



TUGAS AKHIR - TF 181801

**RANCANG BANGUN SISTEM MONITORING
DETAH JANTUNG MENGGUNAKAN SERAT
OPTIK BERSTRUKTUR SINGLEMODE-
MULTIMODE-SINGLEMODE (SMS)**

Roni Kusumah
NRP. 0231 1745 000 056

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

DEPARTEMEN TEKNIK FISIKA
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019



FINAL PROJECT - TF 181801

***DESIGN AND FABRICATION OF HEART RATE
MONITORING SYSTEM BASED ON
SINGLEMODE-MULTIMODE-SINGLEMODE
(SMS) FIBER OPTIC STRUCTURE***

Roni Kusumah
NRP. 0231 1745 000 056

Supervisors :
Agus Muhamad Hatta, S. T., M. Si., Ph. D.

ENGINEERING PHYSICS DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019

PERNYATAAN BEBAS PLAGIARISME

Saya yang bertanda tangan di bawah ini

Nama : Roni Kusumah
NRP : 02311745000056
Departemen/ Prodi : Teknik Fisika / S1 Teknik Fisika
Fakultas : Fakultas Teknologi Industri
Perguruan Tinggi : Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul "RANCANG BANGUN SISTEM MONITORING DETAK JANTUNG MENGGUNAKAN SERAT OPTIK BERSTRUKTUR SINGLEMODE-MULTIMODE-SINGLEMODE (SMS)" adalah benar karya saya sendiri dan bukan plagiat dari karya orang lain. Apabila di kemudian hari terbukti terdapat plagiat pada Tugas Akhir ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai ketentuan yang berlaku.

Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan sebenar-benarnya.

Surabaya, 18 Juli 2019

Yang membuat pernyataan,



Roni Kusumah

Roni Kusumah

NRP. 02311745000056

**LEMBAR PENGESAHAN
TUGAS AKHIR**

**RANCANG BANGUN SISTEM MONITORING
DETAK JANTUNG MENGGUNAKAN SERAT OPTIK
BERSTRUKTUR SINGLEMODE-MULTIMODE-
SINGLEMODE (SMS)**

Oleh:

Roni Kusumah
NRP. 02311745000056

Surabaya, 25 Juli 2019

**Menyetujui,
Dosen Pembimbing**



Agus Muhamad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D.
NIP. 19780902 200312 1 002



**Menyetujui,
Ketua Departemen
Teknik Fisika FTI-ITS**

Agus Muhamad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D.
NIP. 19780902 200312 1 002

**RANCANG BANGUN SISTEM MONITORING
DETAK JANTUNG MENGGUNAKAN SERAT
OPTIK BERSTRUKTUR SINGLEMODE-
MULTIMODE-SINGLEMODE (SMS)**

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Program Studi S-1 Departemen Teknik Fisika
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

RONI KUSUMAH
NRP. 02311745000056

Disetujui Oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

1. Agus M. Hatta, S.T., M.Si., Ph.D. (Pembimbing)
2. Prof. Dr. Ir. Sekartedjo, M.Sc (Penguji I)
3. Dr.rer. Nat. Ir. Aulia M.T. Nasution, M.Sc (Penguji II)
4. Dyah Sawitri, ST.,MT. (Penguji III)

SURABAYA
JULI, 2019

RANCANG BANGUN SISTEM MONITORING DETAK JANTUNG MENGGUNAKAN SERAT OPTIK BERSTRUKTUR SINGLEMODE-MULTIMODE- SINGLEMODE (SMS)

Nama : Roni Kusumah
NRP : 02311745000056
Departemen : Teknik Fisika FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Agus M. Hatta, S.T., M.Si, Ph.D.

Abstrak

Detak jantung dan pernafasan adalah parameter fisiologis penting untuk memantau pasien dan menilai kesehatan dalam studi medis. Hal ini dikarenakan karena dua parameter ini terdapat informasi dasar yang penting tentang kondisi fungsi tubuh. Pada penelitian ini telah dilakukan rancang bangun sistem monitoring detak jantung menggunakan sensor serat optik berstruktur *singlemode-multimode-singlemode* (SMS) dengan jenis serat optik *multimode step index* yang diletakkan pada denyut nadi arteri radialis di pergelangan tangan. Sensor untuk monitoring ini memiliki variasi panjang *multimode* 3 cm, 4 cm dan 5 cm. Sedangkan variasi jumlah detak jantung buatan yang dimonitoring oleh sensor meliputi detak 22 bpm - 210 bpm selama 60 detik. Sensor diletakkan pada bagian *subwoofer* dengan variasi besar volume *subwoofer* 10-100% yaitu sebesar 122,42 - 2602,05 mm/s² yang terukur oleh *vibration analyzer*. Pada penelitian ini didapatkan hasil bahwa sensor terbaik yang mampu memonitoring detak jantung adalah sensor dengan panjang multimode 5 cm. Sensor ini memiliki sensitifitas sebesar 0,52 dBm/dB dan persentase kesalahan pembacaan kurang dari 3% pada detak jantung manusia di rentang 88-110 bpm.

Kata kunci: Monitoring, Detak Jantung, Serat Optik, *Singlemode-Multimode-Singlemode*, *Step Index*, bpm

***DESIGN AND FABRICATION OF HEART RATE
MONITORING SYSTEM BASED ON SINGLEMODE-
MULTIMODE-SINGLEMODE (SMS) FIBER OPTIC
STRUCTURE***

Name : Roni Kusumah
NRP : 02311745000056
Department : Engineering Physics FTI-ITS
Supervisor : Agus M. Hatta, S.T., M.Si, Ph.D.

Abstract

Heart and respiratory rate are important physiological parameters for monitoring patients and assessing health in medical studies. This is because these two parameters have important basic information about the condition of bodily functions. In this research, a heart rate monitoring system has been carried out using a singlemode-multimode-singlemode fiber optic sensor (SMS) with a multimode step index optical fiber that is placed on the pulse of the radial artery at the wrist. The sensor for monitoring has a multimode length variation of 3 cm, 4 cm and 5 cm. While variations in the number of artificial heartbeats monitored by the sensor include beats 22 bpm - 210 bpm for 60 seconds. The sensor is placed on the subwoofer with a large variation of the subwoofer volume from 10-100% which is equal to $122.42 - 2602.05 \text{ mm} / \text{s}^2$ as measured by the vibration analyzer. In this study, the results of monitoring of artificial heartbeat are the percentage error graph of readings and power losses of three sensor variations. The best sensor that is able to monitor artificial heartbeat is a sensor with a multimode length of 5 cm. The 5 cm multimode sensor has a sensitivity of 0.52 dBm / dB. While the results of monitoring of the human heart rate are graphs of heart rate patterns in the range of 95-103 bpm.

