ROSYDA AMALIA
NRP. 02311850010004

Dosen Pembimbing
Agus Muhamad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D.

Departemen Teknik Fisika
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
2020



TESIS - TF185471

**ANALISA SENSOR SERAT OPTIK SMS UNTUK
MONITORING PERNAPASAN DAN DETAK
JANTUNG SECARA SIMULTAN PADA MATRAS
CERDAS**

NIZA ROSYDA AMALIA
NRP. 02311850010004

Dosen Pembimbing
Agus Muhamad Hatta, S.T, M.Si, Ph.D

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN REKAYASA INSTRUMENTASI INDUSTRI
DEPARTEMEN TEKNIK FISIKA
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

Halaman ini sengaja dikosongkan

LEMBAR PENGESAHAN TESIS

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar

Magister Teknik (MT)

di

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

NIZA ROSYDA AMALIA

NRP: 02311850010004

Tanggal Ujian: 06 Januari 2020

Periode Wisuda: Maret 2020

Disetujui oleh:

Pembimbing:

1. Agus Muhamad Hatta, S.T, M.Si, Ph.D

NIP: 19780902 200312 1 002

Penguji:

2. Prof. Dr. Ir. Sekartedjo, M.Sc

NIP: 19500402 197901 1 001

3. Dr.rer.nat.Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc

NIP: 19671117 199702 1 001

Kepala Departemen Teknik Fisika
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem



Dr. Suyanto, S.T., M.T.

NIP: 19711113 199512 1 002

Halaman ini sengaja dikosongkan

ANALISA SENSOR SERAT OPTIK SMS UNTUK MONITORING PERNAPASAN DAN DETAK JANTUNG SECARA SIMULTAN PADA MATRAS CERDAS

Nama Mahasiswa : Niza Rosyda Amalia
NRP : 02311850010004
Pembimbing : Agus Muhamad Hatta, S.T, M.Si, Ph.D

ABSTRAK

Getaran mekanis pada jantung dan paru-paru menghasilkan *heart sound* dan *lung sound* yang dapat diindera di punggung, sehingga memungkinkan peletakan sensor pada matras. Sensor monitoring pernapasan dan detak jantung secara simultan berbasis serat optik yang telah ada saat ini menggunakan FBG, serat optik multimode, dan serat optik polimer. Pada penelitian ini, dikembangkan sensor monitoring pernapasan dan detak jantung secara simultan menggunakan serat optik singlemode-multimode-singlemode (SMS). Serat optik SMS dipilih karena strukturnya sederhana, fabrikasi yang mudah, dan harganya terjangkau. Penelitian ini terdiri dari dua bagian yaitu simulasi dan eksperimen. Simulasi dilakukan untuk mengetahui respon serat optik jika diberi tekanan yang disebabkan oleh napas dan detak jantung. Tahap eksperimen dilakukan untuk mengetahui unjuk kerja sensor. Hasil simulasi menunjukkan perilaku sensor serat optik jika diberi perubahan tekanan secara periodis akan membentuk pola sinusoidal. Simulasi juga menunjukkan bahwa metode FFT untuk mendapatkan frekuensi puncak menghasilkan jumlah napas dan detak jantung yang sesuai dengan keadaan sebenarnya. Pengujian sensor serat optik dilakukan pada posisi naracoba terlentang di atas matras. Posisi punggung naracoba divariasikan dengan 3 posisi. Variasi posisi bertujuan untuk mengetahui posisi peletakan sensor yang paling sensitif terhadap napas dan detak jantung. Pengujian sensor serat optik terhadap variasi posisi punggung adalah dengan meletakkan sensor serat optik secara melintang dengan konfigurasi lurus di atas matras. Selain variasi posisi, pada penelitian ini divariasikan pula jenis serat optik multimode untuk mendapatkan struktur serat SMS yang paling optimal sebagai sensor pernapasan dan detak jantung. Variasi serat optik multimode yang digunakan adalah step indeks, *graded* indeks, dan *coreless*. Aktivitas paru-paru dan jantung memberikan perubahan tekanan serat optik. Serat optik yang dikenai tekanan akan meregang atau terjadi strain. Adanya strain pada serat optik akan mengubah parameter serat optik dan menyebabkan perubahan penjalaran cahaya sehingga daya keluaran serat optik mengalami perubahan. Daya keluaran dari serat optik diubah dari domain waktu ke domain frekuensi dengan FFT untuk mendapatkan frekuensi puncak. Frekuensi puncak

pada rentang 0,2-0,33 Hz merepresentasikan frekuensi napas normal dan frekuensi puncak pada rentang 1,0-1,67 Hz merepresentasikan frekuensi detak jantung normal. Berdasarkan hasil eksperimen didapatkan pada posisi antara torakal 1-2 dengan serat optik SMS multimode *coreless* merupakan konfigurasi yang paling optimal untuk pengukuran pernapasan dan detak jantung. Pada penelitian ini filter Butterworth orde 6 mereduksi noise lebih baik dibandingkan filter Savitzky-Golay. Kesalahan pengukuran pernapasan sebesar 4,5% sebanding dengan 0,73 bpm dan kesalahan pengukuran detak jantung sebesar 5,3% sebanding dengan 3,85 bpm. Validasi jumlah detak jantung dilakukan dengan membandingkan data hasil pengukuran dengan data hasil dari alat ukur jumlah detak jantung terstandar. Sedangkan validasi jumlah napas dilakukan dengan penghitungan napas secara manual oleh naracoba.

Kata kunci : serat optik, sensor detak jantung, sensor pernapasan, struktur SMS

ANALYSIS OF OPTICAL FIBER SENSOR FOR SIMULTANEOUS MONITORING OF HEART RATE AND BREATH RATE ON SMART BED

By : Niza Rosyda Amalia
Student Identity Number: 02311850010004
Supervisor : Agus Muhamad Hatta, S.T, M.Si, Ph.D

ABSTRACT

The mechanical vibration of heart and lungs produce sounds called heart sound and lung sound. This mechanical vibration can be sensed in the back, thus it is possible to put the sensor on the mat. Research in simultaneous breath and heart rate monitoring sensors based on optical fibers that has been done before were using FBG , multimode fiber, and polymer optical fiber. While in this research we used singlemode-multimode-singlemode (SMS) fiber structure. The SMS optical fiber structure was chosen due to its simple structure, the ease of fabrication, and low cost. In this research there is simulation and experiment section. The simulation result show that the output of fiber sensor has sinusoidal pattern when periodical pressure is applied. The simulation also show that the FFT method to obtain heart rate and breath rate agree with heart rate and breath rate in real condition. In this research, the subject is asked to lie down on the mat. The back position of the subject is varied on 3 positions. This variation is used to determine the most sensitive position to heart and breath rate. Beside the variation of position, this research also varied the multimode fiber section of SMS in order to obtain the optimum SMS fiber structure for simultaneous heart and breath rate sensor. The multimode fiber section is varied with multimode step index, graded index, and coreless. The breathing activity and the heart beat will give periodical pressure on optical fiber. The pressure that applied causes strain on optical fiber. Strain that occur in optical fiber causes the change of light propagation inside the optical fiber and this change lead to the change of optical power output. The optical power output from sensor in time domain is transformed into frequency domain using FFT, to obtain peak frequency. The normal heart rate frequency is represented by the peak frequency in range 0.2-0.33 Hz and the normal breath rate frequency is represented by the peak frequency in range 1.0-1.67 Hz. Based on the experiment, it show that the position between 1st-2nd thoracal with coreless multimode fiber section is the most optimal configuration for the measurement of breath and heart rate. In this research, the sixth order Butterworth filter reduce noise better, compared to Savitzky-Golay filter. The *relative error* of breath rate is 4.5% equal to 0.73 bpm and the *relative error* of heart rate is 5.3% equal to 3.85 bpm. Validation of heart

rate is done by comparing the measurement data with the data that obtain from a standard heart rate measurement device. While validating the number of breaths is done by counting the breaths manually by the subject.

Key words : breath sensor, heart rate sensor, optical fiber sensor, SMS fiber structure

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji syukur atas karunia Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya, serta shalawat dan salam kepada junjungan kita Nabi Muhammad SAW, atas terselesaikannya tesis dengan judul “*Analisa Sensor Serat Optik SMS untuk Monitoring Pernapasan dan Detak Jantung Secara Simultan pada Matras Cerdas*”.

Berbagai motivasi dan bantuan materil maupun non-materil telah diterima penulis selama melaksanakan Tesis. Dalam kesempatan ini penulis ingin mengucapkan terima kasih terutama kepada:

1. Bapak Dr. Suyanto, S.T, M.T selaku Kepala Departemen Teknik Fisika
2. Bapak Agus Muhammad Hatta, S.T, M.Si, Ph.D selaku pembimbing tesis ini yang telah dengan ikhlas dan sabar dalam membimbing serta memberi pengarahan secara intensif dalam pengerjaan tesis sehingga tesis ini dapat terselesaikan dengan baik.
3. Bapak Dr. rer. nat. Ir. Aulia M.T. Nasution., M.Sc selaku Kepala Prodi Pascasarjana Teknik Fisika sekaligus penguji yang telah bersedia memberikan kritik dan masukan sehingga laporan ini dapat terselesaikan dengan baik.
4. Bapak Prof. Dr. Ir. Sekartedjo, M.Sc selaku Kepala Laboratorium Rekayasa Fotonika sekaligus penguji yang telah bersedia memberikan kritik dan saran sehingga laporan ini dapat terselesaikan dengan baik.
5. Bapak Dr. Dhany Arifianto, S.T., M.Eng selaku dosen wali yang telah memberikan motivasi dan bimbingan selama penulis menempuh pendidikan pascasarjana.
6. Kedua orang tua dan saudara-saudara yang senantiasa memberikan dukungan dan bantuan secara moril, materil, maupun spiritual.
7. Seluruh Dosen dan karyawan Pascasarjana Teknik Fisika FTI ITS.
8. Ika Puspita, Rinda Nur Hidayati, Murti Marinah, dan teman-teman yang telah bersedia meluangkan waktunya untuk berdiskusi serta memeberi motivasi demi terselesaikannya tesis ini.

9. Seluruh teman-teman angkatan 2018 Pascasarjana Teknik Fisika FTI ITS.
10. Seluruh teman-teman pengurus laboratorium rekayasa fotonika.
11. Seluruh naracoba yang telah meluangkan waktu untuk membantu terselesaikannya tesis ini.
12. Dan semua pihak yang turut membantu dan memperlancar tesis ini, yang tidak dapat penulis sebutkan satu per-satu.

Penulis sepenuhnya menyadari bahwa laporan tesis ini tidak sempurna. Sehingga kritik dan saran yang membangun untuk kesempurnaan laporan tesis ini sangat diharapkan oleh penulis. Dan semoga laporan tesis ini dapat memberikan manfaat bagi pembaca.

Surabaya, Januari 2020

Penulis

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN TESIS	Error! Bookmark not defined.
ABSTRAK	v
<i>ABSTRACT</i>	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	4
1.3 Tujuan Penelitian	4
1.4 Batasan Masalah	4
1.5 Manfaat Penelitian	4
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI	5
2.1 Kajian Pustaka	5
2.1.1 Deteksi Pernapasan dan Detak Jantung	5
2.1.2 Perkembangan <i>Smart Bed</i>	7
2.1.3 Perkembangan Penelitian Sensor Pernapasan dan Detak Jantung Berbasis Serat Optik	8
2.1.4 Prinsip Pengukuran Pernapasan dan Detak Jantung Berbasis Serat Optik	10
2.2 Dasar Teori	11
2.2.1 Serat Optik	11
2.2.2 Serat Optik <i>Singlemode-Multimode-Singlemode</i>	15

2.2.3 Karakteristik Sensor	17
BAB 3 METODE PENELITIAN	19
3.1 Skema Prinsip Monitoring Pernapasan dan Detak Jantung	19
3.2 Prosedur Penelitian.....	20
3.2.1 Studi Literatur	21
3.2.2 Perancangan Sensor	21
3.2.3 Simulasi Sensor.....	21
3.2.4 Pembuatan Sensor	23
3.2.5 Pengujian Serat Optik SMS	24
3.2.6 Pengambilan Data	24
3.2.7 Pengolahan Data	26
3.2.8 Analisa Data dan Karakteristik Sensor	27
3.2.9 Penulisan Laporan.....	27
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN	29
4.1 Hasil Simulasi	29
4.1.1 Simulasi Pernapasan.....	29
4.1.2 Simulasi perubahan beban.....	31
4.1.3 Simulasi perubahan loss	32
4.2 Analisa Karakteristik Sensor pada Variasi Jenis Serat Optik Multimode ...	34
4.3 Analisa Karakteristik Serat Optik SMS Sebagai Sensor Detak Jantung dan Pernapasan Secara Simultan	42
4.4 Analisa Karakteristik Sensor pada Variasi Jenis Filter.....	43
4.5 Analisa Karakteristik Serat Optik SMS untuk Monitoring Detak Jantung dan Pernapasan Secara Simultan	48
4.5.1 Monitoring Detak Jantung dan Pernapasan Secara Simultan Pada 1 Naracoba	48

4.5.2 Monitoring Detak Jantung dan Pernapasan Secara Simultan pada 13 Naracoba.....	51
BAB 5_KESIMPULAN DAN SARAN.....	55
5.1 Kesimpulan.....	55
5.2 Saran.....	55
DAFTAR PUSTAKA	xix
LAMPIRAN	

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Sinyal PQRST (Cyberphysics, 2019).....	6
Gambar 2.2 Heart sound (Varghees & Ramachandran, 2014).....	7
Gambar 2.3 Ilustrasi smart bed menggunakan geophone (Bonde et al., 2017)	8
Gambar 2.4 Ilustrasi serat optik microbending pada bahan tekstil (Yang et al., 2015)	9
Gambar 2.5 Konfigurasi dual microbenders (Zhang et al., 2018)	10
Gambar 2.6 Penampang melintang serat optik	12
Gambar 2.7 Penampang serat optik (Senior & Jamro, 2009)	13
Gambar 2.8 Numerical Apperture (Krohn, MacDougall, & Mendez, 2014).....	13
Gambar 2.9 Profil perambatan cahaya dalam serat optik (a) Multimode step index (b) Singlemode (c) Multimode graded index (Senior & Jamro, 2009)	14
Gambar 2. 10 Serat optik berstruktur SMS.....	15
Gambar 2.11 Perambatan cahaya pada serat optik multimode (Wang, 2008)	16
Gambar 3.1 Ilustrasi monitoring pernapasan dan detak jantung berbasis serat optik	19
Gambar 3.2 Skema prinsip monitoring pernapasan dan detak jantung.....	19
Gambar 3.3 Diagram alir penelitian.....	20
Gambar 3.4 Skema model mekanis pernapasan (Herman, 2007)	22
Gambar 3.5 Ilustrasi posisi sensor terhadap punggung naracoba	25
Gambar 3.6 Ilustrasi tulang belakang manusia (Netter, 2006).....	25
Gambar 3.7 Ilustrasi set-up eksperimen.....	26
Gambar 3.8 Skema pengolahan data sensor metode FFT	27
Gambar 4.1 Simulink model pernapasan	30
Gambar 4.2 Respon dinamik model mekanis pernapasan	30
Gambar 4.3 Fungsi periodik perubahan beban pada pernapasan dan detak jantung	31
Gambar 4.4 Simulasi loss serat optik SMS yang disebabkan oleh pernapasan dan detak jantung.....	32
Gambar 4.5 Sinyal detak jantung yang tercampur dengan sinyal pernapasan.....	33
Gambar 4.6 Plot frekuensi pada rentang frekuensi pernapasan	33

Gambar 4.7 Plot frekuensi pada rentang frekuensi jantung.....	34
Gambar 4.8 Respon daya keluaran sensor terhadap waktu pada pengujian sensor SMS dengan MMF coreless	35
Gambar 4.9 Respon frekuensi napas pada posisi punggung terhadap sensor diantara torakal 3-4 pada SMS dengan MMF coreless	36
Gambar 4.10 Respon daya keluaran sensor terhadap waktu pada pengujian sensor SMS dengan MMF step indeks	38
Gambar 4. 11 Respon frekuensi jantung pada posisi punggung terhadap sensor diantara torakal 3-4 pada SMS dengan MMF step indeks	38
Gambar 4.12 Respon daya keluaran sensor terhadap waktu pada pengujian sensor SMS dengan MMF graded indeks.....	40
Gambar 4.13 Respon frekuensi jantung pada posisi punggung terhadap sensor diantara torakal 2-3 pada SMS dengan MMF graded indeks.....	40
Gambar 4.14 Respon frekuensi sebelum difilter	44
Gambar 4.15 Respon frekuensi yang telah difilter dengan filter Butterworth	45
Gambar 4.16 Respon frekuensi yang telah difilter dengan filter S-Golay	45
Gambar 4.17 Plot respon frekuensi pada monitoring detak jantung selama 30 detik	48
Gambar 4.18 Plot respon frekuensi pada monitoring detak jantung selama 1 menit	49
Gambar 4.19 Plot respon frekuensi pada monitoring detak jantung selama 5 menit	50
Gambar 4.20 Plot respon frekuensi pada monitoring detak jantung selama 15 menit	50

DAFTAR TABEL

Tabel 4. 1 <i>Relative error</i> pada pengujian sensor detak jantung dengan MMF coreless	37
Tabel 4. 2 <i>Relative error</i> pada pengujian sensor napas dengan MMF coreless....	37
Tabel 4. 3 <i>Relative error</i> pada pengujian sensor detak jantung dengan MMF step indeks	38
Tabel 4. 4 <i>Relative error</i> pada pengujian sensor napas dengan MMF step indeks	39
Tabel 4.5 <i>Relative error</i> pada pengujian sensor detak jantung dengan MMF graded indeks	41
Tabel 4.6 <i>Relative error</i> pada pengujian sensor napas dengan MMF graded indeks	41
Tabel 4.7 <i>Error</i> rata-rata pengukuran detak jantung dan napas secara simultan ..	43
Tabel 4.8 Hasil <i>error relative</i> tanpa filter	46
Tabel 4.9 Hasil <i>error relative</i> dengan filter Butterworth.....	46
Tabel 4.10 Hasil <i>error relative</i> dengan filter S-Golay	47
Tabel 4.11 Hasil monitoring detak jantung pada 13 naracoba.....	51
Tabel 4.12 Hasil monitoring pernapasan pada 13 naracoba	52
Tabel 4.13 Perbandingan hasil penelitian ini dengan penelitian sebelumnya.....	53

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penelitian tentang monitoring kualitas tidur saat ini cukup menjadi perhatian. Parameter yang dimonitor diantaranya adalah pernapasan dan detak jantung. Informasi dari kedua tanda vital ini dapat digunakan oleh paramedis untuk mengevaluasi kondisi fisiologis dari pasien. Diagnosa kondisi abnormal jantung dan paru-paru, seperti gagal jantung, stroke, dan gagal napas dapat diidentifikasi melalui informasi monitoring dua tanda vital tersebut. Monitoring pernapasan dan detak jantung dibutuhkan oleh pasien-pasien tertentu seperti pada bayi, anak-anak, disabilitas, pasien yang dibius, kondisi kritis, dan pasien yang tidak mampu berkomunikasi atau menekan tombol alarm.

Heart sound dan *lung sound* adalah sinyal *bio-sound* (Nersisson & Noel, 2016). Sinyal *bio-sound* ini dihasilkan sebagai respon dari adanya getaran mekanis yang dihasilkan oleh organ tubuh (Cheema & Singh, 2013). *Heart sound* disebabkan oleh aktivitas buka-tutup katup jantung dan aliran turbulen dari darah. *Lung sound* disebabkan oleh aliran udara yang keluar-masuk paru-paru. Getaran mekanis dari dua sinyal *bio-sound* ini dapat diindera di punggung, sehingga memungkinkan peletakan sensor pada matras.

Beberapa tahun terakhir telah banyak berkembang penelitian tentang monitoring pernapasan dan detak jantung yang menyatu dengan matras dan dikenal sebagai *smart bed*. Penelitian tentang peralatan untuk monitoring pernapasan dilakukan oleh (Liu et al., 2015) yang merancang BreathSens yaitu matras yang berisi sensor tekanan berupa piezoelektrik. Dua tahun kemudian dilakukan penelitian oleh (Bonde, Wang, & Howard, 2017) menggunakan *geophone* sebagai sensor. *Geophone* digunakan untuk mengindera getaran yang dihasilkan oleh tubuh yang disebabkan oleh adanya pernapasan dan detak jantung. Kemudian Beddit Sleep Monitor yang dikembangkan oleh (Apple Inc, 2019) menggunakan material piezoelektrik sebagai sensor untuk mengindera pernapasan dan detak jantung.