Keywords : Monitoring, Heart Rate, Optical Fiber, Singlemode-Multimode-Singlemode, Step Index, bpm

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan ke hadirat ALLAH SWT Rabbil Azzaty serta shalawat dan salam tercurah kepada Nabi Muhammad SAW. Alhamdulillah, atas berkat rahmat dan karunia-Nya penulis dapat menyelesaikan laporan tugas akhir dengan judul **“RANCANG BANGUN SISTEM MONITORING DETAK JANTUNG MENGGUNAKAN SERAT OPTIK BERSTRUKTUR SINGLEMODE-MULTIMODE-SINGLEMODE (SMS)”**. Laporan Tugas Akhir ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program S-1 Teknik Fisika Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih dalam menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini kepada:

1. Orang Tua atas dukungan dan doa yang diberikan kepada saya.
2. Bapak Agus M. Hatta, ST, M.Sc, Ph.D selaku Ketua Jurusan Teknik Fisika ITS yang telah memberikan arahan, motivasi, dan ilmu yang bermanfaat kepada penulis.
3. Prof. Dr. Ir. Sekartedjo, MSc selaku Kepala Laboratorium Rekayasa Fotonika yang telah memberikan ijin penggunaan fasilitas Laboratorium.
4. Bapak Agus M. Hatta, ST, M.Sc, Ph.D, selaku dosen wali penulis yang telah memberikan bimbingan dalam proses perkuliahan kepada penulis.
5. Bapak Agus Muhamad Hatta, S.T., M.Si, Ph.D selaku dosen pembimbing yang telah mengarahkan dan membimbing sehingga tugas akhir ini dapat terlaksana dengan baik.
6. Mbak Ika, Mas Muh. Khamim Asy'ari dan Mbak Elox selaku senior yang membantu proses pengambilan data tugas akhir ini.
7. Sahabat- sahabat saya yang lain, dan semua pihak yang tidak bisa di sebutkan satu persatu oleh penulis.

Semoga Allah SWT memberikan rahmat dan hidayah serta membalas amal budi baik kita semua. Penulis juga berharap semoga laporan ini dapat menambah wawasan yang bermanfaat

bagi pembaca. Dalam penyusunan laporan tugas akhir ini penulis menyadari masih banyak kekurangannya “Tak Ada Gading Tak Retak”. Oleh karena itu segala kritik dan saran membangun dari berbagai pihak akan senantiasa diterima dengan keikhlasan hati. Akhir kata penulis ucapkan Wassalamualaikum warahmatullahi Wabarakaatuh.

Surabaya, 18 Juli 2019

Penulis

DAFTAR ISI

JUDUL	i
PERNYATAAN BEBAS PLAGIARISME	v
LEMBAR PENGESAHAN	vii
ABSTRAK	xi
<i>ABSTRACT</i>	xiii
KATA PENGANTAR	xv
DAFTAR ISI	xvii
DAFTAR GAMBAR	xix
DAFTAR TABEL	xxi
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan.....	3
BAB II DASAR TEORI.....	5
2.1 Sistem Pengukuran Detak Jantung	5
2.2 Denyut Nadi	8
2.3 Tekanan Dinamik	9
2.4 Serat Optik	10
2.5 Serat Optik Berstruktur (SMS).....	12
2.6 Efek <i>Multimode Interference</i> (MMI).....	13
2.7 Sensor	15
BAB III METODOLOGI PENELITIAN.....	17
3.1 Diagram Alir Tahapan Penelitian.....	17
3.2 Alat dan Bahan Penelitian	18
3.3 Pembuatan Sensor Serat Optik Berstruktur SMS.....	19
3.4 Perancangan Konfigurasi Sensor	19
3.5 Uji Sensor Terhadap Pola dan Jumlah Variasi Detak Jantung.....	21
3.6 Uji Sensor Terhadap Titik Pergelangan Tangan	23
3.7 Uji Sensor Terhadap Detak Jantung Manusia	24
3.8 Pengolahan Data	25

BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN	27
4.1 Uji Karakteristik Statik pada Sensor	27
4.2 Uji Sensor Terhadap Posisi Titik Pergelangan Tangan	33
4.3 Pengambilan Data Pada Detak Jantung Manusia	35
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	41
5.1 Kesimpulan	41
5.2 Saran.....	41
DAFTAR PUSTAKA	
LAMPIRAN	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Blok Diagram Sistem Pengukuran	6
Gambar 2.2	Blok Diagram Elektrokardiogram	6
Gambar 2.3	Struktur Serat Optik.....	10
Gambar 2.4	<i>Total Internal Reflection</i>	11
Gambar 2.5	Serat Optik <i>Singlemode</i>	12
Gambar 2.6	Serat optik <i>singlemode-multimode step-index-singlemode</i> (SMS).....	12
Gambar 2.7	Skema pandu gelombang <i>multimode</i> pada serat optik SMS	14
Gambar 2.8	Profil medan <i>self imaging</i> pada pandu gelombang <i>multimode step-index</i>	14
Gambar 3.1	Diagram alir penelitian	18
Gambar 3.2	Desain probe sensor.....	19
Gambar 3.3	Blok Diagram Monitoring Detak Jantung	19
Gambar 3.4	<i>Set up</i> Monitoring Detak Jantung	20
Gambar 3.5	Tampilan <i>software GOM Player</i>	21
Gambar 3.6	<i>Set Up</i> Pengukuran Detak Jantung Buatan	22
Gambar 3.7	Letak Denyut Nadi Pada Pergelangan Tangan...	23
Gambar 3.8	Dokumentasi Kegiatan Saat Pengambilan Data Detak Jantung Manusia	24
Gambar 3.9	Skema Prinsip Kerja Sensor Detak Jantung.....	25
Gambar 4.1	Pengaruh Besar Volume <i>Subwoofer</i> Terhadap Rugi Daya	27
Gambar 4.2	Persentase Error Pembacaan Sensor MMF 3 cm Terhadap variasi volume <i>Subwoofer</i>	29
Gambar 4.3	Persentase Error Pembacaan Sensor MMF 4 cm Terhadap variasi volume <i>Subwoofer</i>	30
Gambar 4.4	Persentase <i>Error</i> Pembacaan Sensor MMF 5 cm Terhadap variasi volume <i>Subwoofer</i>	31
Gambar 4.5	Hasil monitoring dari tiga variasi panjang sensor MMF terhadap Jumlah Detak Jantung	32

Gambar 4.6 Pola Detak Jantung pada titik arteri radialis yang dicuplik 10 s	33
Gambar 4.7 Pola Detak Jantung pada titik arteri ulnaris yang dicuplik 10 s	33
Gambar 4.8 Bentuk Pola Detak Jantung Saat Diukur	35
Gambar 4.9 Detak Jantung Kondisi Normal selama 60 s	36
Gambar 4.10 Pola Detak Jantung Kondisi Setelah Berolahraga selama 60 s	37
Gambar 4.11 Detak Jantung Kondisi Normal selama 60 s	38
Gambar 4.12 Pola Detak Jantung Kondisi Setelah Berolahraga selama 60 s	39

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Hasil Pengukuran volume <i>subwoofer</i>	28
-----------------------------------------------------------------	----

BAB I

PENDAHULUAN

Pada bab ini dijelaskan tentang latar belakang terkait tentang penelitian pengukuran detak jantung menggunakan serat optik, rumusan masalah yang terdapat dari latar belakang dan tujuan dari penelitian ini.

1.1 Latar Belakang

Detak jantung dan pernafasan adalah parameter fisiologis penting untuk memantau pasien dan menilai kesehatan dalam studi medis dan rehabilitasi fisik, karena terdapat informasi dasar yang penting tentang kondisi fungsi tubuh[1]. Pada umumnya denyut jantung pada orang dewasa adalah 60-100 detak per menit, sebaliknya laju pernafasan yaitu sekitar 4-50 napas per menit dalam kondisi tertentu[1]. Jantung merupakan organ tubuh manusia yang memiliki fungsi vital, kelainan kecil bisa berpengaruh besar pada kinerja tubuh kita[2]. Berdasarkan data dari Badan Kesehatan Dunia (WHO), penyakit jantung memiliki persentasi mencapai 29% dalam kasus kematian di dunia dan 17 juta orang meninggal setiap tahun karena penyakit jantung dan pembuluh darah di seluruh dunia[3].

Pada bidang medis, terkait monitoring aktifitas detak jantung tentunya sudah banyak sekali alat yang dapat melakukan hal tersebut seperti yang selalu ada di rumah sakit yaitu EKG. Elektrokardiograf (EKG) merupakan alat kedokteran yang biasa digunakan oleh tim medis untuk mendeteksi denyut dan irama jantung[4]. Alat EKG belum dapat digunakan secara mandiri oleh pasien untuk mendeteksi denyut pasien. Di samping biaya mahal untuk pengadaan EKG, juga alat EKG memerlukan kemampuan khusus dalam pengoperasiannya[3]. Monitoring denyut jantung dapat dilakukan menggunakan teknik langsung (*direct*) ataupun tidak langsung (*indirect*). Secara langsung dilakukan dengan menyentuh pada jantung itu sendiri. Sedangkan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan

melakukan sadapan atau sensor pada aliran darah tersebut [5]. Ada juga penelitian yang terkait pengukuran jumlah detak jantung berdasarkan aliran darah ujung jari dengan menggunakan *fingertip pulse sensor* sebagai sensor pendeteksinya.

Serat optik telah banyak dikembangkan sebagai sensor dalam berbagai bidang, dalam bidang industri serat optik telah dikembangkan untuk menggantikan sensor tradisional seperti sensor pengukuran rotasi, percepatan, elektrik dan medan magnet, suhu, tekanan, akustik, vibrasi, dan lainnya [6]. Tentunya penggunaan sensor serat optik ini memiliki kelebihan dari pada sensor tradisional, yaitu sensor serat optik berukuran kecil, sensitivitas tinggi dan tahan terhadap interferensi medan listrik dan medan magnet, dan konsumsi daya yang rendah[6].

Dalam penelitian lain juga yang terkait penggunaan sensor serat optik yang dilakukan oleh L. Dzuida dkk, yaitu dengan judul penelitian *Fibre Optic Sensor For Respiration And Heart Rate Monitoring In The MRI Environment*[2], bahwa alat ini menggunakan sensor serat optik berjenis FBG yang tentunya memerlukan material tambahan dan biaya yang cukup tinggi. Jenis serat optik yang mulai banyak dikembangkan sebagai sensor adalah jenis serat optik berstruktur *singlemode-multimode-singlemode* (SMS) karena memiliki kelebihan dalam hal fabrikasi, sensitivitas tinggi, dan biaya yang dibutuhkan dalam perancangan sensor relatif murah [7].

Oleh karena itu, berdasarkan penelitian yang dilakukan sebelumnya maka pada tugas akhir ini akan dilakukan perancangan pengukuran detak jantung berbasis serat optik berstruktur *singlemode-multimode-singlemode* (SMS). Sistem ini memanfaatkan pengaruh perubahan besaran fisis yang terdapat dalam detak jantung, yaitu tekanan dinamik.

1.2 Rumusan Permasalahan

Berdasarkan latar belakang yang telah dipaparkan sebelumnya, maka permasalahan yang dapat diambil adalah sebagai berikut.

- a. Bagaimanakah karakteristik statik sensor serat optik SMS untuk memonitoring parameter detak jantung (amplitudo dan pola sinyal).
- b. Bagaimanakah kinerja sensor SMS untuk memonitoring detak jantung pada pergelangan tangan manusia.

1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah yang terdapat didalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

- a. Detak jantung yang dideteksi adalah jumlah pola detak jantung manusia.
- b. Denyut jantung yang dideteksi adalah denyut jantung dari orang yang mempunyai berat badan antara 40 – 60 kg.
- c. Perubahan parameter fisis yang ditinjau pada penelitian ini adalah tekanan dinamik dari denyut nadi di pergelangan tangan seseorang.
- d. Serat optik yang digunakan adalah *singlemode-multimode-singlemode* dengan panjang gelombang 1550 nm.

1.4 Tujuan

Adapun tujuan yang terdapat didalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

- a. Diperolehnya karakteristik statik sensor serat optik SMS untuk memonitoring parameter detak jantung (amplitudo dan pola sinyal).
- b. Diperolehnya sistem memonitoring detak jantung pada pergelangan tangan manusia.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB II

DASAR TEORI

Pada bab ini dijelaskan landasan teori mengenai Sistem Pengukuran Detak Jantung, Denyut Nadi, Tekanan Dinamik, Serat Optik, Serat Optik Berstruktur *Singlemode-Multimode Step Index-Singlemode* (SMS), Efek *Multimode Interference* (MMI), Sensor dan Tingkat Tekanan Bunyi.