Sensor pada *smart bed* yang telah ada sebelumnya berbasis elektrik sama halnya dengan EKG. Permasalahan pada sensor berbasis elektrik yang rentan digunakan bersamaan dengan MRI dapat diatasi dengan sensor serat optik. Sensor serat optik telah banyak dimanfaatkan diantaranya sebagai sensor mekanik dan kimia. Salah satu sensor mekanik berbasis serat optik adalah sensor yang digunakan untuk mendeteksi retakan pada balok beton (Luo et al., 2016) menggunakan serat optik polimer dengan konfigurasi *tapered fiber*. Pemanfaatan serat optik sebagai sensor kimia salah satunya adalah sebagai sensor alkohol (Morisawa & Muto, 2012) menggunakan serat optik polimer yang dilapisi resin novolac dan *polyvinylidene fluoride* (PVDF) untuk mengetahui konsentrasi alkohol pada minuman keras.

Dalam kurun waktu beberapa tahun terakhir, telah berkembang sensor biomedis untuk monitoring ritme pernapasan dan detak jantung secara simultan berbasis serat optik. Perkembangan ini didukung oleh beberapa keunggulan dari sensor serat optik. Sensor serat optik tidak mudah terpengaruh oleh medan elektromagnetik, sehingga dapat digunakan bersamaan dengan MRI, tanpa memengaruhi kualitas citra yang akan dihasilkan oleh MRI. Selain itu, sensor serat optik menawarkan monitoring tanda vital yang bersifat *non-intrusive*. Sensor serat optik tidak memerlukan kontak langsung dengan kulit pasien. Sehingga mampu meningkatkan kenyamanan pasien, tidak menimbulkan iritasi kulit, dan lebih mudah dalam pengoperasiannya.

Penelitian sensor serat optik untuk monitoring ritme pernapasan dan detak jantung secara simultan telah dilakukan oleh (Yang et al., 2015) dengan menggunakan serat optik *multimode graded index*. Peneliti memanfaatkan prinsip sensor serat optik *microbending*. Pada tahun yang sama (Krej & Skibniewski, 2015) melakukan penelitian deteksi detak jantung dari sensor tanda vital berbasis serat optik dengan menggunakan FBG (*fiber Bragg gratings*). Sensor FBG dilekatkan pada sebuah papan elastis sebagai medium penghantar getaran dari tubuh pasien yang akan diubah menjadi strain dan diindera oleh sensor FBG. Monitoring tanda vital menggunakan FBG juga dilakukan oleh (Presti, Massaroni, & Formica, 2017). Pada penelitian ini FBG sepanjang 1.5 cm diposisikan pada 12 titik di bagian dada-

perut. Serat optik direkatkan pada material tekstil elastis. Penelitian sensor monitoring tanda vital tidak hanya diperuntukkan bagi dewasa dan orang tua saja, penelitian sensor monitoring tanda vital untuk bayi yang berumur 0 sampai 12 bulan telah dilakukan oleh (Zhang, Chen, & Hee, 2018). Zhang dkk menggunakan serat optik *multimode* yang diapit oleh sepasang *microbenders*.

Sensor serat optik *multimode* yang diapit dengan *microbenders* dan sensor FBG (Krej & Skibniewski, 2015; Presti et al., 2017; Yang et al., 2015; Zhang et al., 2018) menghasilkan sensor dengan tingkat kesalahan yang rendah. Namun fabrikasi sensor serat optik dengan *microbender* cukup kompleks, sedangkan FBG membutuhkan biaya yang besar.

Saat ini perkembangan sensor serat optik telah mengarah pada serat optik berstruktur *singlemode-multimode-singlemode* (SMS). Serat optik SMS adalah salah satu modifikasi dari sensor serat optik yang telah banyak digunakan, diantaranya digunakan sebagai sensor kelembaban (An, Zhao, Jin, & Shen, 2013), sensor suhu (Kumar, Kumar, & Mani, 2014), dan sensor getaran (Zhao, Li, Meng, & Zhao, 2014). Serat optik berstruktur *singlemode-multimode-singlemode* banyak digunakan karena memiliki keunggulan yaitu sensitivitasnya tinggi, fabrikasinya mudah, dan murah.

Penelitian matras cerdas berbasis serat optik sebelumnya telah dilakukan oleh (Suraya & Hatta, 2018). Penelitian tersebut menggunakan serat optik berstruktur *singlemode-multimode-singlemode* (SMS) sebagai sensor pernapasan, dengan meletakkan serat optik di atas matras. Pada penelitian ini divariasikan posisi peletakan sensor pada pusat punggung, daerah torakal, dan punggung kiri atas, serta divariasikan pula panjang serat *multimode* sebesar 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm, dan 40 cm. Diperoleh posisi peletakan sensor terbaik adalah pada pusat punggung dengan panjang serat *multimode* 20 cm.

Sensor ritme pernapasan dan detak jantung secara simultan dengan menggunakan serat optik berstruktur SMS belum pernah dilakukan. Oleh karena itu peneliti mengusulkan sensor pernapasan dan detak jantung secara simultan berbasis serat optik SMS pada matras cerdas. Hal yang melatarbelakangi adalah sensor serat

optik SMS menghasilkan sensitivitas tinggi, sistemnya yang sederhana dan tidak kompleks, serta kemudahan dalam pembuatan sensor.

1.2 Perumusan Masalah

Perumusan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh aktivitas fisiologis pernapasan dan detak jantung terhadap daya optik serat optik SMS?
2. Bagaimana unjuk kerja serat optik SMS sebagai sensor pernapasan dan detak jantung secara simultan?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dalam penelitian ini berdasarkan perumusan masalah adalah sebagai berikut:

1. Menganalisa pengaruh aktivitas fisiologis pernapasan dan detak jantung terhadap daya optik serat optik SMS.
2. Menganalisa unjuk kerja serat optik SMS sebagai sensor pernapasan dan detak jantung secara simultan.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Panjang serat optik *multimode* adalah 20 cm.
2. Konfigurasi serat optik *singlemode-multimode-singlemode* adalah lurus.
3. Panjang gelombang sumber cahaya adalah 1550 nm.
4. Pengujian sensor dilakukan dengan posisi naracoba telentang.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian sensor detak jantung dan pernapasan berbasis serat optik dapat diaplikasikan di bidang medis sebagai alat monitoring tanda vital. Sensor ini bersifat noninvasif-nonintrusif dan sederhana dengan biaya rendah, sehingga kedepannya dapat digunakan sebagai pengganti sensor tanda vital yang telah ada sebelumnya. Penelitian ini diharapkan dapat menjadi acuan untuk pengembangan sensor hingga dapat diaplikasikan.

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

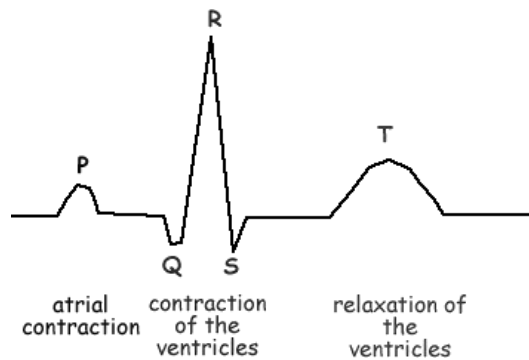
2.1 Kajian Pustaka

2.1.1 Deteksi Pernapasan dan Detak Jantung

Detak jantung atau *heart rate* adalah berapa kali jumlah jantung berdetak dalam satu menit yang dinyatakan dalam satuan bpm (*beat per minute*). Jumlah detak jantung setiap orang akan berbeda-beda serta bergantung dengan kondisi masing-masing. Pada kondisi istirahat jumlah detak jantung akan lebih rendah dibandingkan dengan setelah berolah raga atau kelelahan. Saat kondisi istirahat jumlah detak jantung normal pada anak-anak usia 6 sampai 15 tahun adalah 70-100 bpm (Cleaveland Clinic, 2019) dan dewasa adalah 60-100 bpm (John Hopkins, 2019). Pernapasan dinyatakan dalam bpm (*beat per minute*) yang berarti jumlah napas siklus inspirasi-ekspirasi dalam satu menit. Sama halnya seperti detak jantung, pernapasan setiap orang berbeda-beda dan bergantung pada kondisi orang tersebut. Pada kondisi istirahat jumlah napas normal adalah 12-25 bpm (Cleaveland Clinic, 2019).

Pernapasan dan detak jantung adalah dua diantara empat tanda vital yang perlu dimonitoring oleh profesional kesehatan terutama pada kondisi pasien yang kritis. Namun pada kenyataannya pernapasan jarang dimonitoring, meskipun dari informasi pernapasan dapat menunjukkan informasi penyakit serius, seperti gagal jantung (Cretikos, Bellomo, Hillman, Chen, & Finfer, 2008).

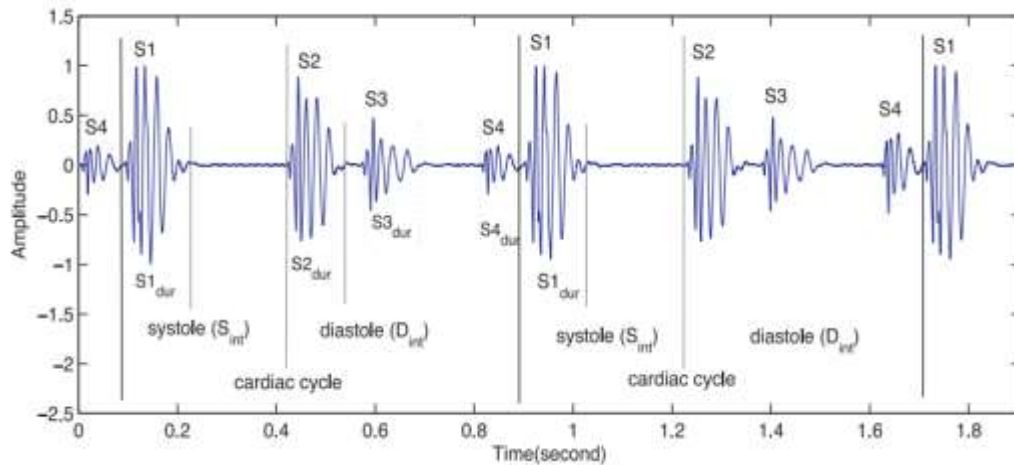
Pada umumnya perangkat yang digunakan untuk monitoring detak jantung adalah elektrokardiograf (EKG). EKG merekam aktivitas listrik jantung menggunakan elektroda yang dilekatkan pada kulit subjek. Prinsip kerja EKG adalah mengukur perbedaan potensial listrik pada tubuh yang disebabkan oleh aktivitas jantung (Permana, Sanjaya, & Aliah, 2015). EKG menampilkan satu siklus detak jantung dalam bentuk gelombang yang dikenal sebagai gelombang PQRST.



Gambar 2.1 Sinyal PQRST (Cyberphysics, 2019)

Auscultation adalah analisa suara yang dihasilkan oleh organ-organ tubuh yang disebabkan oleh adanya getaran mekanis yang dihasilkan oleh organ (Cheema & Singh, 2013), seperti paru-paru yang menghasilkan *lung sound* dan jantung yang menghasilkan *heart sound*. Pada pernapasan dikenal dengan istilah *lung sound*, sedangkan pada detak jantung dikenal dengan *heart sound*. *Lung sound* dihasilkan oleh aliran udara sepanjang jalan udara selama siklus inspirasi dan ekspirasi. Sedangkan *heart sound* dihasilkan oleh adanya aliran turbulen pada darah. Turbulensi darah disebabkan oleh kontraksi dan relaksasi katup-katup jantung, kontraksi dan relaksasi ini akan menghasilkan getaran mekanis yang dapat merambat hingga ke permukaan dada (Cheema & Singh, 2013). *Heart sound* juga dihasilkan oleh *heart murmurs* yang disebabkan oleh turbulensi aliran darah pada pembuluh darah sehingga menghasilkan getaran mekanis (Nersisson & Noel, 2016).

Informasi sinyal *heart sound* disebut sebagai *phonocardiography* (PCG) (Cheema & Singh, 2013). PCG terdiri dari rekaman suara akustik dan *murmurs* yang dihasilkan oleh aktivitas mekanik katup-katup jantung (Varghees & Ramachandran, 2014). Pada PCG dalam satu siklus jantung digambarkan oleh suara pertama (S1) pada fase sistol dan suara kedua (S2) pada fase diastol (Castro, Vinhoza, Mattos, & Coimbra, 2013).



Gambar 2.2 *Heart sound* (Varghees & Ramachandran, 2014)

2.1.2 Perkembangan *Smart Bed*

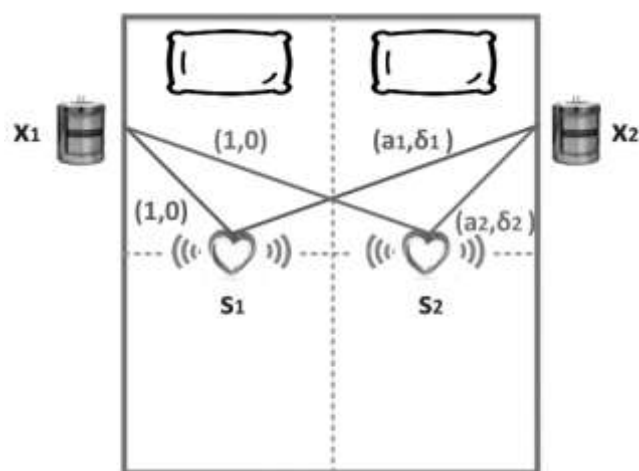
Seiring dengan perkembangan teknologi sensor, para peneliti mengembangkan sensor yang bersifat *non-intrusive* sehingga dapat meningkatkan kenyamanan pengguna sensor. *Smart bed* hadir sebagai solusi untuk memonitoring tidur seseorang secara *non-invasive*. Informasi yang dapat diperoleh dari *smart bed* diantaranya adalah jumlah napas dan detak jantung.

Penelitian *smart bed* untuk monitoring pernapasan dilakukan oleh (Liu et al., 2015) menggunakan material piezoelektrik sebagai sensor. *Smart bed* pada penelitian ini disebut sebagai *BreathSens*. *BreathSens* adalah matras yang berisi sensor tekanan berupa piezoelektrik. Hasil dari penelitian ini adalah monitoring pernapasan dapat dilakukan dengan berbagai macam variasi sikap tidur.

Penelitian *smart bed* untuk monitoring pernapasan dan detak jantung secara simultan dilakukan oleh (Bonde et al., 2017) menggunakan *geophone* sebagai sensor. *Geophone* dapat mengubah getaran menjadi besaran listrik berupa tegangan. Getaran yang diindera adalah getaran yang dihasilkan oleh tubuh yang disebabkan oleh pernapasan dan detak jantung. Pada penelitian ini, sensor dapat mengindera dua subjek sekaligus yang berada di atas satu matras.

Saat ini tersedia sensor untuk monitoring pernapasan dan detak jantung secara simultan yang telah dikomersilkan yaitu *Beddit Sleep Monitor*. *Beddit Sleep*

Monitor yang diproduksi oleh (Apple Inc, 2019) adalah perangkat yang digunakan untuk monitoring tidur. Perangkat ini dapat menyediakan beberapa informasi diantaranya waktu mulai tidur, waktu yang digunakan untuk tidur, waktu mendengkur, pengukuran detak jantung (rata-rata, terendah, dan tertinggi), pengukuran pernapasan rata-rata, dan efisiensi tidur. Sensor Beddit Sleep Monitor mengindra pernapasan dan detak jantung menggunakan piezoelektrik.



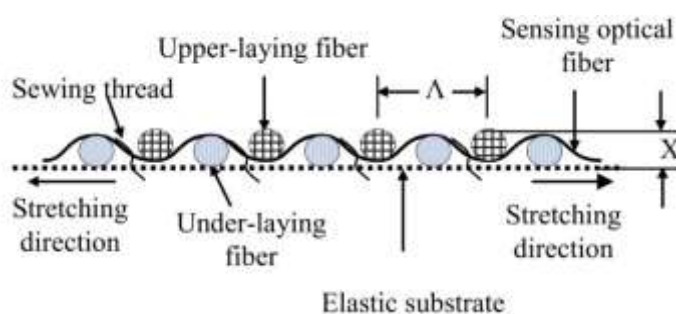
Gambar 2.3 Ilustrasi *smart bed* menggunakan *geophone* (Bonde et al., 2017)

2.1.3 Perkembangan Penelitian Sensor Pernapasan dan Detak Jantung Berbasis Serat Optik

Beberapa tahun terakhir, telah berkembang sensor untuk monitoring pernapasan dan detak jantung secara simultan berbasis serat optik. Perkembangan ini didukung oleh keunggulan-keunggulan yang ditawarkan oleh sensor serat optik. Sensor serat optik tidak terpengaruh oleh medan elektromagnetik, sehingga dapat digunakan bersamaan dengan MRI, tanpa memengaruhi kualitas citra yang akan dihasilkan oleh MRI. Selain itu, sensor serat optik menawarkan monitoring tanda vital yang bersifat *non-intrusive*. Sensor serat optik tidak memerlukan kontak langsung dengan kulit pasien. Sehingga mampu meningkatkan kenyamanan pasien, tidak menimbulkan iritasi kulit, dan lebih mudah dalam pengoperasiannya.

Penelitian sensor serat optik untuk monitoring pernapasan dan detak jantung secara simultan telah dilakukan oleh (Yang et al., 2015) dengan menggunakan serat optik *multimode graded index* sepanjang 50 cm yang dilekatkan

pada bahan tekstil elastis. Pada penelitian ini, peneliti memanfaatkan prinsip sensor serat optik *microbending*. Serat optik yang dilekatkan pada bahan tekstil membentuk pola sinusoidal dan diapit oleh *micro-bender* pada bagian atas dan bawah serat optik. Filter Butterworth digunakan untuk mengekstraksi sinyal pernapasan dan detak jantung. Hasil dari penelitian tersebut adalah diperoleh sensitivitas yang tinggi, kesalahan pengukuran dibandingkan divais komersial sebesar ± 2 bpm, dan dapat digunakan sebagai peralatan monitoring tanda vital dengan posisi berdiri atau duduk.

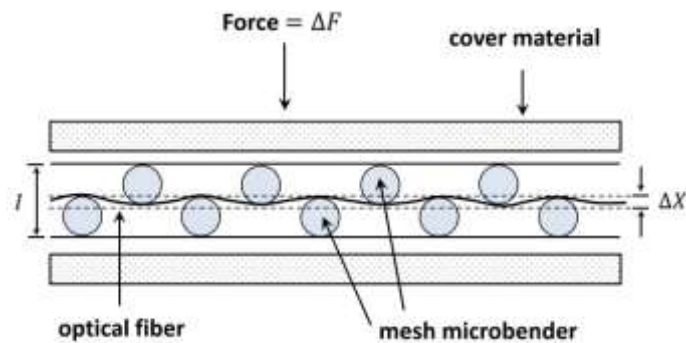


Gambar 2.4 Ilustrasi serat optik *microbending* pada bahan tekstil (Yang et al., 2015)

Pada tahun yang sama (Krej & Skibniewski, 2015) melakukan penelitian deteksi detak jantung dari sensor tanda vital berbasis serat optik dengan menggunakan FBG (*fiber Bragg gratings*). Sensor FBG dilekatkan pada sebuah papan elastis sebagai medium penghantar vibrasi dari tubuh pasien yang akan diubah menjadi strain dan diindera oleh sensor FBG. *Band-pass* filter, fungsi kuadratik, dan *low-pass* filter digunakan untuk mendeteksi detak jantung dari sinyal yang dihasilkan. Hasil dari penelitian ini adalah mampu menganalisa sinyal secara *semi-real-time* dan *root-mean-square error* tidak lebih dari 6 bpm.

Monitoring tanda vital menggunakan FBG juga dilakukan oleh (Presti et al., 2017). Pada penelitian ini FBG sepanjang 1,5 cm diposisikan pada 12 titik di bagian dada-perut. Serat optik direkatkan pada material tekstil elastis. Ekstraksi sinyal detak jantung dari sinyal pernapasan dilakukan dengan mengurangi sinyal asli dengan sinyal yang telah di-*fitting* Fourier orde ketiga. Hasil dari penelitian ini menunjukkan pada bagian punggung di tulang rusuk kiri ke 8 dan ke 9 menghasilkan sinyal yang paling banyak dipengaruhi oleh detak jantung.