2.1 Sistem Pengukuran Detak Jantung

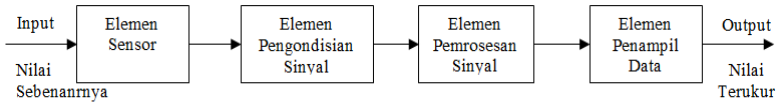
Pengukuran adalah suatu proses mengaitkan angka secara empirik dan objektif pada sifat-sifat objek / kejadian nyata sehingga angka yang diperoleh tersebut dapat memberikan gambaran yang jelas mengenai objek atau kejadian yang diukur.

Pada sistem pengukuran detak jantung ini dapat dilakukan menggunakan pengukuran langsung (*direct*) ataupun pengukuran tidak langsung (*indirect*). Pengukuran secara langsung (*direct*) dilakukan dengan menyentuh pada jantung itu sendiri dan dapat juga menyentuh urat nadi dibeberapa titik yaitu [8] :

- a. Arteri radialis : Pada pergelangan tangan sejajar dengan ibu jari
- b. Arteri ulnaris : Pada pergelangan tangan sejajar dengan kelingking
- c. Arteri temporalis : Pada tulang pelipis
- d. Arteri caratis : Pada leher
- e. Arteri femoralis : Pada lipatan paha
- f. Arteri dorsalis pedis : Pada punggung kaki
- g. Arteri politela : pada lipatan lutut
- h. Arteri bracialis : Pada lipatan siku
- i. Arteri Tibia posterior : Pada kaki diatas tumit.

Sedangkan pengukuran secara tidak langsung (*indirect*) yaitu dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan melakukan sadapan atau sensor pada aliran darah tersebut[5]. Secara umum sistem pengukuran tidak langsung ini cara pengukurannya memanfaatkan instrument elektrik yang dibangun dengan empat

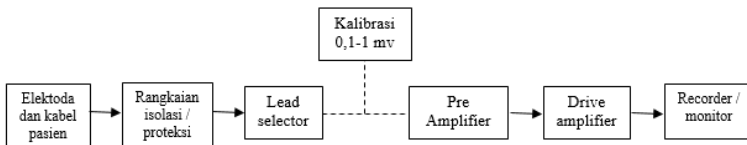
komponen utama, yaitu sensor, pengondisian sinyal, pemrosesan sinyal, dan display. Berikut ini merupakan diagram blok sistem pengukuran secara umum.



Gambar 2.1 Blok Diagram Sistem Pengukuran

Pada gambar 2.1 diatas dapat diketahui bahwa secara umum alur proses dalam pengukuran dari input sampai output memiliki tahapan agar dapat ditampilkan pada display yaitu objek yang diukur tidak langsung dapat ditampilkan pada display melainkan harus ada elemen penguat agar besaran fisis yang diukur dapat dengan mudah untuk dilakukan proses, sehingga hasil data pengukuran akan dapat ditampilkan dengan baik.

Seperti pengukuran detak jantung secara (*indirect*) menggunakan sadapan yaitu elektrokardiogram (EKG). Elektrokardiogram adalah grafik yang dibuat oleh sebuah elektrokardiograf, yang merekam aktivitas kelistrikan jantung dalam waktu tertentu [18]. Sehingga kondisi aktifitas jantung pasien dapat direkam dengan baik. Berikut prinsip kerja elektrokardiogram.



Gambar 2.2 Blok Diagram Elektrokardiogram

Prinsip kerja elektrokardiogram dari gambar 2.2 adalah Potensial listrik yang berasal jantung dideteksi dipermukaan tubuh melalui elektroda dan *jelly* yang kedua-duanya dihubungkan ke alat melalui kabel pasien yang berupa *lead-lead* dengan kode warna pada tiap *lead*. Sebelum masuk ke rangkaian penguat, terlebih dahulu diproteksi oleh rangkaian proteksi (pasien fuse 5 miliampere atau rangkaian isolasi dengan

rangkaian *photocoupler*, *electromagnetic coupler* dan sebagainya). Hal ini dimaksudkan untuk mencegah kemungkinan adanya arus bocor dari alat ke tubuh pasien sehingga alat ini dihubungkan dengan *ground*. *Lead selector* berfungsi untuk memilih *lead* sesuai kebutuhan, sehingga konfigurasi atau pemeriksaan ditentukan oleh *lead selector* yang kemudian diperkuat oleh rangkaian penguat awal (*pre Amplifier*) pada alat EKG. Kalibrasi 0,1-1 mv diperlukan untuk standar perbandingan antara besarnya sinyal input/awal dengan besarnya penguat amplifier sesuai dengan kepekaan (*sensitivity*) yang telah dipilih terlebih dahulu. Sinyal dari *pre amplifier* kemudian diperkuat oleh rangkaian *drive amplifier*. rangkaian ini dilengkapi dengan sebuah *filter* untuk mencegah sinyal lain agar tidak ikut diperkuat. Sinyal output dari *drive amplifier* ini sudah cukup kuat untuk menggerakkan galvanometer untuk menggerakkan *stylus*. Gerakan *stylus* inilah yang akan menggerakkan pulsa listrik pada kertas *recorder*[18]. Sehingga dari contoh prinsip kerja EKG tersebut hampir sama seperti alur pengukuran secara umum yaitu ada rangkaian penguat sebelum diproses untuk ditampilkan pada monitor.

Pada penelitian ini dilakukan pengukuran detak jantung secara *direct* dan *indirect*. Pengukuran detak jantung secara *indirect* memanfaatkan serat optik berjenis *singlemode-multimode-singlemode* (SMS) sebagai sensornya, karena sensor jenis ini memiliki sensitivitas yang tinggi dan biaya yang dibutuhkan dalam perancangan sensor relatif murah [7]. Seperti yang telah diketahui beberapa lokasi urat nadi pada manusia, sensor ini akan diletakkan pada bagian posisi titik pergelangan tangan. Keuntungan yang lainnya adalah sensor ini tidak butuh komponen penguat dalam sistemnya, karena sensor ini sangat sensitif. Lalu pengukuran detak jantung ini juga dilakukan secara *direct* yaitu dengan cara mengukur langsung aktifitas jantung pada bagian dada sebelah kiri menggunakan stetoskop. Hal ini dilakukan untuk melakukan perbandingan dari aktifitas detak jantung sesungguhnya dengan detak jantung yang akan diukur oleh sensor SMS.

2.2 Denyut Nadi

Detak jantung atau denyut nadi merupakan suatu hal yang penting dalam bidang medis yang bermanfaat untuk mengevaluasi dengan cepat kesehatan atau mengetahui kebugaran seseorang secara umum. Pada orang dewasa yang sehat, saat sedang istirahat maka denyut jantung yang normal adalah sekitar 60-100 denyut per menit (bpm). Jika didapatkan denyut jantung yang lebih rendah saat sedang istirahat, pada umumnya menunjukkan fungsi jantung yang lebih efisien dan lebih baik kebugaran kardiovaskularnya[8].

Denyut nadi (*pulse rate*) menggambarkan frekuensi kontraksi jantung seseorang. Pemeriksaan denyut nadi sederhana, biasanya dilakukan secara palpasi. Palpasi adalah cara pemeriksaan dengan meraba, menyentuh, atau merasakan struktur dengan ujung-ujung jari, sedangkan pemeriksaan dikatakan auskultasi, apabila pemeriksaan dilakukan dengan mendengarkan suara-suara alami yang diproduksi dalam tubuh[8].

Denyut jantung yang optimal untuk setiap individu berbeda-beda tergantung pada kapan waktu mengukur detak jantung tersebut (saat istirahat atau setelah berolahraga). Variasi dalam detak jantung sesuai dengan jumlah oksigen yang diperlukan oleh tubuh saat itu. Denyut jantung seseorang juga dipengaruhi oleh usia dan aktivitasnya. Olahraga atau aktivitas fisik dapat meningkatkan jumlah denyut jantung, namun jika jumlahnya terlalu berlebihan atau di luar batas sehat dapat menimbulkan bahaya. Selain itu suhu udara disekitar, posisi tubuh (berbaring atau berdiri), tingkat emosi, ukuran tubuh serta obat yang sedang dikonsumsi juga mempengaruhi denyut nadi seseorang[8].

Untuk hasil pemeriksaan jumlah denyut nadi yang normal dapat diketahui sebagai berikut [8]:

- | | |
|-------------------------------|----------------------|
| a. Bayi baru lahir | : 140 kali per menit |
| b. Umur di bawah umur 1 bulan | : 110 kali per menit |
| c. Umur 1 - 6 bulan | : 130 kali per menit |
| d. Umur 6 - 12 bulan | : 115 kali per menit |
| e. Umur 1 - 2 tahun | : 110 kali per menit |
| f. Umur 2 - 6 tahun | : 105 kali per menit |

- g. Umur 6 - 10 tahun : 95 kali per menit
- h. Umur 10 - 14 tahun : 85 kali per menit
- i. Umur 14 - 18 tahun : 82 kali per menit
- j. Umur di atas 18 tahun : 60 - 100 kali per menit
- k. Usia Lanjut : 60 -70 kali per menit.

2.3 Tekanan Dinamik

Tekanan dinamik merupakan energi kinetik yang dialami oleh fluida. Pada fluida cair tekanan dinamik didasarkan oleh aliran tak terkompresi dan dapat dinyatakan dalam persamaan berikut.

$$P = \frac{1}{2} \rho v^2 \quad (2.3)$$

Keterangan:

P = tekanan dinamik fluida tak terkompresi (Pa)

ρ = massa jenis (kg/m^3)

v = kecepatan (m/s)

Sedangkan dalam fluida terkompresi massa jenis adalah fungsi dari temperature, kemudian kecepatan (v) memiliki hubungan relatif dengan kecepatan suara (a) atau dikenal dengan Mach number (M) dengan rumus $M = v/a$. Dengan memperhatikan kondisi tersebut tekanan dinamik untuk fluida yang terkompresi adalah[9]

$$q = \frac{1}{2} \gamma P_s M^2 \quad (2.4)$$

Keterangan:

q = tekanan dinamik fluida terkompresi (Pa)

γ = rasio kalor spesifik (1.4 untuk udara)

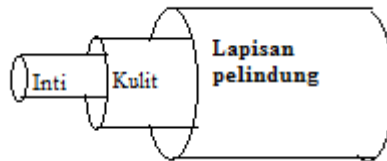
P_s = tekanan gas ideal (Pa)

M = *March number*. $M = 0,5$ untuk udara standar.

Dalam beberapa litelatur tekanan dinamik untuk fluida terkompresi sama dengan fluida tak terkompresi. Dalam percobaan pengaruh tekanan dinamik[10], pada penelitian ini tekanan dinamik udara didekati dengan persamaan 2.3.

2.4 Serat Optik

Serat optik adalah media yang mentransmisikan radiasi dari cahaya dari satu tempat ke tempat lainnya dalam gelombang yang terpandu melalui serat yang terbuat dari gelas atau plastik [11]. Serat optik kebanyakan berbentuk silinder yang terdiri dari tiga lapisan yaitu inti yang membawa cahaya, lapisan kulit yang menutupi inti, dan lapisan pelindung. Gambar 6 dibawah ini menunjukkan struktur serat optik.



Gambar 2.3 Struktur Serat Optik.

Inti memiliki nilai indeks bias sebesar n_1 , dan dikelilingi oleh kulit dengan nilai indeks bias yang lebih kecil dari pada n_1 [11]. Meskipun cahaya dapat menjalar melalui inti tanpa kulit, namun kulit disini juga berfungsi untuk mengurangi *scattering loss* pada permukaan gelas dan udara, serta menambah kekuatan mekanik dari pada serat optik. Kemudian lapisan plastik terluar berfungsi untuk melindungi serat optik agar tidak rusak akibat pengaruh fisik lingkungan luar[11].

Fenomena terpandunya cahaya dalam serat optik dikarenakan adanya *total internal refraction* (TIR) yang terjadi pada batas inti-kulit[12]. Dalam hukum *Snellius*, telah diketahui bahwa sinar datang dari medium yang indeks biasnya lebih besar dari indeks bias medium yang dituju, maka sinar akan dibiaskan menjauhi garis normal. Adapun sudut kritis (ϕ_c) terjadi apabila sinar datang dibiaskan dengan membentuk sudut 90° dengan garis normal[12]. Berikut ini adalah rumus matematis dari TIR

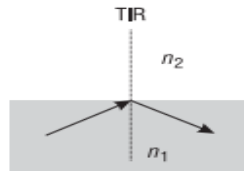
$$\phi_c = \sin^{-1}\left(\frac{n_2}{n_1}\right) \quad (2.5)$$

Keterangan:

ϕ_c = sudut kritis ($^\circ$)

n_1 = indeks bias medium 1

n_2 = indeks bias medium 2



Gambar 2.4 Total Internal Reflection

2.4.1 Serat Optik Step-Index

Serat optik *step index* merupakan istilah penjalaran cahaya secara garis lurus didalam inti serat optik. Di dalam serat optik *step-index*, indeks bias dari inti n_1 berkurang secara perlahan menuju ke indeks bias kulit n_2 , namun perubahan ini sangatlah kecil, sekitar (0,001 sampai 0,02). Perubahan indeks bias (Δ) dapat dirumuskan secara matematis sebagai berikut[12].

$$\Delta = \frac{(n_1 - n_2)}{n_1} \quad (2.6)$$

Sinar yang datang dari n_1 ke n_2 membentuk sudut yang lebih kecil dari pada sudut kritis maka akan dipandu sepanjang inti oleh fenomena TIR yang terjadi pada batas inti-kulit[12].