Penelitian sensor monitoring tanda vital tidak hanya diperuntukkan bagi dewasa dan orang tua saja, penelitian sensor monitoring tanda vital untuk bayi yang berumur 0 sampai 12 bulan telah dilakukan oleh (Zhang et al., 2018). Zhang dkk menggunakan serat optik *multimode graded index* yang diapit oleh *dual microbenders*. Hasil dari penelitian ini menunjukkan sensor dapat mengindera detak jantung bayi dengan berat badan sampai serendah 2.5 kg.



Gambar 2.5 Konfigurasi *dual microbenders* (Zhang et al., 2018)

Selain menggunakan serat optik silika, sensor monitoring tanda vital juga dapat dibuat dengan menggunakan serat optik polimer. Penelitian tentang ini telah dilakukan oleh (Leal-junior, Díaz, Leitão, José, & Marques, 2019) yang merekatkan serat optik polimer pada suatu pita elastis. Serat optik dibentuk sinusoidal bertujuan untuk mendapatkan hasil respon yang lebih sensitif. Hasil dari penelitian ini menunjukkan sensor memiliki fleksibilitas yang tinggi, dan dengan tingkat kesalahan detak jantung dan pernapasan masing-masing pengukuran adalah 4 bpm dan 2 bpm.

2.1.4 Prinsip Pengukuran Pernapasan dan Detak Jantung Berbasis Serat Optik

Naracoba dengan beban tertentu akan memberikan tekanan pada serat optik. Serat optik yang tertekan oleh beban menyebabkan strain, sehingga terjadi deformasi serat optik. Jari-jari serat optik berubah karena terdeformasi dan menyebabkan terjadi perubahan perambatan cahaya dalam serat optik. Sensor pernapasan dan detak jantung menyebabkan perubahan tekanan pada serat optik.

Perubahan tekanan disebabkan oleh siklus inspirasi-ekspirasi pada pernapasan dan detak jantung.

Sensor pernapasan dan detak jantung secara simultan menggunakan serat optik SMS. Struktur serat SMS memanfaatkan fenomena interferensi *multimode*. Saat jari-jari serat optik berubah karena adanya perubahan tekanan maka pola interferensi juga berubah. Perubahan pola interferensi akan menyebabkan perbedaan daya keluaran serat optik. Saat proses ekspirasi volume paru-paru mengecil dan tekanan membesar sehingga daya keluaran serat optik menurun. Saat proses inspirasi volume paru-paru membesar dan tekanan mengecil, sehingga daya keluaran serat optik meningkat.

Pengukuran pernapasan dan detak jantung secara simultan menggunakan serat optik dapat dilakukan dengan mengekstrak informasi frekuensinya. Dua tanda vital tersebut memiliki frekuensi yang berbeda, sehingga informasi pernapasan dan detak jantung dapat dipisahkan berdasarkan frekuensinya. Pernapasan orang dewasa normal adalah 12-20 bpm sehingga berada pada rentang frekuensi 0.2 Hz - 0.33 Hz (Pitero, 2019). Detak jantung orang dewasa normal berada pada rentang 60-100 bpm sehingga berada pada rentang frekuensi 1 Hz – 1.67 Hz (Woollaston, 2014).

2.2 Dasar Teori

2.2.1 Serat Optik

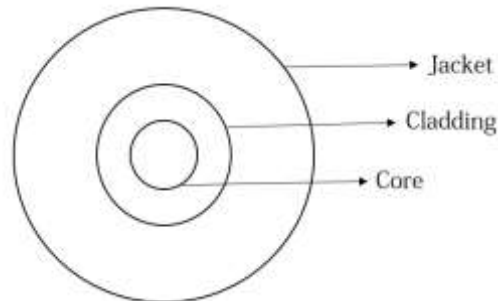
Serat optik adalah suatu perangkat pandu gelombang menyerupai benang dengan potongan melintang berbentuk lingkaran yang memungkinkan terjadinya *total internal reflection* (TIR) di dalamnya untuk memandu gelombang cahaya dan umumnya terbuat dari bahan silika atau polimer (Fang, Chin, Qui, & Cai, 2012).

Serat optik terdiri dari tiga bagian utama yaitu:

- *Core* atau inti adalah tempat terjadinya *total internal reflection* (TIR) yang biasanya terbuat dari silika dengan dopping germanium oksida atau fosfor oksida dengan indeks bias sekitar 1,5 serta jari-jari 8-200 μ m.
- *Cladding* atau selimut adalah pembungkus *core*, agar cahaya yang merambat keluar dari *core* terpantul kembali ke dalam *core*. Sehingga dapat

meminimalkan cahaya yang hilang di perjalanan. Jari-jari *cladding* lebih besar dibandingkan *core* dan indeks biasanya lebih kecil dibandingkan *core*.

- *Jacket* adalah pelindung *core* dan *cladding* dari gangguan luar yang biasanya terbuat dari bahan plastik.



Gambar 2.6 Penampang melintang serat optik

Serat optik bekerja berdasarkan prinsip pemanduan gelombang cahaya. Hukum Snellius menyatakan bahwa cahaya akan dipantulkan secara sempurna atau terjadi TIR (*total internal reflection*) jika cahaya datang dari medium lebih rapat menuju medium kurang rapat dengan sudut datang cahaya lebih besar dari sudut kritisnya. Hal ini berlaku untuk serat optik karena *core* (n_1) memiliki indeks bias lebih besar dibandingkan *cladding* (n_2) yang berarti *core* merupakan medium yang lebih rapat dibandingkan *cladding*.

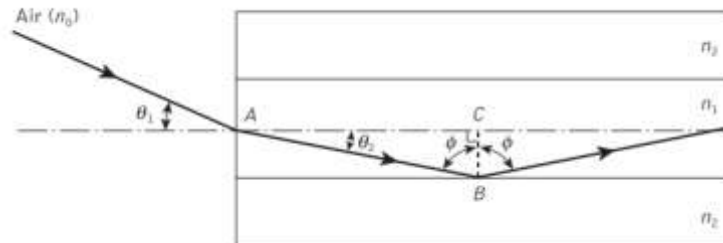
Sehingga cahaya yang merambat di dalam *core* yang merupakan medium asal akan terpantul dengan sempurna karena indeks bias *core* lebih besar dari indeks bias *cladding* yang merupakan medium tujuan, namun jika sudut datang cahaya lebih kecil dari sudut kritis (θ_c) maka cahaya akan dibiaskan keluar dari serat optik, sehingga sudut datang berkas cahaya harus lebih besar daripada sudut kritisnya agar cahaya dipantulkan kembali ke dalam serat optik. Berdasarkan hukum Snellius sudut kritis θ_c ditentukan oleh indeks bias *core* dan *cladding* sebagai berikut.

$$\sin\theta_c = \frac{n_2}{n_1} \quad (2.1)$$

Pada serat optik terdapat suatu parameter yang menentukan apakah berkas cahaya masih dapat diterima dan merambat pada inti serat atau tidak. Parameter tersebut adalah *Numerical Apperture* (NA) yang merepresentasikan sudut penerimaan maksimal di mana berkas cahaya masih bisa diterima. Nilai maksimum

NA adalah 1 dan dapat diperoleh dari penurunan persamaan matematis Hukum Snellius sebagai berikut.

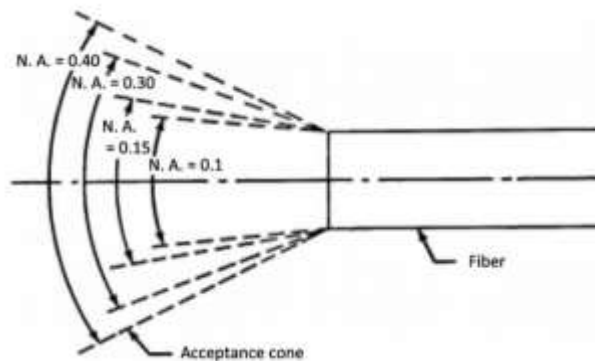
$$n_0 \sin \theta_1 = n_1 \sin \theta_2 \quad (2.2)$$



Gambar 2.7 Penampang serat optik (Senior & Jamro, 2009)

Dimana n_0 adalah indeks bias udara yang bernilai 1 dan diasumsikan $\theta = \theta_c$ agar θ_1 dapat diketahui. Sehingga persamaan tersebut menjadi.

$$\sin \theta_1 = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} = \text{Numerical Aperture} \quad (2.3)$$

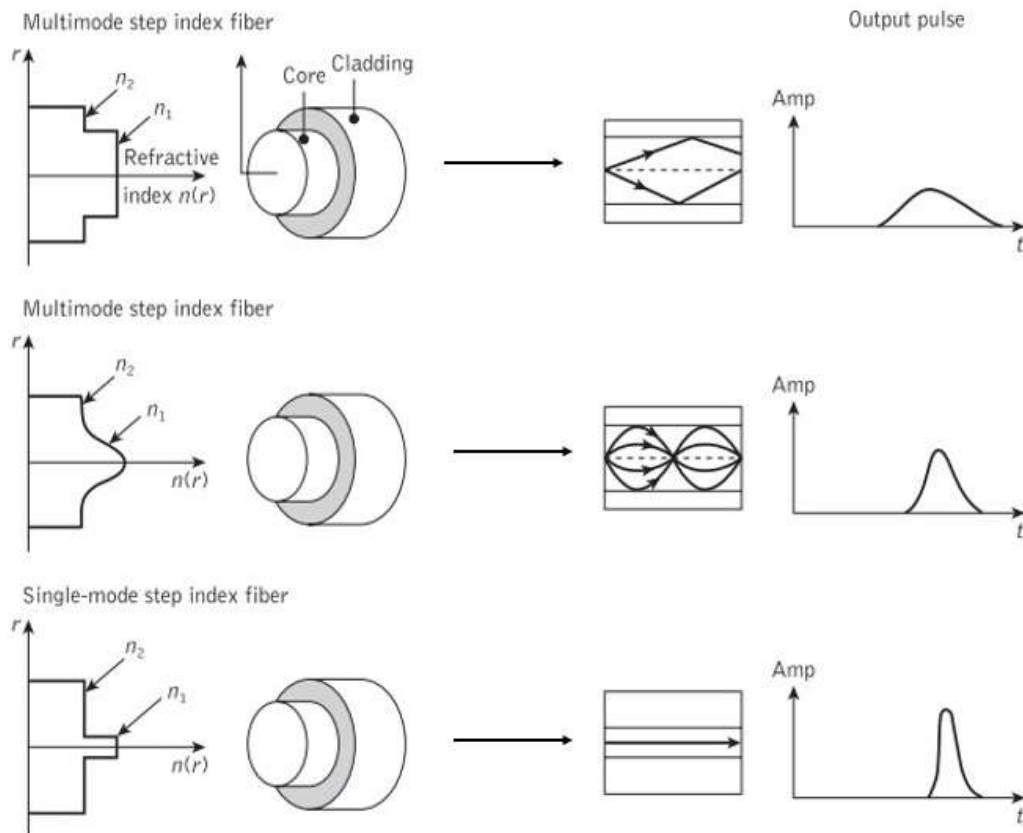


Gambar 2.8 Numerical Aperture (Krohn, MacDougall, & Mendez, 2014)

Serat optik dibedakan menjadi dua macam berdasarkan moda yang dirambatkan, yaitu *singlemode* dan *multimode*. Sedang, berdasarkan distribusi indeks bias, serat optik dibagi menjadi dua yaitu *step index* dan *graded index*. Serat optik *singlemode* (SMF) memiliki diameter *core* yang sangat kecil jika dibandingkan dengan ukuran *cladding*. Cahaya yang merambat di dalam SMF ini hanya satu moda saja yang sejajar dengan sumbu serat optik. SMF memiliki redaman yang sangat kecil, *bandwidth* yang lebar dibandingkan serat optik *multimode* (Senior & Jamro, 2009).

Serat optik *multimode* (MMF) memiliki diameter *core* yang lebih besar dibandingkan dengan serat optik *singlemode*. Cahaya yang merambat di dalam MMF terdiri dari banyak moda. Moda-moda yang merambat di dalam MMF ini memiliki kecepatan yang berbeda-beda yang menghasilkan variasi *travel time*, sehingga pulsa cahaya mengalami pelebaran setelah melewati serat optik, efek pelebaran pulsa ini disebut *modal dispersion*.

Serat optik *step index* dan *graded index* dibedakan berdasarkan distribusi indeks bias, yang mana serat optik *step index* memiliki indeks bias yang seragam sepanjang *core*. Pada serat optik *graded index* memiliki indeks bias yang beragam sepanjang *core*. Keberagaman indeks bias pada serat optik *graded index* adalah sebagai fungsi jarak dari pusat *core* yang akan semakin mengecil saat berada di pusat *core* serat optik. Sedangkan nilai *cladding* pada serat optik adalah tetap.



Gambar 2.9 Profil perambatan cahaya dalam serat optik (a) *Multimode step index* (b) *Singlemode* (c) *Multimode graded index* (Senior & Jamro, 2009)

2.2.2 Serat Optik *Singlemode-Multimode-Singlemode*

Perkembangan sensor serat optik yang pesat memunculkan macam-macam struktur sensor serat optik, salah satunya adalah serat optik berstruktur *singlemode-multimode-singlemode* (SMS). Serat optik berstruktur SMS terdiri dari dua buah serat optik *singlemode* dan sebuah serat optik *multimode* yang disambungkan secara aksial dengan urutan serat optik *singlemode* kemudian *multimode* lalu *singlemode*.



Gambar 2. 10 Serat optik berstruktur SMS

Cahaya yang masuk dalam serat *singlemode* pertama diasumsikan memiliki distribusi medan $E(r, 0)$. Ketika cahaya memasuki serat *multimode*, medan input dapat diuraikan oleh eigenmode $\{LP_{nm}\}$ serat *multimode*. Akibat medan input yang simetris sirkular dan diasumsikan tidak terdapat *misalignment* pada penyambungan serat optik, hanya moda LP_{0m} yang dapat diteruskan. Eigenmode serat *multimode* dinormalisasi menjadi $\int_0^\infty |E(r, 0)|^2 r dr = \int_0^\infty |F_m(r)|^2 r dr$ $m = 1, 2, \dots$ dengan LP_{0m} sebagai $F_m(r)$ dan sejumlah kecil radiasi serat *multimode* dapat diabaikan. (Wang, 2008)

$$E(r, 0) = \sum_{m=1}^M c_m F_m(r) \quad (2.4)$$

Dengan c_m adalah koefisien eksitasi setiap moda dan dapat dihitung dengan integral overlap antara $E(r, 0)$ dan $F_m(r)$ (Wang, 2008).

$$c_m = \frac{\int_0^\infty E(r, 0) F_m(r) r dr}{\int_0^\infty F_m(r) F_m(r) r dr} \quad (2.5)$$

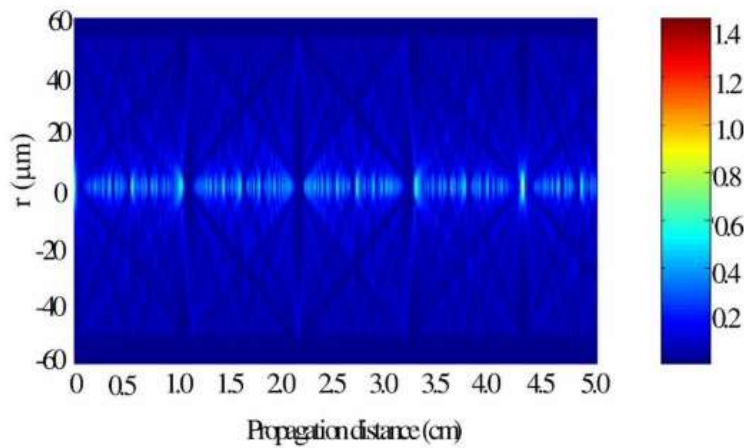
Perambatan cahaya dalam *multimode* sepanjang z dapat dihitung dengan menggunakan persamaan berikut (Wang, 2008).

$$E(r, z) = \sum_{m=1}^M c_m F_m(r) \exp(i\beta_m z) \quad (2.6)$$

Dengan β_m adalah konstanta perambatan setiap eigenmode dari serat *multimode*. Rugi daya serat optik SMS dapat dihitung dengan persamaan berikut.

$$L_z = 10 \log_{10} (|\sum_{m=1}^M c_m^2 \exp(i\beta_m z)|^2) \quad (2.7)$$

Secara fisis, pada sambungan serat optik hetero-struktur akan mengalami fenomena interferensi *multimode* atau *multimode interference* (MMI) dan *self imaging*. MMI sendiri adalah fenomena yang terjadi karena adanya pemantulan cahaya secara berulang di dalam susunan *core* dan *cladding* pandu gelombang. Prinsip kerja divais MMI adalah berdasarkan fenomena *self imaging*. *Self-imaging* dapat didefinisikan sebagai sifat dari pandu gelombang *multimode*, dimana profil medan *input* dihasilkan kembali dalam bentuk *single image* atau *multiple image* dari medan *input singlemode* pada interval periode sepanjang arah rambatan dari pandu gelombang (Agus M Hatta, 2009).



Gambar 2.11 Perambatan cahaya pada serat optik *multimode* (Wang, 2008)

Self-imaging dapat terjadi karena adanya interferensi konstruktif pada moda-moda yang merambat di serat optik *multimode*. Interferensi dapat terjadi karena moda-moda tersebut merambat dengan kecepatan fasa yang berbeda-beda. Jarak *self-imaging* (L_z) dapat ditentukan dari dua konstanta propagasi pertama (β_0 dan β_1) dari serat *multimode* (MMF) seperti persamaan berikut.

$$L_z = 10 \frac{\pi}{(\beta_0 - \beta_1)} \quad (2.9)$$

2.2.3 Karakteristik Sensor

Sensor adalah elemen pertama yang memberikan sinyal keluaran sebagai fungsi dari masukan besaran fisis tertentu (Bentley, 2005). Dalam suatu alat ukur, sensor bertindak sebagai pengindera pertama dan mengubah besaran fisis tertentu menjadi besaran listrik. Karakteristik sensor adalah hubungan antara masukan dan keluaran sensor yang menentukan performa sensor. Karakteristik sensor digunakan sebagai tolok ukur performansi dalam sistem pengukuran, salah satunya adalah karakteristik statik. Karakteristik statik yang dihitung dalam penelitian ini adalah akurasi. Akurasi adalah kemampuan suatu instrumen pengukuran untuk memberikan hasil mendekati nilai yang sebenarnya dari besaran yang diukur. Akurasi dapat dihitung dari *error* absolut dan *error* relatif seperti berikut. (Al-Aubidy, 2002)

$$\textit{Absolute error} = \textit{Result} - \textit{True value} \quad (2.10)$$

$$\textit{Relative error} = \frac{\textit{Absolute error}}{\textit{True value}} \quad (2.11)$$

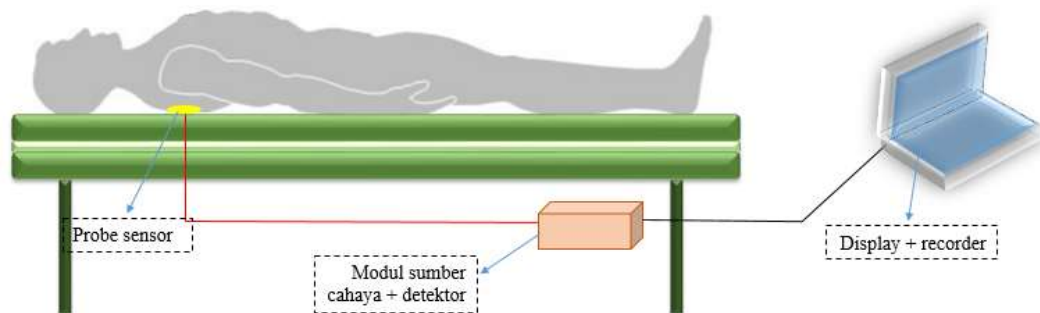
Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Skema Prinsip Monitoring Pernapasan dan Detak Jantung

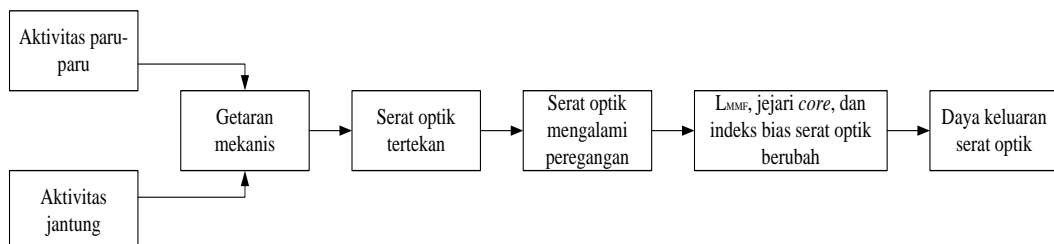
Monitoring sensor pernapasan dan detak jantung berbasis serat optik SMS dapat diilustrasikan oleh skema berikut.