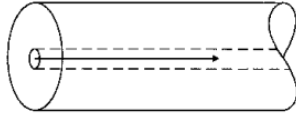
Sudut kritis terjadi menyesuaikan dengan besarnya *numeircal aperture* (NA), yang mana NA merupakan sudut penerimaan cahaya yang datang dari udara kedalam serat optik[12]. Adapun rumus matematisnya adalah sebagai berikut.

$$NA = (n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \quad (2.7)$$

2.4.2 Serat Optik Singlemode

Serat optik *singlemode* (SMF) merupakan serat optik yang intinya terbuat dari gelas, dan hanya terdapat satu moda penjalaran dan memiliki ukuran inti sebesar 3-10 μm [11].

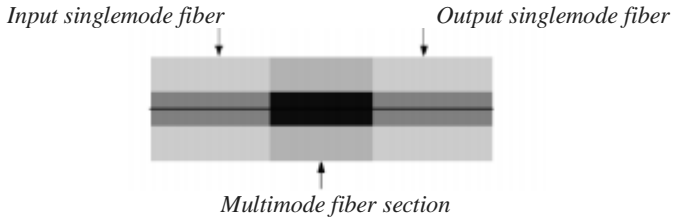
Penyebab hanya terbentuknya satu moda dalam SMF adalah frekuensi ternormalisasi (V) < 2,405 [12].



Gambar 2.5 Serat Optik *Singlemode*

2.5 Serat Optik Berstruktur *Singlemode-Multimode Step index-Singlemode (SMS)*

Serat optik berstruktur SMS merupakan serat optik yang terdiri dari dua buah serat optik *singlemode* identik yang disambungkan secara aksial pada kedua ujung serat optik *multimode*.



Gambar 2.6 Serat optik *singlemode-multimode step-index-singlemode (SMS)*

Sambungan antar serat optik harus tersambung rata secara aksial untuk menghindari adanya eksitasi moda dengan orde lebih tinggi pada daerah sambungan masuk *lead-in* antara *singlemode* dan *multimode* maupun pada sambungan keluar *lead-out* serat *multimode*. Karena diameter inti serat *multimode step index* jauh lebih besar daripada *singlemode*, maka hanya moda-moda fundamental dengan order lebih rendah yang dapat dibangkitkan LP01 dan dipandu didalam serat[7]. Fenomena pandu gelombang didalam serat optik berstruktur SMS ini dapat dijelaskan melalui *modal propagation analysis*

(MPA). Secara umum rugi daya dari serat optik SMS dapat dinyatakan dalam persamaan berikut[14].

$$P_{out}(L) = 10 \log \left[\left| \sum_{n=1}^N \eta_n^2 \exp(j\beta_n L) \right|^2 \right] \quad (2.8)$$

Dimana L adalah panjang dari *multimode*, η_n dan β_n adalah koefisien eksitasi dan konstanta propagasi dari moda LP_{0n} , dan N adalah jumlah moda yang terpandu dalam serat optik *multimode step index*. Untuk mengetahui jumlah moda yang terpandu dalam serat optik *multimode step index* dapat didekati dengan menentukan frekuensi normalisasi[14].

$$V = k_0 a_M \sqrt{n_{inti}^2 - n_{kulit}^2} \quad (2.9)$$

Dimana a_M , k_0 , n_{inti} , dan n_{kulit} adalah jari-jari *multimode step index*, bilangan gelombang dalam ruang hampa, indeks bias inti, dan indeks bias kulit dalam hal ini adalah indeks bias udara pernapasan. Kemudian untuk menentukan konstanta penjalaran dari setiap moda dapat dicari dengan rumus sebagai berikut[14].

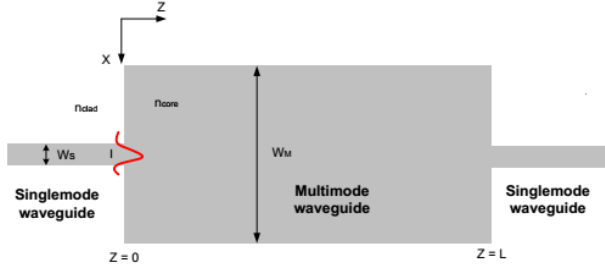
$$\beta_n = k_0 n_{eff}^{(n)} \quad (2.10)$$

Dimana n_{eff} adalah indeks bias efektif dari moda LP_{0n} . sedangkan untuk mencari koefisien eksitasi setiap moda dapat dihitung dengan integral overlap antara distribusi medan input dan distribusi medan dari setiap moda yang terpandu.

2.6 Efek *Multimode Interference* (MMI)

Multimode Interference (MMI) merupakan fenomena yang terjadi akibat adanya pemantulan cahaya secara berulang didalam susunan inti dan kulit pandu gelombang [15]. Pemantulan yang berulang didalam inti menyebabkan terjadinya interferensi internal, sehingga terjadi perubahan pola cahaya yang keluar dari inti secara periodik. Interferensi yang terjadi dapat secara konstruktif maupun destruktif bergantung pada profil indeks bias, jejari, radius, dan panjang gelombang operasi

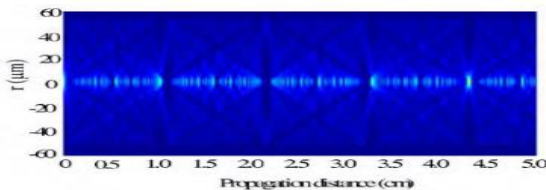
yang digunakan. Interferensi konstruktif yang terjadi secara periodik ini disebut sebagai *self imaging*. Fenomena *self imaging* didalam pandu gelombang *multimode* dapat dijelaskan menggunakan *modal propagation analysis* (MPA)[7].



Gambar 2.7 Skema pandu gelombang *multimode* pada serat optik SMS[7]

Pada profil medan input ($z = 0$), moda yang berasal dari serat *singlemode* tereksitasi menjadi distribusi moda yang mungkin terpandu kedalam pandu gelombang serat *multimode*. Sedangkan pada profil medan ($z=L$), akan menghasilkan *self imaging* sebanyak n kali dengan jarak tertentu secara periodik (jarak reimaging)[7]. Jarak *self imaging* ditentukan oleh konstanta propagasi antar moda yang berdekatan (β_0 dan β_1), dinyatakan sebagai berikut [16].

$$L_i = 10 * \frac{\pi}{\beta_0 - \beta_1} \quad (2.12)$$



Gambar 2.8 Profil medan *self imaging* pada pandu gelombang *multimode step-index*[16]

2.7 Sensor

Berdasarkan sistem pengukuran, sensor merupakan elemen pertama yang memberikan sinyal keluaran sebagai fungsi dari masukan besaran fisis tertentu. Adapun sistem pengukuran secara umum dibangun dengan empat komponen utama, yaitu sensor, pengondisian sinyal, pemrosesan sinyal, dan display [17].

Sensor memiliki beberapa karakteristik statik yang dijadikan sebagai tolok ukur performansi di dalam sistem pengukuran, diantaranya adalah sebagai berikut [17].

a. *Range*

Range input dari sensor adalah nilai minimum ke maksimum (I_{MIN} ke I_{MAX}) dan *range* output dari element adalah nilai minimum ke maksimum (O_{MIN} ke O_{MAX}).

b. *Span*

Span adalah variasi maksimum pada nilai input atau output sensor, *span* input adalah nilai input maksimum dikurangi nilai input minimum (I_{MIN} ke I_{MAX}) dan *span* output adalah nilai output maksimum dikurangi nilai output minimum ($O_{MAX} - O_{MIN}$). Misalkan transduser tekanan memiliki *span* input 10^4 Pa dan *span* output 16 mA.

c. *Linearitas* Perancangan konfigurasi serat Optik

Linearitas adalah hubungan antara nilai I dan O sensor yang ideal, jika digambarkan dalam grafik akan membentuk garis lurus.

d. *Non-Linearitas*

Hubungan antara nilai input dan output tidak dalam garis lurus.

e. *Sensitivitas*

Perubahan output sensor (ΔO) untuk setiap perubahan input sensor (ΔI), yang dinyatakan dalam rasio ($\Delta O / \Delta I$).

f. *Hysteresis*

Perubahan nilai output (O) yang bergantung pada nilai input pengukuran naik dan pengukuran turun.

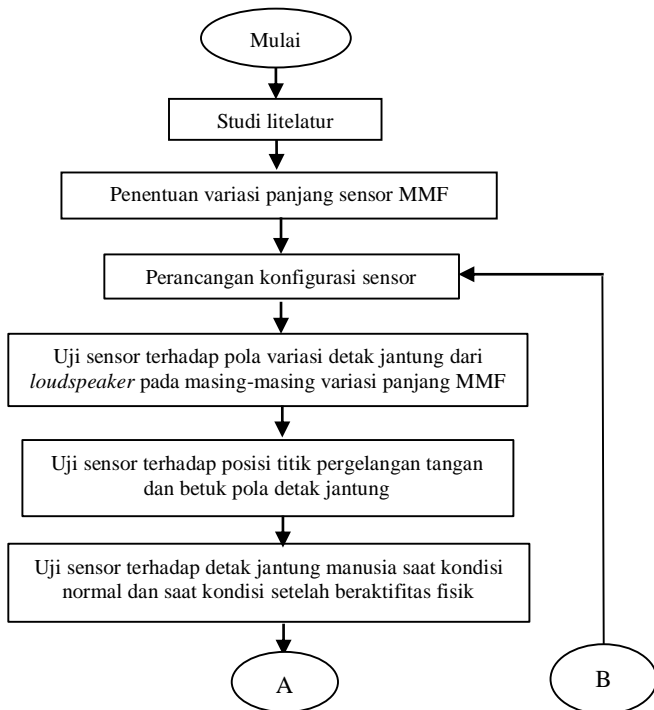
Halaman ini sengaja dikosongkan

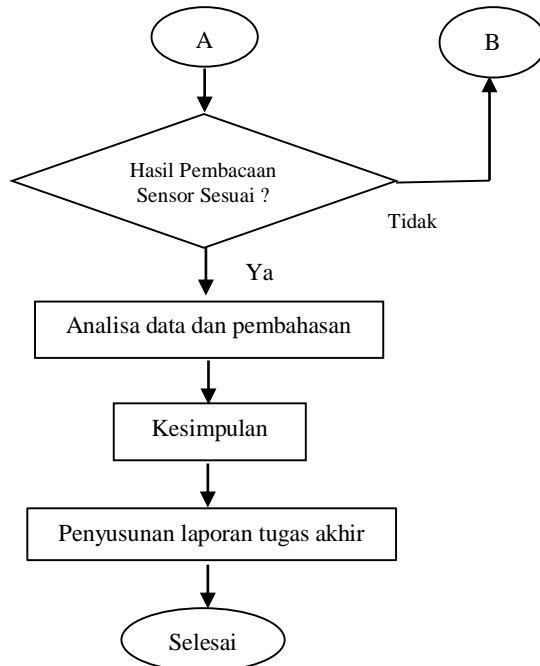
BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Pada bab ini akan dijelaskan tentang perancangan dan pembuatan sistem instrumentasi untuk pengukuran detak jantung berbasis serat optik berstruktur SMS. Adapun tahapan-tahapan yang dilakukan dalam penelitian ini adalah penyiapan peralatan dan bahan penelitian, pembuatan sensor, perancangan konfigurasi sensor, pengujian sensor terhadap pola, jumlah variasi detak jantung, titik pergelangan tangan, detak jantung manusia dan analisis hasil pengujian.

3.1 Diagram Alir Tahapan Penelitian

Secara umum pengerjaan penelitian ini ditunjukkan pada diagram alir dibawah ini.





Gambar 3. 1. Diagram alir penelitian

3.2 Alat dan Bahan Penelitian

Dalam perancangan sensor serat optik berstruktur SMS memerlukan alat dan bahan antara lain:

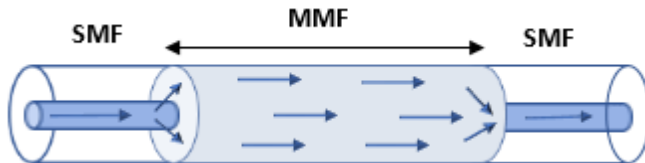
- a. Serat optik *singlemode* jenis *SMF-28*
- b. Serat optik *multimode step index*
- c. Alkohol 99%
- d. Sumber cahaya dengan panjang gelombang 1550 nm
- e. *Fusion Splicer* type-ZIC Sumitomo Electric
- f. *Optical power meter* Thorlabs PM-100D
- g. *Serat cleaver*
- h. *Serat stripper*

3.3 Pembuatan Sensor Serat Optik Berstruktur SMS

Probe sensor detak jantung yang dibuat berjumlah tiga jenis, yaitu *probe* sensor dengan panjang serat optik *multimode step index* sebesar 3 cm, 4 cm, dan 5 cm.