Gambar 3.1 Ilustrasi monitoring pernapasan dan detak jantung berbasis serat optik

Gambar 3.1 merupakan ilustrasi monitoring pernapasan dan detak jantung berbasis serat optik. Seorang naracoba berbaring telentang di atas matras. Sebuah probe sensor berupa sensor serat optik SMS dibentangkan secara melintang di atas matras dan sensor serat optik SMS dihubungkan dengan sumber cahaya dan detektor. Kemudian detektor dihubungkan dengan laptop sebagai media penyimpanan dan penampil data daya keluaran serat optik.

Sedangkan prinsip penginderaan pernapasan dan detak jantung oleh serat optik dapat digambarkan oleh skema berikut.



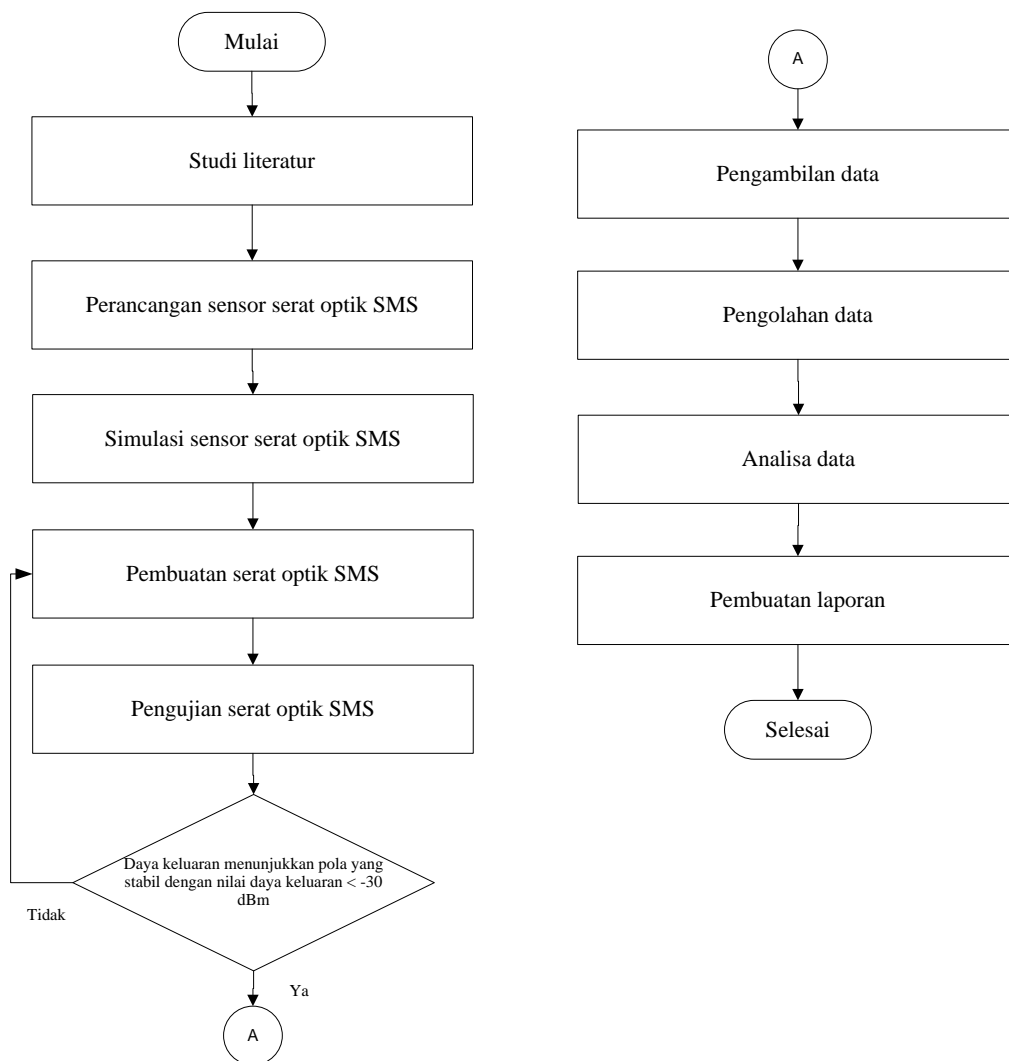
Gambar 3.2 Skema prinsip monitoring pernapasan dan detak jantung

Gambar 3.2 menggambarkan skema prinsip monitoring pernapasan dan detak jantung menggunakan sensor serat optik SMS. *Heart sound* dan *lung sound*

pada aktivitas jantung dan paru-paru dihasilkan oleh getaran mekanis yang dapat diindera di punggung. Getaran ini akan diindera sebagai tekanan oleh serat optik. Tekanan yang diberikan pada serat optik menyebabkan terjadinya peregangan atau strain pada serat optik. Strain pada serat optik akan mengubah panjang MMF, jari-jari *core*, dan indeks bias. Perubahan tiga parameter tersebut menyebabkan perubahan penjalaran cahaya dalam serat optik, sehingga terjadi variasi daya keluaran serat optik.

3.2 Prosedur Penelitian

Prosedur penelitian meliputi tahap-tahap yang dilakukan selama penelitian hingga akhir pembuatan laporan. Prosedur penelitian ini dapat digambarkan oleh diagram alir berikut.



Gambar 3.3 Diagram alir penelitian

3.2.1 Studi Literatur

Tahap pertama penelitian ini adalah studi literatur. Studi literatur diperlukan untuk menunjang keberhasilan penelitian. Studi literatur yang dilakukan meliputi literatur tentang sensor, serat optik, serat optik SMS, serat optik sebagai sensor, transformasi Fourier, filter sinyal, *heart sound*, dan *lung sound*.

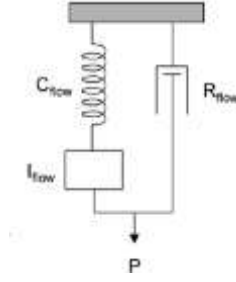
3.2.2 Perancangan Sensor

Tahap perancangan sensor serat optik SMS sebagai sensor jantung dan pernapasan meliputi penentuan jenis dan ukuran *core-cladding* serat optik *singlemode* dan *multimode*. Serat optik *singlemode* yang akan digunakan adalah jenis SMF pigtail. Terdapat tiga jenis serat optik *multimode* yang akan digunakan yaitu MMF step indeks, graded indeks, dan coreless. Panjang serat optik *multimode* ditentukan sepanjang 20 cm. Penentuan panjang serat optik *multimode* berdasarkan penelitian sebelumnya yang telah dilakukan oleh (Suraya & Hatta, 2018). Pada penelitian tersebut serat optik *multimode* dengan panjang 20 cm menghasilkan sensitivitas paling tinggi untuk mengindera pernapasan. Berkas cahaya laser yang dilewatkan pada serat optik ditentukan pada panjang gelombang 1550 nm.

3.2.3 Simulasi Sensor

Pada tahap ini dilakukan simulasi untuk mengetahui perilaku sensor yang disebabkan oleh aktivitas bernapas dan detak jantung. Simulasi pertama yang dilakukan adalah simulasi aktivitas bernapas secara mekanis. Simulasi yang kedua adalah simulasi respon daya serat optik pada pernapasan dan detak jantung.

Model mekanis dari pernapasan dapat didekati oleh sistem massa, pegas dan peredam (Herman, 2007). Paru-paru dimodelkan sebagai pegas yang memiliki elastisitas dan dihubungkan secara seri dengan massa. Massa merepresentasikan aliran udara. Pegas dan massa ini dihubungkan secara paralel dengan peredam sebagai model dari jalan napas. Elemen-elemen ini digerakkan oleh otot-otot inspirasi.



Gambar 3.4 Skema model mekanis pernapasan (Herman, 2007)

Simulasi kedua yang dilakukan untuk mengetahui respon serat optik terhadap perubahan tekanan yang mengenai serat optik yang disebabkan oleh pernapasan dan detak jantung. Tekanan yang mengenai serat optik menyebabkan terjadinya strain. Strain (ε) pada serat optik akan mengubah panjang MMF (ΔL), jari-jari *core* (Δa), dan indeks bias (Δn) yang dapat dinyatakan dalam persamaan berikut (Agus Muhamad Hatta, Semenova, Wu, & Farrell, 2010).

$$\Delta L = L\varepsilon \quad (3.1)$$

$$\Delta a = -\sigma a\varepsilon \quad (3.2)$$

$$\Delta n = -\frac{n_i^3}{2} [p_{12} - \sigma(p_{11} + p_{12})]\varepsilon \quad (3.3)$$

$$\Delta n = -p_e \varepsilon \quad (3.4)$$

Dimana L adalah panjang MMF, a adalah jari-jari *core*, n_i adalah indeks bias *core* dan *cladding* MMF, p_{11} dan p_{12} adalah koefisien *strain-optic*, p_e adalah koefisien *strain-optic* efektif, dan σ rasio Poisson.

Berdasarkan Hukum Hook strain (ε) dapat dituliskan dengan menggunakan persamaan berikut.

$$\varepsilon = \frac{mg}{AE\sigma} \quad (3.5)$$

Dengan m adalah berat beban (kg), g adalah percepatan gravitasi bumi yaitu $9.8 \frac{m}{s^2}$, A adalah luas penampang MMF yaitu $3.1 \times 10^{-9} m^2$, E adalah modulus Young serat optik silika yaitu $73 \times 10^9 Pa$, dan σ adalah rasio Poisson yaitu 0.16.

Perubahan parameter pada serat optik pada aktivitas jantung diasumsikan 40 kali lipat lebih kecil dibandingkan pada aktivitas pernapasan. Simulasi perubahan daya optik serat optik SMS sebagai sensor pernapasan dan detak jantung dapat dilakukan dengan mengatur dua macam frekuensi dan amplitudo, yang mewakili pernapasan dan detak jantung. Frekuensi 0.3 Hz dan amplitudo 12 mm mewakili kondisi pernapasan, frekuensi 1.5 Hz dan amplitudo 0.3 mm mewakili detak jantung (Leal-junior et al., 2019).

3.2.4 Pembuatan Sensor

Serat optik SMS sebagai sensor pernapasan dan detak jantung dibuat dengan menyambungkan ujung-ujung serat *multimode* pada serat *singlemode*. Pembuatan sensor tersebut memerlukan alat dan bahan sebagai berikut:

- Serat optik *singlemode*
- Serat optik *multimode step index*
- Alkohol 90%
- Tisu
- Penggaris
- *Fusion splicer* tipe ZIC Sumitomo Electric
- *Fiber cleaver*
- *Fiber stripper*
- *Optical power meter*
- *Optical power source*

Tahapan-tahapan yang diperlukan untuk membuat sensor serat optik SMS adalah sebagai berikut:

1. Jacket serat optik *singlemode* dikupas dengan bantuan *fiber stripper*.
2. Bekas kupasan jacket dibersihkan dengan tisu yang telah diberi alkohol.
3. Bagian serat optik yang sudah dikupas dipotong dengan *fiber cleaver*.
4. Serat optik yang telah dipotong, diletakkan di *fusion splicer* untuk terlebih dahulu dicek apakah terdapat penampang serat optik yang

rusak, jika ada maka diulangi prosedur 1-3 kembali, jika tidak terdapat kerusakan maka dapat dilakukan prosedur selanjutnya.

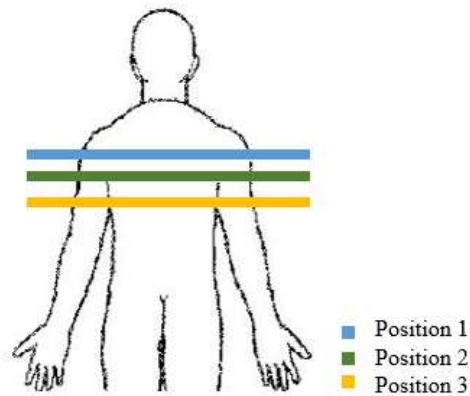
5. Prosedur yang sama dilakukan pada serat optik *multimode*.
6. Serat optik *singlemode* dan *multimode* yang telah terletak di fusion splicer disambungkan.
7. Setelah penyambungan pertama berhasil, dilakukan pemotongan serat *multimode* yang salah satu sisinya telah tersambung dengan serat *singlemode*. Dilakukan pemotongan sepanjang 20 cm menggunakan *fiber cleaver*.
8. Dilakukan penyambungan ujung kedua serat optik *multimode* dengan serat optik *singlemode* yang lain dengan tahapan yang sama dengan prosedur 1-6.

3.2.5 Pengujian Serat Optik SMS

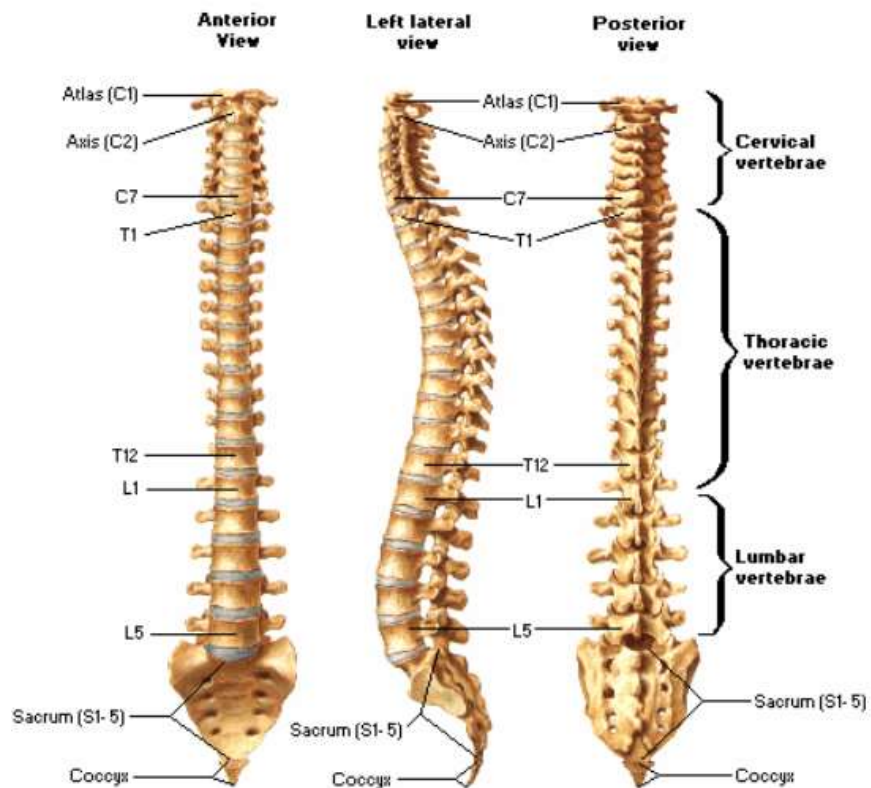
Pengujian serat optik SMS sebelum digunakan sebagai sensor bertujuan untuk mengetahui kualitas penyambungan atau pembuatan serat SMS. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masing-masing ujung serat optik pada *optical light source* dan *optical power meter*. Kualitas penyambungan dapat diketahui melalui rugi daya yang terukur pada *optical power meter*. Pengujian serat SMS, selain memperhatikan besarnya rugi daya juga memperhatikan waktu yang dibutuhkan oleh serat SMS untuk mencapai kondisi stabil. Waktu tersebut perlu diketahui dan dapat digunakan sebagai acuan saat pengambilan data dengan sampel di tahap berikutnya.

3.2.6 Pengambilan Data

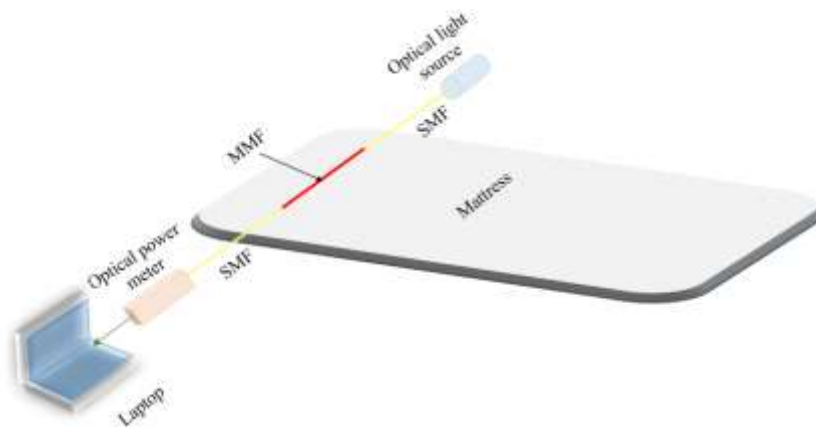
Pengambilan data eksperimen dilakukan dengan membentangkan serat optik SMS di atas matras. Masing-masing ujung serat optik dihubungkan dengan *optical power meter* dan *optical light source*. Naracoba tidur di atas matras dengan variasi posisi punggung yang telah ditetapkan berada di atas serat optik SMS. Posisi punggung divariasikan menjadi tiga posisi yaitu antara torakal 1-2 (posisi 1), 2-3 (posisi 2), dan 3-4 (posisi 3) seperti yang diilustrasikan pada Gambar 3.5.



Gambar 3.5 Ilustrasi posisi sensor terhadap punggung naracoba
 Torakal merupakan bagian dari tulang belakang yang terletak di antara ruas tulang leher (cervical) dan ruas tulang pinggang (lumbal). Torakal dapat disebut juga sebagai ruas tulang punggung. Letak torakal diilustrasikan oleh Gambar 3.6.



Gambar 3.6 Ilustrasi tulang belakang manusia (Netter, 2006)

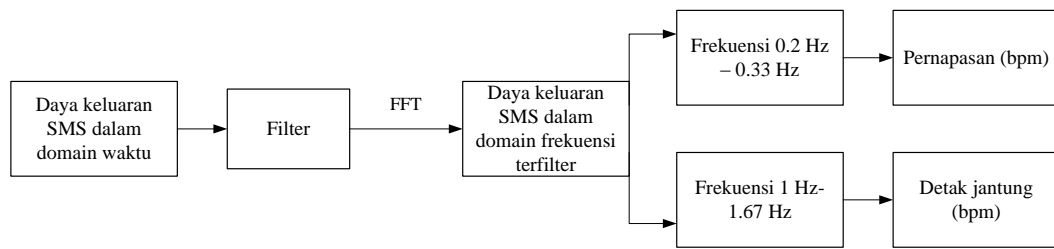


Gambar 3.7 Ilustrasi set-up eksperimen

Gambar 3.7 mengilustrasikan set-up eksperimen yang dilakukan dalam penelitian ini. Sistem monitoring pernapasan dan detak jantung terdiri dari serat optik SMS sebagai sensor yang dibentangkan secara melintang di atas matras. Masing-masing ujung serat optik dihubungkan dengan *optical light source* sebagai sumber cahaya dan *optical power meter* sebagai detektor cahaya. Detektor kemudian dihubungkan ke laptop sebagai penyimpan dan penampil data berupa daya keluaran dari serat optik SMS.

3.2.7 Pengolahan Data

Data hasil eksperimen berupa daya keluaran serat optik diolah untuk mengetahui jumlah napas dan detak jantung naracoba. Pengolahan data dilakukan dengan mentransformasi data dari domain waktu ke domain frekuensi. Sebelum dilakukan transformasi data terlebih dahulu difilter untuk mengurangi *noise*. Transformasi ke domain frekuensi dilakukan untuk mempermudah interpretasi data. Hal ini disebabkan perbedaan informasi pernapasan dan detak jantung dapat diidentifikasi berdasarkan frekuensinya (Zhang et al., 2018). Transformasi dari domain waktu ke domain frekuensi dilakukan menggunakan FFT (*Fast Fourier Transform*).



Gambar 3.8 Skema pengolahan data sensor metode FFT

3.2.8 Analisa Data dan Karakteristik Sensor

Data berupa daya keluaran serat optik yang telah diolah ke domain frekuensi dapat diketahui jumlah napas dan detak jantung naracoba dari perkalian frekuensi puncak pada rentang frekuensi masing-masing (seperti pada diagram blok Gambar 3.8) dengan 60 detik. Jumlah napas dan detak jantung yang diperoleh sensor kemudian dibandingkan dengan alat terstandar. Validasi jumlah detak jantung dilakukan dengan menggunakan EKG *portable*. Sedangkan validasi pernapasan dilakukan dengan cara menghitung jumlahnya secara konvensional.

Analisa data selain dilakukan terhadap hasil eksperimen, juga dilakukan pada hasil simulasi. Analisa data dilakukan untuk mengetahui hubungan antara aktivitas fisiologis pernapasan dan detak jantung terhadap daya optik serat optik. Selain itu, berdasarkan hasil perbandingan antara hasil pengujian dan validasi maka dapat dilakukan karakterisasi sensor. Karakterisasi sensor pernapasan dan detak jantung berbasis serat optik SMS yang dihitung adalah akurasi.

3.2.9 Penulisan Laporan

Tahap terakhir dalam penelitian ini adalah penulisan laporan. Laporan berisi rangkaian kegiatan selama penelitian dan hasil penelitian. Laporan ditulis sebagai bentuk tanggung jawab dari penulis. Penulisan laporan mengikuti standar dan sistematika penulisan yang digunakan di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

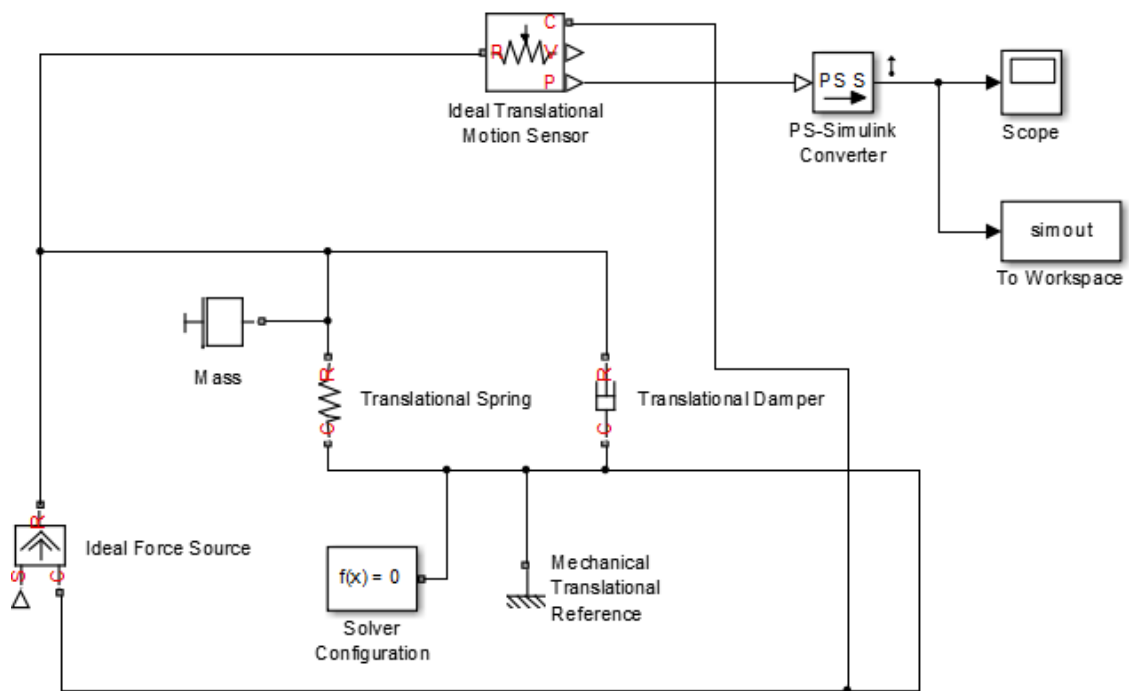
Bab hasil dan pembahasan ini akan membahas mengenai hasil dan analisa dari penelitian yang telah dilakukan. Pada penelitian ini peneliti memvariasikan posisi sensor terhadap punggung naracoba, jenis MMF pada serat optik SMS, dan filter yang digunakan untuk mereduksi gangguan pada data yang dihasilkan oleh sensor. Variasi ini bertujuan untuk memperoleh konfigurasi yang paling optimal untuk digunakan sebagai sensor detak jantung dan pernapasan secara simultan.

4.1 Hasil Simulasi

Pada penelitian ini dilakukan simulasi untuk menunjukkan adanya perubahan daya optik yang disebabkan oleh adanya aktivitas fisiologis berupa pernapasan dan detak jantung. Simulasi dilakukan dengan menggunakan *software* MATLAB. Terdapat 3 hal yang disimulasikan yaitu sebagai berikut.

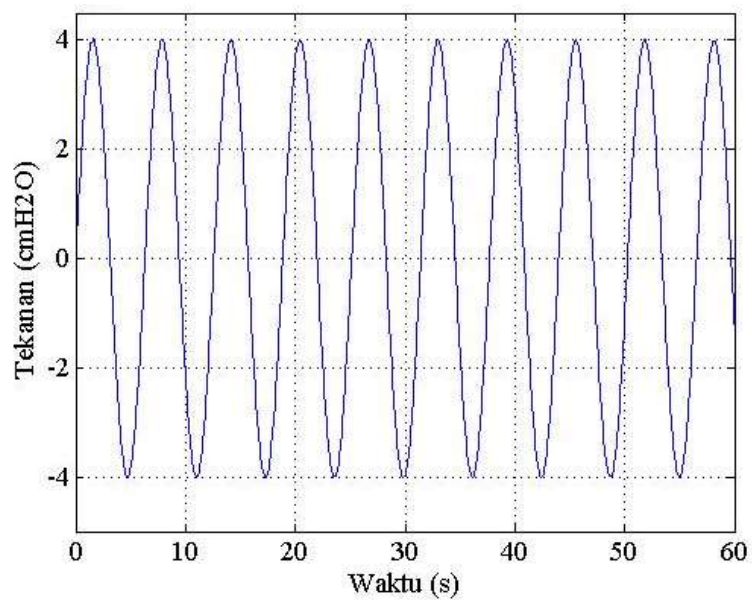
4.1.1 Simulasi Pernapasan

Aktivitas pernapasan dapat dimodelkan secara mekanis seperti yang telah dijelaskan pada bab metode penelitian sebelumnya. Paru-paru dimodelkan sebagai pegas yang memiliki elastisitas dan dihubungkan secara seri dengan massa. Kemudian keduanya dihubungkan secara paralel dengan peredam yang merepresentasikan jalan napas. Simulasi model fisis ini dilakukan dengan menggunakan MATLAB Simulink pada fitur Simscape seperti pada Gambar 4.1. Pemodelan ini memungkinkan untuk memodelkan dengan menyusun elemen-elemen fisis yang ingin dimodelkan.



Gambar 4.1 Simulink model pernapasan

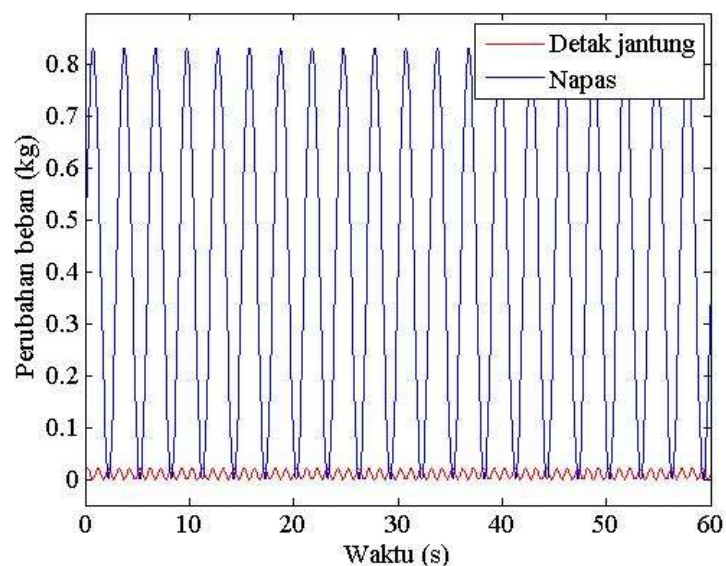
Gambar 4.2 adalah respon dinamik dari hasil simulasi model mekanik pernapasan, dengan parameter yang mengacu pada (Ngo, Misgeld, Vollmer, Winter, & Leonhardt, 2014). Pada respon dinamik tersebut menunjukkan bahwa perubahan tekanan yang disebabkan oleh aktivitas bernapas dapat didekati dengan fungsi sinusoidal seperti gambar berikut.



Gambar 4.2 Respon dinamik model mekanis pernapasan

4.1.2 Simulasi perubahan beban

Perubahan tekanan yang mengenai serat optik saat seseorang yang berada dalam posisi tidur telentang terjadi disebabkan oleh adanya aktivitas fisiologis berupa pernapasan dan detak jantung. Perubahan tekanan yang mengenai serat optik dapat disebabkan oleh naik turunnya diafragma yang menyebabkan udara dapat keluar masuk paru-paru dan buka tutup katup jantung. Perubahan yang disebabkan oleh pernapasan di bagian punggung lebih besar dibandingkan dengan detak jantung karena perubahan tekanan yang disebabkan oleh pernapasan lebih besar. Tekanan yang mengenai serat optik berubah-ubah disebabkan oleh beban yang mengenai serat juga berubah-ubah. Berdasarkan eksperimen yang dilakukan dengan mengukur perbedaan berat punggung saat menahan napas setelah tarik napas dan buang napas dalam-dalam, didapatkan perbedaan beban punggung pada 7 orang naracoba rata-rata adalah 0,83 kg. Diasumsikan perubahan pada detak jantung adalah 40 kali lebih kecil, sehingga perubahan beban pada aktivitas jantung adalah 0,021 kg. Aktivitas pernapasan dan detak jantung dapat digambarkan dengan fungsi periodik seperti berikut.



Gambar 4.3 Fungsi periodik perubahan beban pada pernapasan dan detak jantung

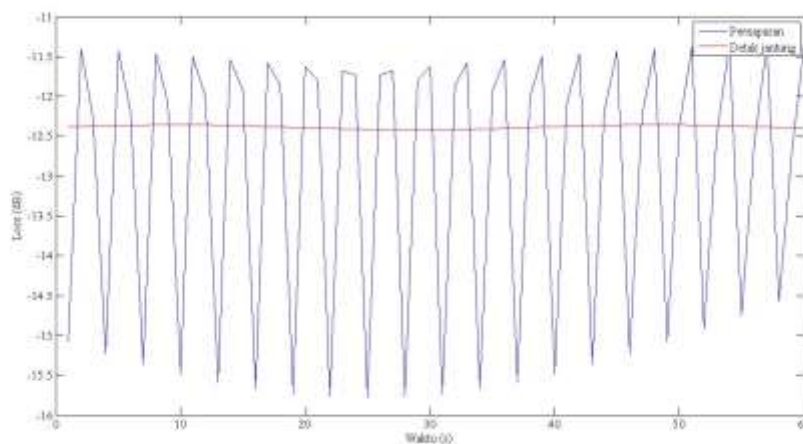
Simulasi ini dilakukan dengan mempertimbangkan parameter frekuensi pernapasan dan detak jantung. Frekuensi pernapasan diatur sebesar 0.33 Hz yang merepresentasikan jumlah napas sebanyak 20 kali dalam satu menit. Sedangkan

frekuensi detak jantung diatur sebesar 1 Hz yang merepresentasikan jumlah detak jantung sebanyak 60 kali dalam satu menit.

4.1.3 Simulasi perubahan loss

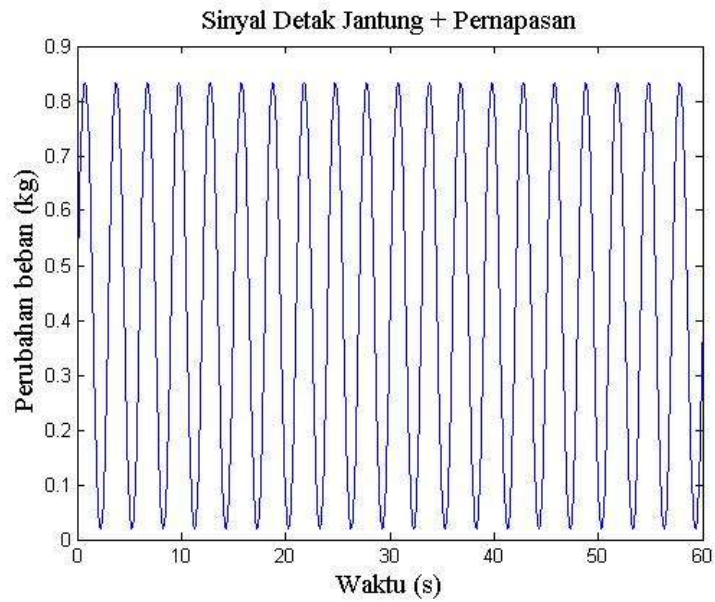
Serat optik yang dikenai tekanan akan meregang atau terjadi strain pada serat optik. Besar nilai strain yang berubah terhadap waktu pada serat optik SMS akan menyebabkan perubahan pula pada loss yang dihasilkan serat optik. Berikut adalah hasil simulasi perubahan loss yang disebabkan oleh strain terhadap waktu pada serat optik SMS dengan MMF step indeks sepanjang 20 cm.

Perlu diketahui bahwa detak jantung tidak memiliki bentuk sinusoidal seperti yang ditunjukkan pada simulasi. Bentuk sinyal sinusoidal pada detak jantung hanya digunakan untuk menunjukkan perilaku sensor terhadap detak jantung.



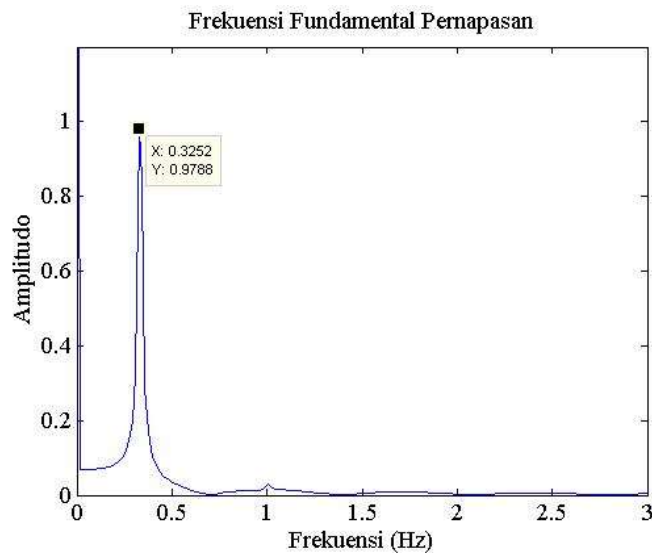
Gambar 4.4 Simulasi loss serat optik SMS yang disebabkan oleh pernapasan dan detak jantung

Berdasarkan hasil simulasi terlihat bahwa perubahan beban dan loss pada serat optik signifikan pada pernapasan dan sangat kecil pada detak jantung. Sehingga saat dilakukan eksperimen sensor pernapasan dan detak jantung secara simultan menggunakan serat optik SMS, informasi detak jantung tertutupi oleh sinyal pernapasan seperti pada Gambar 4.5. Oleh sebab itu untuk mendapatkan informasi detak jantung perlu dilakukan pengolahan data hasil keluaran sensor.



Gambar 4.5 Sinyal detak jantung yang tercampur dengan sinyal pernapasan

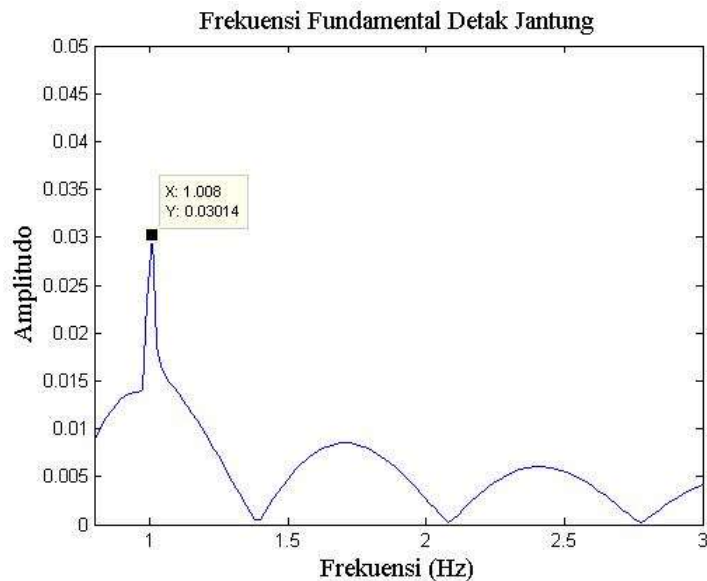
Pengolahan data dilakukan dengan menganalisa frekuensi puncak pada rentang frekuensi tertentu. Untuk mendapatkan frekuensi puncak, data yang diperoleh dalam domain waktu ditransformasikan ke domain frekuensi dengan menggunakan FFT (*Fast Fourier Transform*).



Gambar 4.6 Plot frekuensi pada rentang frekuensi pernapasan

Gambar 4.6 adalah hasil transformasi ke domain frekuensi dari parameter yang sama seperti pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.5 pada rentang frekuensi

pernapasan. Diperoleh frekuensi puncak adalah sebesar 0.325 Hz yang mana bersesuaian dengan data sebelum dilakukan pencampuran sinyal.



Gambar 4.7 Plot frekuensi pada rentang frekuensi jantung

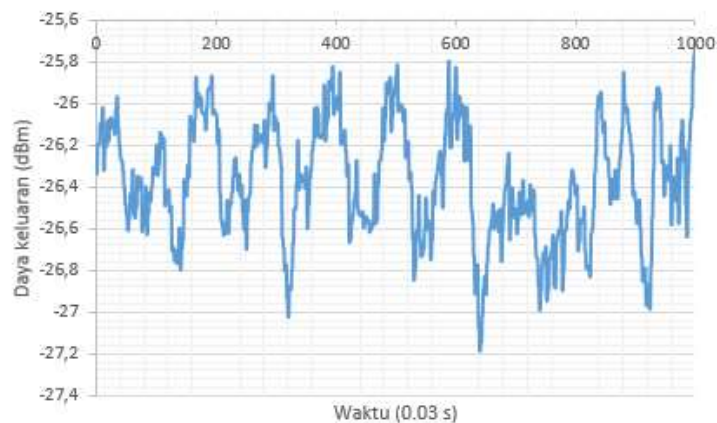
Gambar 4.7 adalah hasil transformasi ke domain frekuensi dari parameter yang sama seperti pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.5 pada rentang frekuensi jantung. Diperoleh frekuensi puncak adalah sebesar 1.008 Hz yang mana bersesuaian dengan data sebelum dilakukan pencampuran sinyal. Berdasarkan hasil simulasi ini dapat diketahui bahwa metode FFT efektif untuk mengetahui jumlah pernapasan dan detak jantung dari sinyal yang telah tercampur.

4.2 Analisa Karakteristik Sensor pada Variasi Jenis Serat Optik Multimode

Pada penelitian ini konfigurasi serat optik yang digunakan adalah serat optik SMS (singlemode-multimode-singlemode). Diberikan variasi jenis pada bagian serat optik multimode untuk mendapatkan sensor detak jantung dan pernapasan secara simultan yang optimal. Pada sensor serat optik SMS, serat multimode berperan sebagai probe sensor. Serat optik multimode yang digunakan adalah multimode *coreless*, step indeks, dan *graded* indeks dengan panjang yang sama yaitu 20 cm.

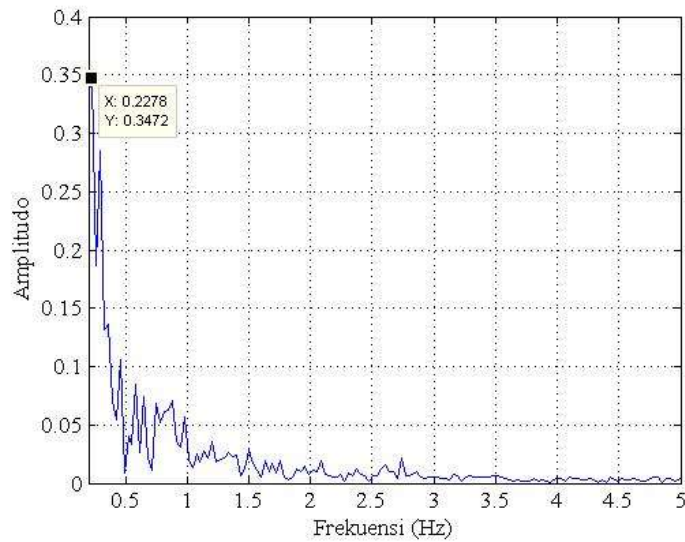
Pengujian dilakukan dengan melekatkan sensor serat optik di atas matras dan menghubungkan kedua ujung serat optik masing-masing dengan sumber cahaya laser 1550 nm dan *optical power meter* sebagai detektor cahaya. Keluaran dari sensor ini adalah berupa daya keluaran serat optik.

Pengujian pertama dilakukan menggunakan sensor serat optik SMS dengan jenis serat multimode *coreless* pada 3 variasi posisi punggung naracoba terhadap sensor. Pengujian tahap awal untuk mengetahui jenis serat optik yang optimal ini dilakukan selama 30 detik yang hasilnya ditampilkan pada Gambar 4.8.



Gambar 4.8 Respon daya keluaran sensor terhadap waktu pada pengujian sensor SMS dengan MMF *coreless*

Setelah dilakukan pengujian, data hasil dari sensor berupa daya keluaran dalam domain waktu ditransformasikan kedalam domain frekuensi menggunakan *fast Fourier transform* (FFT) dengan bantuan *software* MATLAB. Transformasi ini dilakukan untuk mempermudah analisa karakteristik dari sensor, terutama pada bagian karakteristik sensor detak jantung. Berikut adalah sampel gambar respon frekuensi pada pengujian sensor SMS dengan MMF *coreless* yang ditunjukkan oleh Gambar 4.9.



Gambar 4.9 Respon frekuensi napas pada posisi punggung terhadap sensor diantara torakal 3-4 pada SMS dengan MMF *coreless*

Setelah data hasil pengujian berupa daya keluaran terhadap waktu ditransformasikan kedalam domain frekuensi, dapat diketahui detak jantung dan napas per menit pada naracoba yang diukur. Detak jantung dan napas per menit dapat dihitung dengan mengalikan 60 sekon dengan frekuensi puncak pada rentang frekuensi masing-masing yaitu 0,1-0,5 Hz merepresentasikan frekuensi napas dan 1,0-1,67 Hz merepresentasikan frekuensi detak jantung.

Berikut adalah tabel *relative error* pada pengujian sensor pernapasan dan detak jantung menggunakan serat optik SMS dengan MMF *coreless*. Jumlah detak jantung per-menit (bpm) yang dihasilkan oleh sensor dibandingkan dengan bpm yang dihasilkan oleh alat ukur berupa EKG *portable*. Sedangkan jumlah napas per-menit (bpm) yang dihasilkan oleh sensor dibandingkan dengan menghitung secara manual jumlah napas oleh naracoba.

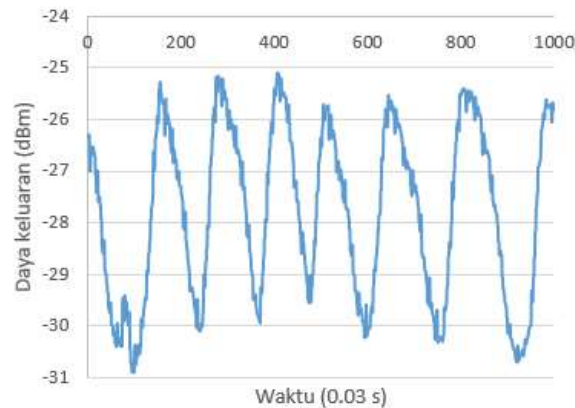
Tabel 4. 1 *Relative error* pada pengujian sensor detak jantung dengan MMF *coreless*

Torakal	Pengukuran ke-1				Pengukuran ke- 2				Pengukuran ke- 3				<i>Relative error</i> rata-rata
	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	
1-2	86	95	9	0,105	89	88	1	0,011	88	82	6	0,068	0,061
2-3	88	72	16	0,182	86	70	16	0,186	79	84	5	0,063	0,144
3-4	82	70	12	0,146	85	72	13	0,153	91	70	21	0,231	0,177

Tabel 4. 2 *Relative error* pada pengujian sensor napas dengan MMF *coreless*

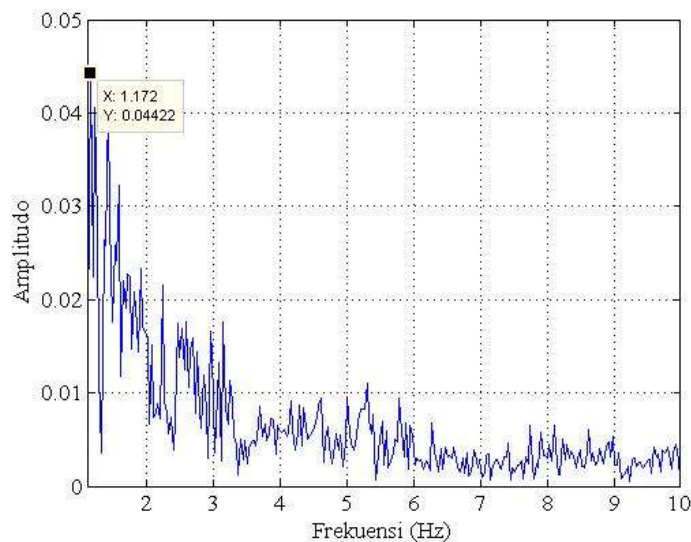
Torakal	Pengukuran ke-1				Pengukuran ke- 2				Pengukuran ke- 3				<i>Relative error</i> rata-rata
	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	
1-2	20	18	2	0,10	18	16	2	0,11	22	20	2	0,091	0,101
2-3	20	14	6	0,30	20	21	1	0,05	18	14	4	0,222	0,191
3-4	20	14	6	0,30	20	14	6	0,30	22	20	2	0,091	0,230

Kemudian pengujian selanjutnya dilakukan menggunakan sensor serat optik SMS dengan jenis serat multimode step indeks sepanjang 20 cm pada 3 variasi posisi punggung naracoba terhadap sensor dengan lama waktu pengujian selama 30 detik. Berikut adalah gambar dari data hasil keluaran sensor dalam domain waktu yang ditunjukkan oleh Gambar 4.10.



Gambar 4.10 Respon daya keluaran sensor terhadap waktu pada pengujian sensor SMS dengan MMF step indeks

Berikut adalah sampel hasil transformasi dari data uji sensor SMS dengan MMF step indeks menggunakan FFT yang ditampilkan pada Gambar 4.11. Sedangkan hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 4.3 dan Tabel 4.4.



Gambar 4. 11 Respon frekuensi jantung pada posisi punggung terhadap sensor diantara torakal 3-4 pada SMS dengan MMF step indeks

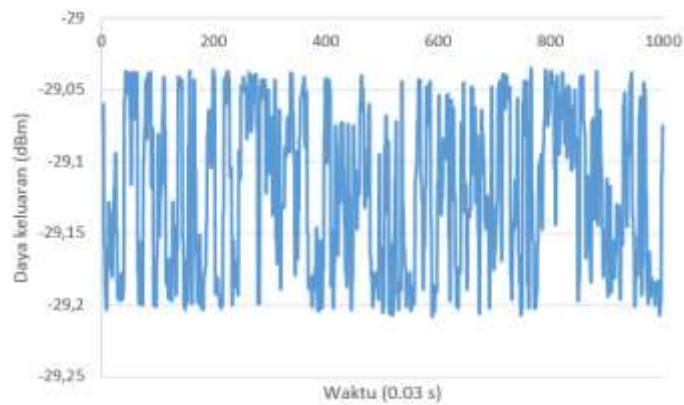
Tabel 4.3 *Relative error* pada pengujian sensor detak jantung dengan MMF step indeks

Torakal	Pengukuran ke-1				Pengukuran ke- 2				Pengukuran ke- 3				<i>Relative error</i> rata-rata
	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	
1-2	87	70	17	0,195	83	70	13	0,157	82	88	6	0,073	0,142
2-3	89	74	15	0,169	89	80	9	0,101	88	99	11	0,125	0,132
3-4	85	76	9	0,106	83	70	13	0,157	86	72	14	0,163	0,142

Tabel 4. 4 *Relative error* pada pengujian sensor napas dengan MMF step indeks

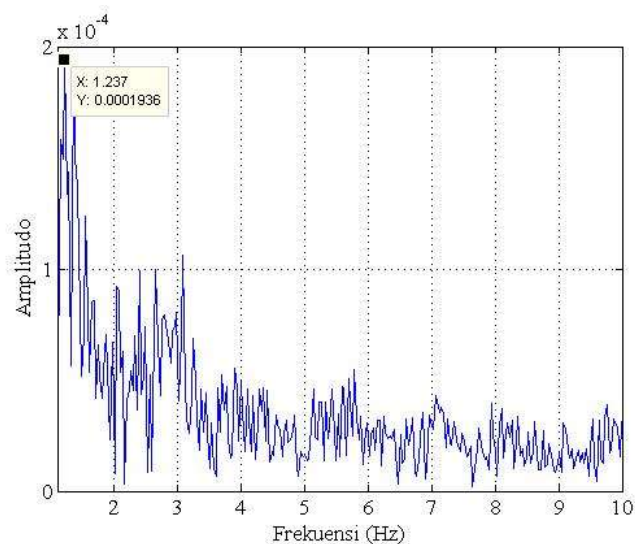
Torakal	Pengukuran ke-1				Pengukuran ke- 2				Pengukuran ke- 3				<i>Relative error</i> rata-rata
	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	
1-2	22	20	2	0,901	20	18	2	0,100	20	20	0	0,000	0,064
2-3	18	14	4	0,222	18	20	2	0,111	18	14	4	0,222	0,185
3-4	18	16	2	0,111	22	21	1	0,045	22	16	6	0,273	0,143

Berikutnya adalah pengujian sensor serat optik SMS dengan jenis serat multimode *graded* indeks pada 3 variasi posisi punggung naracoba terhadap sensor. Pengujian dilakukan selama 30 detik untuk setiap variasi punggung naracoba terhadap sensor SMS. Berikut ini adalah gambar hasil pengujian sensor serat optik SMS berupa daya keluaran serat optik terhadap waktu yang ditampilkan oleh Gambar 4.12.



Gambar 4.12 Respon daya keluaran sensor terhadap waktu pada pengujian sensor SMS dengan MMF *graded* indeks

Berikut adalah sampel respon frekuensi pada pengujian sensor serat optik SMS dengan MMF *graded* indeks yang ditampilkan oleh Gambar 4.13. Selisih pengukuran antara sensor serat optik SMS *graded* indeks dengan EKG dan napas yang dihitung manual masing-masing ditampilkan pada Tabel 4.5 dan Tabel 4.6.



Gambar 4.13 Respon frekuensi jantung pada posisi punggung terhadap sensor diantara torakal 2-3 pada SMS dengan MMF *graded* indeks

Tabel 4.5 *Relative error* pada pengujian sensor detak jantung dengan MMF *graded* indeks

Torakal	Pengukuran ke-1				Pengukuran ke- 2				Pengukuran ke- 3				<i>Relative error</i> rata-rata
	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	
1-2	91	88	3	0,033	90	70	30	0,333	91	72	19	0,209	0,192
2-3	80	96	16	0,200	86	74	12	0,140	84	76	8	0,095	0,145
3-4	85	76	9	0,106	90	96	6	0,067	86	72	14	0,163	0,112

Tabel 4.6 *Relative error* pada pengujian sensor napas dengan MMF *graded* indeks

Torakal	Pengukuran ke-1				Pengukuran ke- 2				Pengukuran ke- 3				<i>Relative error</i> rata-rata
	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	<i>Relative error</i>	
1-2	22	27	5	0,227	20	16	4	0,200	18	26	8	0,444	0,291
2-3	22	14	8	0,364	22	14	8	0,364	22	14	8	0,364	0,364
3-4	22	17	5	0,227	20	18	2	0,100	22	16	6	0,273	0,200

4.3 Analisa Karakteristik Serat Optik SMS Sebagai Sensor Detak Jantung dan Pernapasan Secara Simultan

Serat optik SMS sebagai sensor detak jantung dan pernapasan secara simultan diuji dengan memvariasikan jenis serat optik dan variasi posisi punggungan naracoba terhadap sensor. Prinsip perambatan cahaya dalam serat optik SMS secara umum yaitu cahaya yang datang dari sumber dirambatkan dalam serat optik singlemode pertama menuju ke serat multimode kemudian ke serat singlemode kedua, lalu cahaya keluar dari serat optik. Besar nilai daya keluaran serat optik akan dideteksi oleh detektor kemudian ditampilkan dan disimpan di laptop. Ketika cahaya merambat dalam serat optik multimode, akan terjadi fenomena *multimode interference* (MMI) karena terdapat perbedaan profil masukan cahaya dari singlemode ke multimode yang disebabkan oleh perbedaan diameter serat optik. Selain itu, interferensi multimode dapat terjadi karena serat optik multimode dapat memandu lebih dari satu moda, sehingga pemantulan cahaya berulang dalam medium *core-cladding* serat optik dapat saling berinterferensi dalam serat optik multimode. Interferensi konstruktif dalam serat multimode yang terjadi secara berulang dan periodik serta menghasilkan intensitas maksimum disebut sebagai peristiwa *self imaging*.

Perubahan tekanan dan getaran mekanis yang diberikan pada serat optik akan mengubah diameter, indeks bias, dan panjang serat optik seperti yang telah disebutkan pada bab sebelumnya. Perubahan parameter serat optik ini dapat menyebabkan pola MMI bergeser, sehingga akan diperoleh hasil daya keluaran yang variatif, yaitu daya keluaran maksimum saat titik *self imaging* mendekati *lead out* serat optik dan daya keluaran minimum saat titik *self imaging* menjauhi *lead out* serat optik. Pengujian pada masing-masing variasi dilakukan sebanyak tiga kali. Berikut adalah tabel rata-rata *error* pengujian detak jantung dan pernapasan menggunakan sensor serat optik SMS yang ditampilkan oleh Tabel 4.7. Dari tabel ini akan dievaluasi konfigurasi sensor yang paling optimal untuk digunakan sebagai sensor detak jantung dan pernapasan secara simultan.

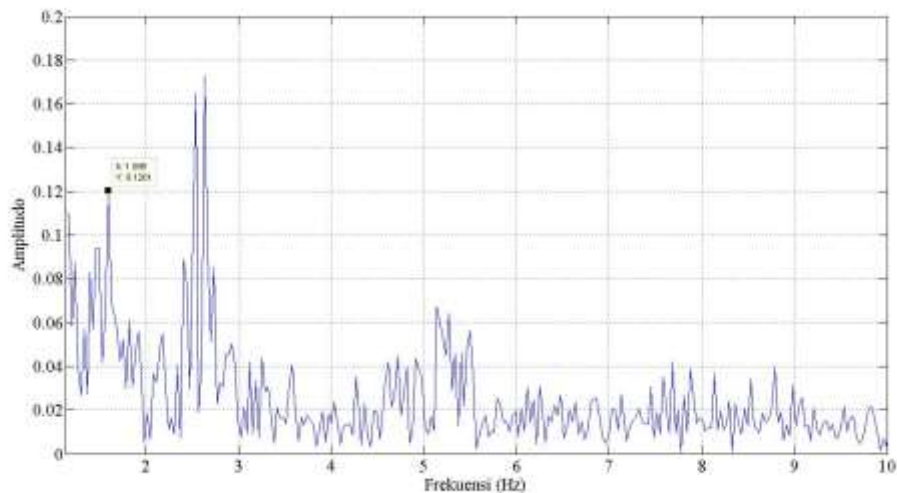
Tabel 4.7 *Error* rata-rata pengukuran detak jantung dan napas secara simultan

Torakal	MMF <i>Coreless</i>		MMF Step Indeks		MMF <i>Graded</i> Indeks	
	Detak jantung (%)	Pernapasan (%)	Detak jantung (%)	Pernapasan (%)	Detak jantung (%)	Pernapasan (%)
1-2	6,1	10,1	14,2	6,4	19,2	29,1
2-3	14,4	19,1	13,2	18,5	14,5	36,4
3-4	17,7	23	14,2	14,3	11,2	20

Berdasarkan tabel di atas dapat diketahui bahwa serat optik SMS sebagai sensor detak jantung yang memiliki performa paling baik adalah serat optik SMS dengan MMF *coreless* dengan probe sensor berada diantara torakal 1-2. Sedangkan untuk sensor pernapasan adalah serat optik SMS dengan MMF step indeks dengan probe sensor diletakkan diantara torakal 1-2. Oleh sebab performa terbaik sebagai sensor detak jantung dan napas dihasilkan oleh konfigurasi serat optik yang berbeda, maka dipilih komposisi yang paling optimal agar diperoleh sensor detak jantung dan pernapasan simultan berbasis serat optik SMS yang baik. Dengan demikian komposisi yang paling optimal diantara konfigurasi serat optik yang telah diujikan adalah serat optik SMS dengan MMF *coreless* dengan peletakkan punggung naracoba diantara torakal 1-2.

4.4 Analisa Karakteristik Sensor pada Variasi Jenis Filter

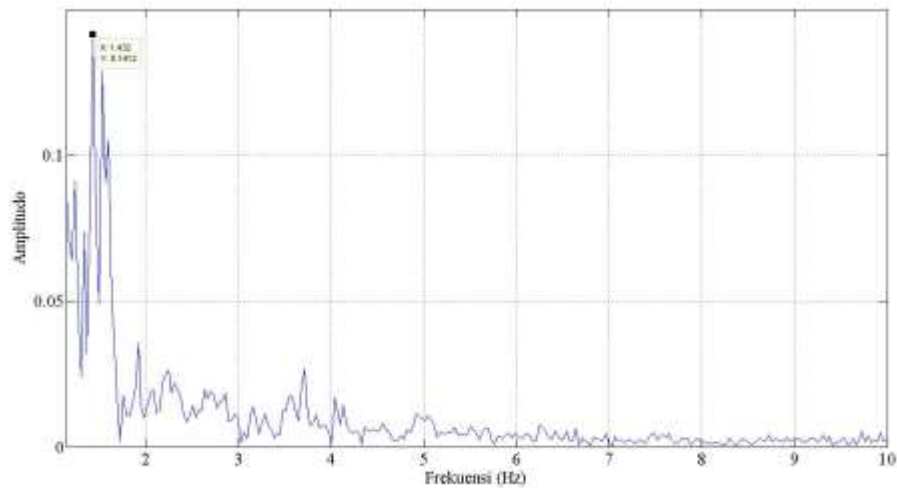
Filter dapat berupa perangkat atau proses yang berfungsi untuk menghilangkan komponen yang tidak diinginkan dalam suatu sinyal masukan. Komponen yang tidak diinginkan ini pada umumnya berupa *noise*. Idealnya, filter tidak menambah frekuensi baru atau mengubah frekuensi sinyal, tetapi filter akan menekan atau mengatenuasi frekuensi sinyal pada rentang yang telah ditetapkan. Pada penelitian ini filter merupakan sebuah proses yang berguna untuk mengurangi dan menekan *noise* pada sensor detak jantung. Peneliti memvariasikan dua jenis filter untuk mendapatkan filter yang paling optimal yaitu Butterworth *bandpass* filter dan Savitzky-Golay filter.



Gambar 4.14 Respon frekuensi sebelum difilter

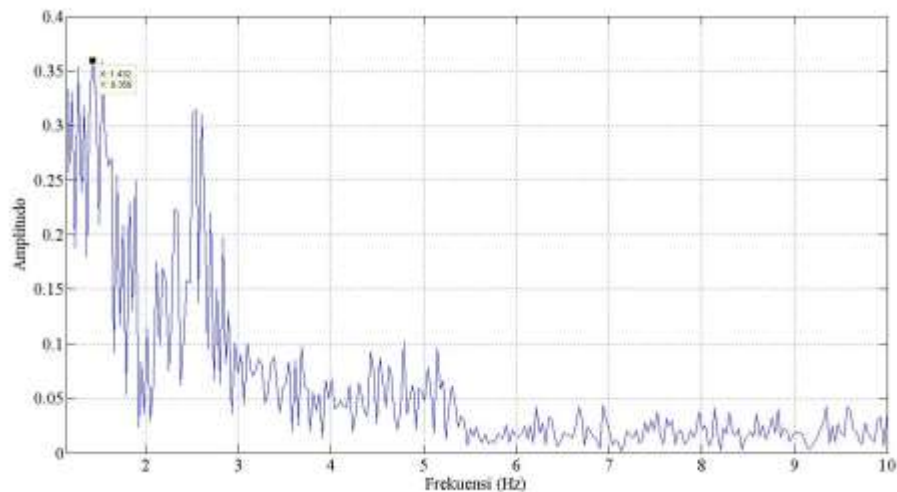
Filter Butterworth adalah jenis filter pemroses sinyal yang dirancang untuk menghasilkan frekuensi serata mungkin (tanpa riak) di *pass band*. Filter Butterworth banyak digunakan untuk analisa gerakan dan bunyi. Kelebihan lain filter ini adalah pemrosesannya yang cepat dan sederhana. Sedangkan filter Savitzky-Golay adalah filter yang dirancang untuk membantu mengembalikan sinyal ke bentuk asli dengan menghilangkan *noise*. Filter S-Golay ini banyak digunakan dalam bidang aplikasi pemrosesan sinyal biomedis (Acharya, Rani, & Agarwal, 2016). Sama halnya seperti filter Butterworth, filter S-Golay ini juga cepat, sederhana, dan efisien dalam hal komputasinya (Acharya et al., 2016). Oleh sebab itu dalam penelitian ini dipilih filter Butterworth dan S-Golay.

Filter Butterworth yang digunakan dalam penelitian ini adalah jenis *bandpass filter* orde 6 dengan rentang 1 Hz – 1.67 Hz. Berikut adalah sampel plot hasil pengujian dalam domain frekuensi yang telah difilter menggunakan filter Butterworth.



Gambar 4.15 Respon frekuensi yang telah difilter dengan filter Butterworth

Pada penelitian ini filter S-Golay dirancang pada orde 3 dengan ukuran *frame* 11. Perancangan ini diestimasi dengan metode *trial and error* sebagaimana diperbolehkan dalam (Acharya et al., 2016) dengan syarat orde polinomial tidak melebihi ukuran *frame*. Berikut adalah sampel plot hasil pengujian dalam domain frekuensi yang telah difilter menggunakan filter S-Golay.



Gambar 4.16 Respon frekuensi yang telah difilter dengan filter S-Golay

Dari gambar di atas, baik pada filter Butterworth maupun filter S-Golay terlihat adanya reduksi magnitude dari frekuensi *noise*, sehingga hasil pengukuran lebih mendekati nilai yang sebenarnya. Berikut adalah tabel perbandingan performa

sensor tanpa filter, dengan filter Butterworth, dan dengan filter S-Golay pada pengujian sensor detak jantung berbasis serat optik SMS menggunakan MMF *coreless* di posisi antara torakal 1-2 yang ditampilkan pada Tabel 4.8 hingga Tabel 4.10. Perbandingan ini digunakan untuk mengevaluasi filter yang paling cocok digunakan dalam kasus penelitian ini.

Tabel 4.8 Hasil *error relative* tanpa filter

Pengukuran ke-	EKG (bpm)	FFT (bpm)	Abs Error (bpm)	<i>Relative error</i>
1	86	96	10	0,116
2	88	82	6	0,068
3	72	85	13	0,181
4	73	70	3	0,041
5	73	77	4	0,055
6	89	66	23	0,258
7	88	82	6	0,068
8	84	70	14	0,167
9	85	78	7	0,082
10	89	92	3	0,034
<i>Relative error rata-rata</i>				0,107

Tabel 4.9 Hasil *error relative* dengan filter Butterworth

Pengukuran ke-	EKG (bpm)	Filter Butterworth + FFT (bpm)	Abs Error (bpm)	<i>Relative error</i>
1	86	86	0	0,000
2	88	92	4	0,045
3	72	69	3	0,042
4	73	72	1	0,014
5	73	71	2	0,027
6	89	74	15	0,169

Pengukuran ke-	EKG (bpm)	Filter Butterworth + FFT (bpm)	Abs Error (bpm)	Relative error
7	88	92	4	0,045
8	84	78	6	0,071
9	85	90	5	0,059
10	89	82	7	0,079
<i>Relative error rata-rata</i>				0,055

Tabel 4.10 Hasil *error relative* dengan filter S-Golay

Pengukuran ke-	EKG (bpm)	Filter S-Golay + FFT (bpm)	Abs Error (bpm)	Relative error
1	86	96	10	0,116
2	88	82	6	0,068
3	72	85	13	0,181
4	73	70	3	0,041
5	73	77	4	0,055
6	89	66	23	0,258
7	88	82	6	0,068
8	84	70	14	0,167
9	85	78	7	0,082
10	89	92	3	0,034
<i>Relative error rata-rata</i>				0,107

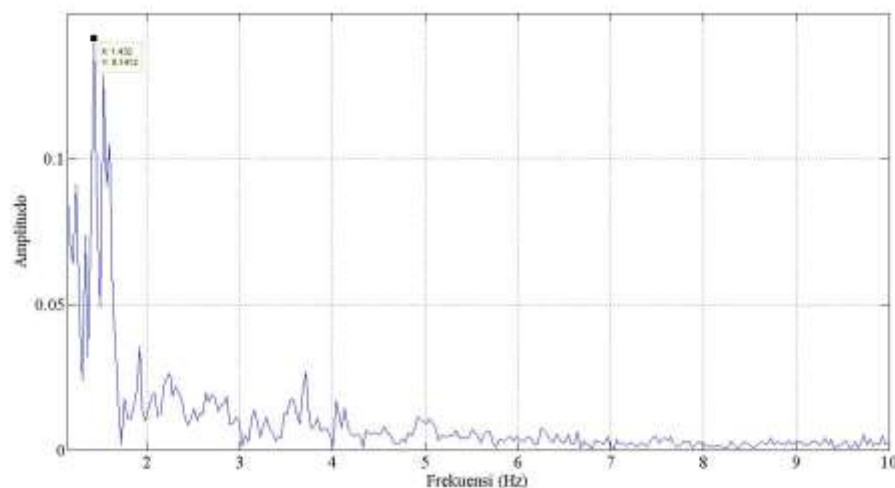
Rerata *relative error* pengukuran dengan metode FFT, FFT+filter Butterworth, dan FFT+filter S-Golay masing masing adalah 10,7%, 5,5%, dan 10,7%. Dengan demikian filter yang memiliki performa paling baik untuk kasus ini adalah filter Butterworth.

4.5 Analisa Karakteristik Serat Optik SMS untuk Monitoring Detak Jantung dan Pernapasan Secara Simultan

Monitoring adalah suatu kegiatan pengukuran yang dilakukan dari waktu ke waktu. Pada penelitian ini dilakukan monitoring detak jantung dan pernapasan secara simultan dengan variasi waktu monitoring 30 detik, 1 menit, 5 menit, dan 15 menit untuk satu naracoba dan 15 menit sebanyak tiga kali pengukuran untuk 13 naracoba berikutnya.

4.5.1 Monitoring Detak Jantung dan Pernapasan Secara Simultan Pada 1 Naracoba

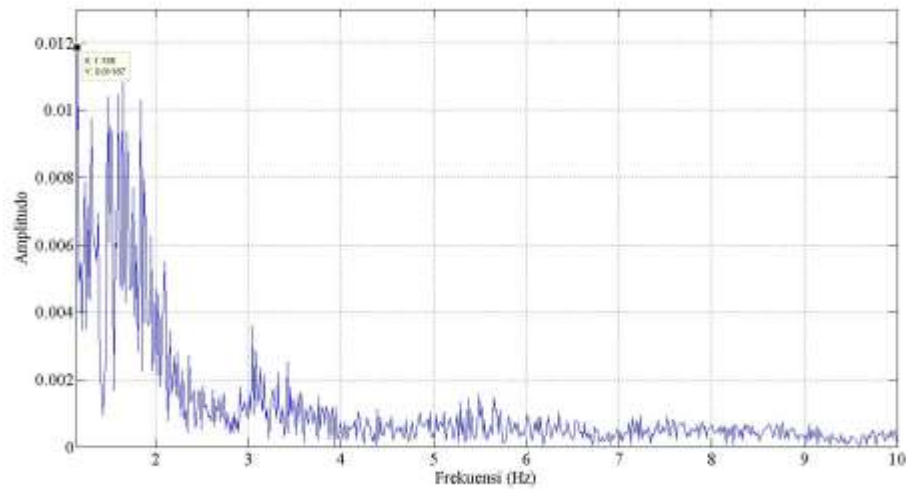
Tahap pertama monitoring detak jantung dan pernapasan secara simultan dilakukan pada satu naracoba dengan variasi waktu 30 detik, 1 menit, 5 menit, dan 15 menit untuk menilai unjuk kerja sensor jika digunakan dalam durasi waktu tersebut. Berikut adalah visualisasi respon frekuensi yang telah difilter menggunakan filter Butterworth.



Gambar 4.17 Plot respon frekuensi pada monitoring detak jantung selama 30 detik

Pada Gambar 4.17 menunjukkan plot respon frekuensi untuk monitoring detak jantung selama 30 detik yang menunjukkan puncak frekuensi berada pada 1,432 Hz yang berarti 86 bpm. Hasil ini bersesuaian dengan hasil monitoring yang ditunjukkan oleh EKG yaitu 86 bpm. Sementara untuk monitoring pernapasan menunjukkan hasil yang juga bersesuaian dengan hitung manual yaitu 16 bpm.

Berikut adalah plot respon frekuensi monitoring detak jantung selama 1 menit yang ditunjukkan oleh Gambar 4.18.



Gambar 4.18 Plot respon frekuensi pada monitoring detak jantung selama 1 menit

Pada Gambar 4.18 menunjukkan plot respon frekuensi untuk monitoring detak jantung selama 1 menit yang menunjukkan puncak frekuensi berada pada 1,155 Hz yang berarti 69 bpm. Pada hasil monitoring EKG selama 1 menit menunjukkan detak jantung sebesar 72 bpm, hal ini berarti terdapat selisih 3 bpm dengan hasil monitoring dari sensor. Sementara untuk monitoring pernapasan menunjukkan selisih hasil 1 bpm dengan hitung manual, masing-masing yaitu 28 bpm dan 29 bpm.

Pada Gambar 4.19 menunjukkan plot respon frekuensi untuk monitoring detak jantung selama 5 menit yang telah difilter menggunakan filter Butterworth. Gambar 4.19 menunjukkan puncak frekuensi berada pada 1,194 Hz yang berarti 72 bpm. Sedangkan hasil monitoring EKG selama 5 menit menunjukkan detak jantung sebesar 73 bpm, hal ini berarti terdapat selisih 1 bpm dengan hasil monitoring dari sensor. Sementara untuk monitoring pernapasan menunjukkan hasil 33 bpm, sedangkan hasil hitung manual menunjukkan nilai 34 bpm.

4.5.2 Monitoring Detak Jantung dan Pernapasan Secara Simultan pada 13 Naracoba

Sensor serat optik SMS yang telah diuji untuk monitoring pada durasi waktu 30 detik, 1 menit, 5 menit, dan 15 menit terbukti dapat memonitoring detak jantung dan pernapasan secara simultan. Sehingga untuk mengetahui ujuk kerja serat optik SMS sebagai sensor detak jantung dan pernapasan, dilakukan pengujian pada 13 naracoba. Berikut adalah tabel hasil monitoring detak jantung dan pernapasan.

Tabel 4.11 Hasil monitoring detak jantung pada 13 naracoba

Nara-coba	Pengukuran ke-												Relative Error Rata-rata
	1				2				3				
	EKG (bpm)	Sensor SMS (bpm)	Abs Error (bpm)	Relative Error	EKG (bpm)	Sensor SMS (bpm)	Abs Error (bpm)	Relative Error	EKG (bpm)	Sensor SMS (bpm)	Abs Error (bpm)	Relative Error	
A	54	55	1	0,019	60	57	3	0,050	55	52	3	0,055	0,041
B	95	88	7	0,074	86	77	9	0,105	89	80	9	0,101	0,093
C	78	78	0	0,000	71	67	4	0,056	74	73	1	0,014	0,023
D	65	69	4	0,062	68	67	1	0,015	65	74	9	0,138	0,072
E	71	74	3	0,042	73	78	5	0,068	72	78	6	0,083	0,065
F	82	81	1	0,012	77	72	5	0,065	70	68	2	0,029	0,035
G	74	76	2	0,027	71	68	3	0,042	69	75	6	0,087	0,052
H	72	63	9	0,125	69	64	5	0,072	64	61	3	0,047	0,081
I	68	68	0	0,000	66	69	3	0,045	66	68	2	0,030	0,025
J	77	80	3	0,039	74	77	3	0,041	78	71	7	0,090	0,056
K	70	75	5	0,071	68	72	4	0,059	76	72	4	0,053	0,061
L	72	76	4	0,056	75	75	0	0,000	71	74	3	0,042	0,033
M	81	78	3	0,037	76	76	0	0,000	80	72	8	0,100	0,046
<i>Relative Error Rata-rata Total</i>													0,053

Tabel 4.12 Hasil monitoring pernapasan pada 13 naracoba

Nara-coba	Pengukuran ke-												Relati ve Error Rata- rata
	1				2				3				
	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	Relative Error	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	Relative Error	Manual (bpm)	FFT (bpm)	Abs error (bpm)	Relative Error	
A	26	27	1	0,038	22	23	1	0,045	20	20	0	0,000	0,028
B	20	20	0	0,000	20	20	0	0,000	18	20	2	0,111	0,037
C	21	21	0	0,000	21	20	1	0,048	21	21	0	0,000	0,016
D	21	20	1	0,048	24	23	1	0,042	26	26	0	0,000	0,030
E	18	18	0	0,000	20	20	0	0,000	22	22	0	0,000	0,000
F	14	13	1	0,071	15	17	2	0,133	16	20	4	0,250	0,152
G	20	20	0	0,000	24	25	1	0,042	30	27	3	0,100	0,047
H	28	24	4	0,143	24	25	1	0,042	24	27	3	0,125	0,103
I	20	20	0	0,000	20	21	1	0,050	18	18	0	0,000	0,017
J	30	31	1	0,033	30	31	1	0,033	24	23	1	0,042	0,036
K	27	27	0	0,000	34	33	1	0,029	30	29	1	0,033	0,021
L	19	18	1	0,053	48	48	0	0,000	20	18	2	0,100	0,051
M	20	18	2	0,100	22	23	1	0,045	16	16	0	0,000	0,048
<i>Relative Error Rata-rata Total</i>												0,045	

Tabel 4.11 dan Tabel 4.12 masing-masing berisi hasil monitoring detak jantung dan pernapasan, beserta selisih nilai yang didapatkan dari sensor dan validator berupa *error*. Nilai jumlah napas dan detak jantung diperoleh dari pengujian berdurasi waktu 15 menit dan diulang sebanyak 3 kali secara berturut-turut.

Akurasi dari sensor adalah kemampuan sensor untuk memberikan hasil keluaran yang nilainya mendekati nilai sebenarnya. Akurasi dapat dihitung dengan menghitung *relative error*. Pada pengujian ini berdasarkan Tabel 4.11 dan Tabel 4.12 diperoleh *relative error* rata-rata monitoring detak jantung dan pernapasan masing-masing adalah 5,3% dan 4,5%. Serta diperoleh nilai *absolute error* rata-rata monitoring detak jantung adalah 3,85 bpm dan *absolute error* rata-rata monitoring pernapasan adalah 0,73.

Hasil pada penelitian ini jika dibandingkan dengan penelitian sensor detak jantung dan pernapasan berbasis serat optik ditunjukkan oleh tabel berikut.

Tabel 4.13 Perbandingan hasil penelitian ini dengan penelitian sebelumnya

Jenis serat optik	<i>Error</i> pengukuran	Keterangan	Referensi
Multimode graded indeks	<i>Error</i> pengukuran detak jantung = 2 bpm	Sensor serat optik MMF <i>graded</i> indeks dengan konfigurasi <i>microbending</i> dikaitkan di dada seperti sabuk.	(Yang et al., 2015)
Fiber Bragg Grating	<i>Error</i> pengukuran detak jantung = 6 bpm	Sensor serat optik diletakkan diantara sebuah <i>flexi board</i> sebagai penghantar getaran dan punggung naracoba.	(Krej & Skibniewski, 2015)
Fiber Bragg Grating	<i>Error</i> pengukuran detak jantung = 2,6% <i>Error</i> pengukuran pernapasan = 0,38%	Sensor ini berupa 12 buah FBG yang disematkan pada baju, FBG diletakkan dibagian torak-abdomen.	(Presti et al., 2017)

Jenis serat optik	Error pengukuran	Keterangan	Referensi
Multimode graded indeks	<i>Error</i> pengukuran detak jantung = 4,54 bpm <i>Error</i> pengukuran pernapasan = 3,76 bpm	Serat optik dijepit dengan dua buah <i>microbenders</i> dan posisi sensor berada di bawah tubuh naracoba.	(Zhang et al., 2018)
Polimer	<i>Error</i> pengukuran pernapasan = 1 bpm <i>Error</i> pengukuran detak jantung = 4 bpm	Sensor serat optik dikaitkan di dada seperti sabuk dan dapat digunakan untuk pengukuran pernapasan dan detak jantung saat naracoba berjalan.	(Leal-junior et al., 2019)
SMS	<i>Error</i> pengukuran pernapasan = 0,73 bpm = 4,5% <i>Error</i> pengukuran detak jantung = 3,85 bpm = 5,3%	Sensor diletakkan diantara matras dan punggung naracoba. Konfigurasi sensor adalah lurus.	Penelitian ini

Nilai *error* pada penelitian ini didapatkan dari selisih hasil yang diperoleh dari sensor SMS dengan hasil yang diperoleh dari EKG *portable*. EKG merupakan *golden standard* untuk monitoring detak jantung. Berdasarkan Tabel 4.13, apabila dibandingkan dengan penelitian-penelitian sebelumnya, besar *error* pada penelitian ini berada di tengah penelitian-penelitian sebelumnya. Berdasarkan (Nelson & Allen, 2019) *error* yang masih dapat diterima untuk pengukuran detak jantung adalah < 10%. Jika ditinjau dari kenyamanan naracoba dalam menggunakan sensor, biaya, kemudahan fabrikasi, dan kesederhanaan sensor, penelitian ini lebih unggul.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, kesimpulan yang dapat diambil dengan mengacu pada tujuan penelitian adalah sebagai berikut:

1. Daya optik serat SMS mengalami perubahan yang disebabkan oleh pernapasan dan detak jantung karena, pernapasan dan detak jantung memberikan tekanan secara periodik pada serat optik. Tekanan tersebut menyebabkan terjadinya strain pada serat optik, dimana strain mengubah parameter optik seperti panjang, diameter, dan indeks bias serat optik. Perubahan parameter optik akan mengubah penjalaran cahaya di dalamnya yang diikuti dengan perubahan daya optik.
2. Posisi sensor terbaik untuk mengukur pernapasan dan detak jantung berada diantara torakal 1-2. Sedangkan struktur serat optik paling optimal adalah serat optik SMS dengan serat multimode *coreless*. Filter Butterworth orde 6 memiliki performa lebih baik jika dibandingkan dengan filter Savitzky-Golay. *Error* pengukuran pernapasan sebesar 4,5% yang sebanding dengan 0,73 bpm dan *error* pengukuran detak jantung sebesar 5,3% yang sebanding dengan 3,85 bpm.

5.2 Saran

Saran untuk penelitian selanjutnya adalah menggunakan detektor cahaya yang memiliki *sampling frequency* sekurang kurangnya 1kHz agar dapat diperoleh bentuk sinyal yang berkorelasi dengan sinyal *heart sound*. Sinyal *heart sound* terdiri dari S1-S4 untuk menggambarkan fase jantung. Saat ini *heart sound* dapat diketahui dan direkam menggunakan *phonocardiogram* (PCG). Apabila sensor serat optik ini dikembangkan, maka dapat digunakan sebagai alternatif PCG yang dapat menganalisa kelainan pada jantung.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- Acharya, D., Rani, A., & Agarwal, S. (2016). Application of adaptive Savitzky — Golay filter for EEG signal processing &. *Perspectives in Science*, 8, 677–679. <https://doi.org/10.1016/j.pisc.2016.06.056>
- Al-Aubidy, K. M. (2002). Sensor Characteristics. *Design of Medical Electronic Devices*, (2), 75–107. <https://doi.org/10.1016/b978-012550711-0/50016-7>
- An, J., Zhao, Y., Jin, Y., & Shen, C. (2013). Optik Relative humidity sensor based on SMS fiber structure with polyvinyl alcohol coating. *Optik - International Journal for Light and Electron Optics*, 124(23), 6178–6181. <https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2013.04.095>
- Apple Inc. (2019). Beddit Sleep Monitor. Retrieved May 12, 2019, from <https://www.beddit.com/>
- Bentley, J. P. (2005). *Principles of Measurement Systems* (Fourth). Edinburg: Pearson Education Limited.
- Bonde, A., Wang, J., & Howard, R. E. (2017). Monitoring a Person ' s Heart Rate and Respiratory Rate on a Shared Bed Using Geophones. In *The 15th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems (SenSys 2017)* (pp. 1–14). <https://doi.org/10.1145/3131672.3131679>
- Castro, A., Vinhoza, T. T. V., Mattos, S. S., & Coimbra, M. T. (2013). Heart sound segmentation of pediatric auscultations using wavelet analysis. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 3909–3912. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610399>
- Cheema, A., & Singh, M. (2013). Steps Involved in Heart Sound Analysis- A Review of Existing Trends, 4(July), 2921–2925.
- Cleveland Clinic. (2019). Vital Signs _ Cleveland Clinic. Retrieved April 14, 2019, from <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/10881-vital-signs>

- Cretikos, M. A., Bellomo, R., Hillman, K., Chen, J., & Finfer, S. (2008). Respiratory rate: the neglected vital sign. *The Medical Journal of Australia*. Retrieved from <https://www.mja.com.au/journal/2008/188/11/respiratory-rate-neglected-vital-sign>
- Cyberphysics. (2019). The PQRST Heart Trace. Retrieved from <http://www.cyberphysics.co.uk/topics/medical/heart/PQRST.html>
- Fang, Z., Chin, K. K., Qui, R., & Cai, H. (2012). Fundamentals of Optical Fibers. In *Fundamentals of Optical Fiber Sensors* (Vol. 1, pp. 10–75). John Wiley & Sons, Inc.
- Hatta, A. M. (2009). Singlemode-Multimode-Singlemode Optical Fibre Structures for Optical Sensing Singlemode-Multimode- Singlemode Optical Fibre Structures for Optical Sensing. *Technology*. <https://doi.org/10.21427/D7TP5F>
- Hatta, A. M., Semenova, Y., Wu, Q., & Farrell, G. (2010). Strain sensor based on a pair of single-mode-multimode-single-mode fiber structures in a ratiometric power measurement scheme. *Applied Optics*, 49(3), 536. <https://doi.org/10.1364/ao.49.000536>
- Herman, I. P. (2007). *Physics of the Human Body*. Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-540-29604-1_7
- John Hopkins. (2019). Vital Signs (Body Temperature, Pulse Rate, Respiration Rate, Blood Pressure) _ Johns Hopkins Medicine. Retrieved April 14, 2019, from <https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/vital-signs-body-temperature-pulse-rate-respiration-rate-blood-pressure>
- Krej, M., & Skibniewski, F. W. (2015). A Method of Detecting Heartbeat Locations in the Ballistocardiographic Signal From the Fiber-Optic Vital Signs Sensor, *19*(4), 1443–1450.
- Krohn, D., MacDougall, T., & Mendez, A. (2014). *SPIE Fiber Optic Sensors Fundamentals and Applications*.

- Kumar, M., Kumar, A., & Mani, S. (2014). A comparison of temperature sensing characteristics of SMS structures using step and graded index multimode fibers. *Optics Communications*, *312*, 222–226. <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2013.09.034>
- Leal-junior, A. G., Díaz, C. R., Leitão, C., José, M., & Marques, C. (2019). Polymer optical fiber-based sensor for simultaneous measurement of breath and heart rate under dynamic movements. *Optics and Laser Technology*, *109*(August 2018), 429–436. <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2018.08.036>
- Liu, J. J., Huang, M., Xu, W., Zhang, X., Stevens, L., & Alshurafa, N. (2015). BreathSens : A Continuous On-Bed Respiratory Monitoring System With Torso Localization Using an Unobtrusive Pressure Sensing Array, *19*(5), 1682–1688.
- Luo, D., Yue, Y., Li, P., Ma, J., Zhang, L. L., Ibrahim, Z., & Ismail, Z. (2016). Concrete beam crack detection using tapered polymer optical fiber sensors. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, *88*, 96–103. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2016.03.028>
- Morisawa, M., & Muto, S. (2012). Plastic Optical Fiber Sensing of Alcohol Concentration in Liquors, *2012*(1), 1–6. <https://doi.org/10.1155/2012/709849>
- Nelson, B. W., & Allen, N. B. (2019). Accuracy of consumer wearable heart rate measurement during an ecologically valid 24-hour period: Intraindividual validation study. *Journal of Medical Internet Research*, *21*(3). <https://doi.org/10.2196/10828>
- Nersisson, R., & Noel, M. M. (2016). Heart sound and lung sound separation algorithms : a review Heart sound and lung sound separation algorithms : a review, *1902*(July). <https://doi.org/10.1080/03091902.2016.1209589>
- Netter. (2006). Atlas of Human Anatomy.
- Ngo, C., Misgeld, B., Vollmer, T., Winter, S., & Leonhardt, S. (2014). Linear affine lung mechanics model with emphasis on pleural dynamics. *Biomedizinische*

Technik, 59, S807–S810. <https://doi.org/10.1515/bmt-2014-5011>

- Permana, D., Sanjaya, W. S. M., & Aliah, H. (2015). Desain Dan Implementasi Perancangan Elektrokardiograf (EKG) Berbasis Bluetooth. *ALHAZEN Journal of Physics ISSN*, 2(1), 2407–9073. Retrieved from journal.uinsgd.ac.id/index.php/ahjop/article/download/309/323
- Pitero, M. A. de. (2019). Normal respiratory rates_ Adults and children. Retrieved May 14, 2019, from <https://www.medicalnewstoday.com/articles/324409.php>
- Presti, D. Lo, Massaroni, C., & Formica, D. (2017). Smart textile based on 12 fiber Bragg gratings array for vital signs monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 1748(c), 6037–6043. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2017.2731788>
- Senior, J. M., & Jamro, M. Y. (2009). *Optical Fiber Communications: Principles and Practice*. <https://doi.org/10.1080/716099703>
- Suraya, E., & Hatta, A. M. (2018). Pernapasan Berbasis Serat Optik Singlemode-Multimode-Singlemode (SMS) Pada Matras.
- Varghees, V. N., & Ramachandran, K. I. (2014). A novel heart sound activity detection framework for automated heart sound analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 13(1), 174–188. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2014.05.002>
- Wang, Q. (2008). Investigation on singlemode-multimode- singlemode fiber structure, (April). <https://doi.org/10.1109/JLT.2007.915205>
- Woollaston, V. (2014). Sleep Number “Smart” bed monitors movement, breathing and heart rate.
- Yang, X., Chen, Z., Ser, C., Elvin, M., Hong, L., & Janice, Y. (2015). Textile Fiber Optic Microbend Sensor Used for Heartbeat and Respiration Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 15(2), 757–761.
- Zhang, Y., Chen, Z., & Hee, H. I. (2018). Noninvasive Measurement of Heart Rate and Respiratory Rate for Perioperative Infants. *Journal of Lightwave*

Technology, PP(c), 1. <https://doi.org/10.1109/JLT.2018.2883413>

Zhao, Y., Li, X. G., Meng, F. C., & Zhao, Z. (2014). A vibration-sensing system based on SMS fiber structure. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 214, 163–167. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2014.04.044>

Halaman ini sengaja dikosongkan

LAMPIRAN A SPESIFIKASI PERALATAN

I. Serat Optik Singlemode Pigtail



SPECIFICATIONS			
Connector Type		SC/ST/FC/LC/MTRJ	
Optical Fiber		Corning single-mode G652D, G657A, G657B	Corning multi-mode OM1, OM2, OM3, OM4
Cable Type		PVC(standard) & LSZH (Low Smoking Zero Halogen) on request 0.9mm/2.0mm/3.0mm Simplex & Duplex	
Cable Color, Length		Yellow for single mode, orange for multi-mode & aqua for OM3 1m, 2m and 3m. Other lengths on request.	
Optical Specification	Insertion Loss	Typical: $\leq 0.2\text{dB}$, Max. 0.3dB (MTRJ: Max. 0.5dB)	Typical: $\leq 0.2\text{dB}$, Max. 0.3dB (MTRJ: Max. 0.5dB)
	Return Loss	$\text{PC} \geq 45\text{dB}$, $\text{UPC} \geq 50\text{dB}$, $\text{APC} \geq 60\text{dB}$	$\geq 30\text{dB}$
Mechanical Specification	Ferrule	Ceramic, (MTRJ: PS-Polyphenylene Sulphide)	
	Apex Offset	$< 50\mu\text{m}$	
	Fiber Height	$\pm 100\text{nm}$	
	Radius of Curvature	7mm R $< 25\text{mm}$ (Excluding MTRJ)	
	Repeatability	$\leq 0.2\text{dB}$ 1,000 times mating cycles	
Working Temperature		$-40^{\circ}\text{C} \sim +85^{\circ}\text{C}$	
Storage Temperature		$-40^{\circ}\text{C} \sim +85^{\circ}\text{C}$	

II. Serat Optik Multimode



Spesifikasi serat optik multimode *coreless* yang digunakan adalah FG125LA

Specifications			
Item #	FG125LA	FG250LA	FG400LA
Wavelength Range	400 - 2400 nm		
Return Loss	>65 dB with 0.25 m		
Glass Diameter	125 ± 1 µm	250 ± 10 µm	400 ± 15 µm
Coating Diameter	250 µm ± 5%	400 ± 20 µm	550 ± 20 µm
Coating	Acrylate		
Glass Refractive Index	1.467287 @ 436 nm 1.458965 @ 589.3 nm 1.450703 @1020 nm 1.444 @1550 nm		
Operating Temperature	-40 to 85 °C		
Proof Test Level	>100 kpsi		
Recommended Stripping Tool	T06S13 or FTS4	T12S16	T18S25

Spesifikasi serat optik multimode step index yang digunakan adalah

0.22 NA Hard Cladding, Silica Core, Multimode Fiber	
Wavelength Range	400 - 2400 nm(Low OH) 250 - 1200 nm (High OH) ^a
Core / Cladding	Pure Silica / Fluorine-Doped Silica
Coating	Acrylate
Operating Temperature	-40 to 85 °C
Numerical Aperture (NA)	0.22± 0.02
Bandwidth @ 820 nm	15 MHz•km

III. Sumber Cahaya



Type	JW3109			
Wavelengths(nm)	650	1310/1550	850/1300	850/1300/1310/1550
Emitter Type	FP-LD,LED or others please specify			
Typical Output Power (dBm)	0	-7dBm for LD, -20dBm for LED		
Spectral Width(nm)	1. ≤ 10			
Output Stability	$\pm 0.05\text{dB}/15\text{mins}$; $\pm 0.1\text{dB}/8\text{hours}$			
Modulation Frequencies	CW,2Hz	CW,270Hz,1KHz,2KHz		
Optical Connector	FC/ universal adaptor	FC/PC		
Power Supply	Alkaline Battery(3 AA 1.5V batteries)			
Battery Operating Time(hour)	45			
Operating Temperature($^{\circ}\text{C}$)	-10~+60			
Storage Temperature($^{\circ}\text{C}$)	-25~+70			
Dimension(mm)	175x82x33			
Weight (g)	295			
Joinwit Recommendation				
JW3109 Handheld Light Source is designed for optimal use with JW3208 Optical Power Meter for measuring optical loss on both single mode and multimode fiber cable.				

IV. Detektor



Item #	PM100USB
Display	
Display Type	External PC - Windows Application or Driver Set
Display Screens	Windows Application Software Provided
GUI Refresh Rate	300 Hz (Dependent on PC and Settings)
Sensor Interface	
Compatible Sensors	All Photodiodes, Thermopiles, and Pyros See below for full sensor specs
AD Converter	16 bit
Connector	DB9F
Sensor Temperature Control	Thermistor
Temperature Measurement Range	-10 to 80 °C
Digital Outputs	
Connector / Interface	Mini USB / USB2.0
Power	
Battery	N/A
Charger / DC Input	USB / PC Provided
Dimensions and Mounting	
Dimensions (LxWxH)	93.1 mm x 60.4 mm x 28.7 mm (3.67" x 2.38" x 1.13")
Weight	0.15 kg (0.33 lbs)
Operating Temperature	0 to 40 °C
Storage Temperature	-40 to 70 °C

S155C	
Detector Type	InGaAs Photodiode
Wavelength Range	800 - 1700 nm
Optical Power Working Range	1 nW - 20 mW (-60 dBm ... +13 dBm)
Max Average Power Density	10 W/cm ²
Max Pulse Energy	20 µJ
Linearity	± 0.5%
Resolution ¹⁾	100 pW (-70 dBm)
Measurement Uncertainty ²⁾	±5%
Typical Application	Low Power Fiber Lasers
Laser Types	Fiber coupled Diode, He-Cd, Arlo, Krlo, Dye, Ti-Sapphire
Coating /Diffuser	N/A
Cooling	Convection
Head Temperature Measurement ³⁾	NTC Thermistor 3 kΩ
Console Compatibility	PM100D, PM100A, PM100USB, PM200, PM320E
Response Time	< 1 µs
Sensor Dimensions	36.2 x 31 x 14.5 mm (w/o fiber adapter)
Active Detector Area	Ø2 mm
Input Aperture	Ø5 mm
Connector	Sub-D 9p male
Weight	0.03 kg
Aperture Thread	SM05, outer thread
Fiber Adapters (optional)	SC, LC, ST, SMA (FC included)

¹⁾ Measured with PM100D console in bandwidth low setting.

²⁾ Beam diameter > 1mm

³⁾ This specification is valid for S155C devices from serial number 1203xxx. For older versions, please contact technical support.

LAMPIRAN B

DATA MONITORING 13 NARACOBA

I. DATA PERNAPASAN

Nara-coba	Berat badan (kg)	PENGUKURAN KE-												Relative error rata-rata	Abs error rata-rata (bpm)			
		1				2				3								
		Daya (dBm)	Manual (bpm)	Sensor SMS (bpm)	Abs Error (bpm)	Relative Error	Daya (dBm)	Manual (bpm)	Sensor SMS (bpm)	Abs Error (bpm)	Relative Error	Daya (dBm)	Manual (bpm)			Sensor SMS (bpm)	Abs Error (bpm)	Relative Error
A	56,1	-28,96	26	27	1	0,04	-28,32	22	23	1	0,045	-30,08	20	20	0	0,00	0,028	0,50
B	86,9	-31,58	20	20	0	0,00	31,205	20	20	0	0,000	-29,1	18	20	2	0,11	0,037	0,50
C	50,5	-28,02	21	21	0	0,00	-26,1	21	20	1	0,048	-27,17	21	21	0	0,00	0,016	0,25
D	46,7	-28,08	21	20	1	0,05	-27,55	24	23	1	0,042	-24,55	26	26	0	0,00	0,030	0,50
E	68,8	-28,81	18	18	0	0,00	-31,13	20	20	0	0,000	-35,11	22	22	0	0,00	0,000	0,00
F	55,5	-28,38	14	13	1	0,07	-32,2	15	17	2	0,133	-32,92	16	20	4	0,25	0,152	1,75
G	48,4	-31,77	20	20	0	0,00	-32,47	24	25	1	0,042	-35,88	30	27	3	0,10	0,047	1,00
H	61	-31,85	28	24	4	0,14	-31,31	24	25	1	0,042	-33,09	24	27	3	0,13	0,103	2,00
I	52	-27,09	20	20	0	0,00	-30,42	20	21	1	0,050	-32,34	18	18	0	0,00	0,017	0,25
J	59	-27,02	30	31	1	0,03	-31,83	30	31	1	0,033	-33,19	24	23	1	0,04	0,036	0,75
K	50	26,102	27	27	0	0,00	-27,17	34	33	1	0,029	-28,02	30	29	1	0,03	0,021	0,50
L	77,8	-26,94	19	18	1	0,05	-24,59	48	48	0	0,000	-29,67	20	18	2	0,10	0,051	0,75
M	74,5	-28,38	20	18	2	0,10	-32,32	22	23	1	0,045	-33,96	16	16	0	0,00	0,048	0,75
Error rata-rata total																0,045	0,73	

II. DATA DETAK JANTUNG

Nara-coba	Berat badan (kg)	Pengukuran ke-															Relative Error Rata2	Abs Error Rata2
		1					2					3						
		Daya (dBm)	EKG	Sensor SMS	Abs Error	Relative Error	Daya (dBm)	EKG	Sensor SMS	Abs Error	Relative Error	Daya (dBm)	EKG	Sensor SMS	Abs Error	Relative Error		
A	56,1	-28,96	54	55	1	0,019	-28,32	60	57	3	0,05	-30,08	55	52	3	0,055	2,33	
B	86,9	-31,58	95	88	7	0,074	-31,205	86	77	9	0,1	-29,1	89	80	9	0,101	8,33	
C	50,5	-28,02	78	78	0	0	-26,1	71	67	4	0,06	-27,17	74	73	1	0,014	1,67	
D	46,7	-28,08	65	69	4	0,062	-27,55	68	67	1	0,01	-24,55	65	74	9	0,138	4,67	
E	68,8	-28,81	71	74	3	0,042	-31,13	73	78	5	0,07	-35,11	72	78	6	0,083	4,67	
F	55,5	-28,38	82	81	1	0,012	-32,2	77	72	5	0,06	-32,92	70	68	2	0,029	2,67	
G	48,4	-31,77	74	76	2	0,027	-32,47	71	68	3	0,04	-35,88	69	75	6	0,087	3,67	
H	61	-31,85	72	63	9	0,125	-31,31	69	64	5	0,07	-33,09	64	61	3	0,047	5,67	
I	52	-27,09	68	68	0	0	-30,42	66	69	3	0,05	-32,34	66	68	2	0,03	1,67	
J	59	-27,02	77	80	3	0,039	-31,83	74	77	3	0,04	-33,19	78	71	7	0,09	4,33	
K	50	26,102	70	75	5	0,071	-27,17	68	72	4	0,06	-28,02	76	72	4	0,053	4,33	
L	77,8	-26,94	72	76	4	0,056	-24,59	75	75	0	0	-29,67	71	74	3	0,042	2,33	
M	74,5	-28,38	81	78	3	0,037	-32,32	76	76	0	0	-33,96	80	72	8	0,1	3,67	
Error rata-rata total																	0,053	3,85

LAMPIRAN C
DATA EKSPERIMEN PERUBAHAN BERAT PUNGGUNG

Naracoba -	Berat badan (kg)	Berat punggung <i>inhale</i> (kg)	Berat punggung <i>exhale</i> (kg)	Selisih berat punggung (kg)	Selisih berat punggung rata-rata (kg)
Naracoba A	57,30	18,34	17,79	0,55	1,43
		19,54	17,79	1,75	
		19,78	17,79	1,99	
Naracoba B	39,65	11,05	11,58	0,53	0,783
		12,07	10,96	1,11	
		12,29	11,58	0,71	
Naracoba C	81,58	37,94	38,08	0,14	0,503
		39,5	39,53	0,03	
		40,87	39,53	1,34	
Naracoba D	58,68	19,18	18,35	0,83	1,386
		18,7	18,13	1,57	
		19,52	17,76	1,76	
Naracoba E	43,21	11,14	11,5	0,36	0,68
		12,27	11,82	0,88	
		11,29	12,09	0,8	
Naracoba F	59,67	19,04	18,49	0,55	0,3367
		18,19	18,49	0,3	
		17,63	17,79	0,16	

Naracoba -	Berat badan (kg)	Berat punggung <i>inhale</i> (kg)	Berat punggung <i>exhale</i> (kg)	Selisih berat punggung (kg)	Selisih berat punggung rata-rata (kg)
Naracoba G	60	18,13	18,32	0,19	0,713
		17,45	18,5	1,05	
		17,2	18,1	0,9	
Selisih berat punggung rata-rata seluruh naracoba (kg)					0,83

BIODATA PENULIS



Niza Rosyda Amalia, lahir di Kediri pada tanggal 25 Oktober 1994. Memulai Sekolah Dasar pada tahun 2001 di SDN Ngronggo 8 Kota Kediri. Kemudian melanjutkan sekolah di MTsN II Kediri hingga tahun 2010. Di jenjang Sekolah Menengah Atas penulis bersekolah di SMAN 1 Kediri. Pada tahun 2013 penulis melanjutkan pendidikan di Departemen Teknik Fisika Fakultas Teknologi Industri ITS. Selama berstatus sebagai mahasiswa sarjana, penulis aktif di organisasi kemahasiswaan yaitu Badan Eksekutif Mahasiswa Fakultas Teknologi Industri (BEM FTI) ITS dan di Laboratorium Rekayasa Fotonika. Pada tahun 2016 penulis melaksanakan kerja praktik di PT. Indonesia Power Unit Pembangkitan Semarang yang merupakan perusahaan yang bergerak dalam bidang pembangkit listrik. Penulis menyelesaikan pendidikan program sarjana pada September 2017. Pada tahun 2018, penulis melanjutkan pendidikan magister di Jurusan Teknik Fisika bidang Rekayasa Instrumentasi Industri melalui program beasiswa BPP-DN DIKTI *Fresh Graduate*. Penulis dapat dihubungi melalui email nizarosydaa@gmail.com.