Prosedur pembuatan probe sensor yaitu sebagai berikut.

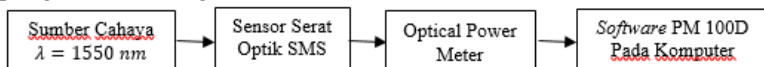
1. Memotong serat optik *multimode step index* sepanjang 3 cm, 4 cm, dan 5 cm menggunakan *fiber cleaver*.
2. Memotong dua buah serat optik *singlemode* menggunakan *fiber cleaver*.
3. Mengupas lapisan pelindung serat optik *multimode step index* menggunakan *fiber stripper*.
4. Mengupas lapisan pelindung dua buah serat optik *singlemode* menggunakan *fiber stripper*.
5. Menyambungkan serat optik *singlemode* pertama dengan serat optik *multimode step index* menggunakan *fusion splicer*.
6. Menyambungkan serat optik *singlemode* kedua dengan sisi lain serat optik *multimode step index* menggunakan *fusion splicer*.
7. Meletakkan serat optik SMS ke penampang sebagai penjaga kondisi serat optik agar tetap lurus.



Gambar 3. 2. Desain probe sensor

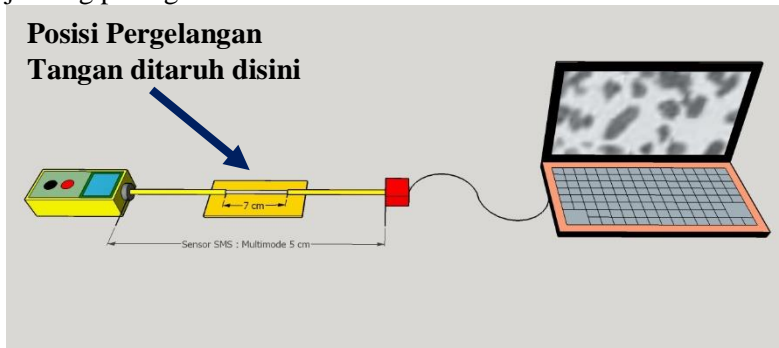
3.4 Perancangan Konfigurasi Sensor

Dalam penelitian ini, sensor dirancang untuk dapat mengukur aktifitas detak jantung manusia dengan *set up* pengukuran sebagai berikut :



Gambar 3.3 Blok Diagram Monitoring Detak Jantung

Pada gambar 3.3 konfigurasi sistem pengukuran untuk memonitoring detak jantung diperlukan sumber cahaya monokromatis agar daya yang dihasilkan sumber cahaya dapat di transmisikan melewati serat optik berstruktur SMS tersebut. Sumber cahaya tersebut memiliki panjang gelombang 1550 nm karena sudah menjadi spesifikasi dari serat optiknya. Lalu setelah ditransmisikan melewati serat optik SMS, ketika ada tekanan denyut nadi pada bagian serat *multimode* yang ditempelkan pada pergelangan tangan maka akan timbul peristiwa *multimode interference* (MMI) yang menyebabkan terjadinya rugi daya akibat tekanan denyut nadi. Setelah daya mengalami perubahan, maka akan dapat terukur oleh *optical power meter* dan akan ditampilkan di *software* PM 100D pada komputer. Berikut merupakan hasil rancangan sesuai blok diagram monitoring detak jantung pada gambar 3.4.



Gambar 3. 4. Set up Monitoring Detak Jantung

Pada gambar 3.4 merupakan hasil rancangan konfigurasi sensor SMS untuk memonitoring detak jantung manusia. Dari hasil pengambilan data langkah selanjutnya adalah menyalin data yang sudah diperoleh ke Excel dan Origin Pro untuk diolah dan dianalisa hasil dari pengukurannya.

3.5 Uji Sensor Terhadap Pola dan Jumlah Variasi Detak Jantung

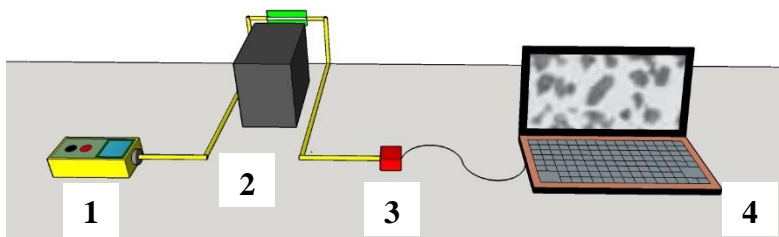
Pengujian pertama pada sensor SMS ini adalah mengukur jumlah variasi detak jantung manusia. Hal ini disebabkan setiap orang dan setiap umurnya memiliki perbedaan jumlah detak jantung. Bahkan pada orang yang sama juga, setiap jam bahkan setiap menit akan berubah jumlah detak jantungnya. Detak jantung seseorang ada yang cepat dan ada yang lambat. Namun sudah diketahui, pada umumnya seseorang yang berusia masih remaja dan dewasa memiliki sekitar 60-120 bpm sedangkan untuk lansia sekitar 60 bpm kebawah.

Untuk tahap pre studi ini dilakukan validasi data yang standar sebelum diambil data pada manusia. Oleh karena itu dibuat detak jantung buatan yang diperoleh dari sumber audio *Bass metronome* dengan jumlah 110 *beat* dalam 1 menit. Jumlah *beat* dari sumber audio ini dapat diubah menjadi lebih sedikit atau menjadi lebih banyak dengan cara merubah *playing speed* pada *software* audionya bernama *GOM Player* ver. 2.3.14.5270 yaitu sebesar $0,2x$; $0,3x$; $0,4x$ dan seterusnya. Berikut merupakan tampilan dari *software GOM Player* pada gambar 3.5.



Gambar 3.5 Tampilan *software GOM Player*

Pada penelitian ini digunakan *playing speed* $0,2x$; $0,4x$; $0,5x$; $0,6x$; $0,7x$; $0,8x$; $0,9x$; $1,0x$; $1,1x$; $1,2x$; $1,3x$; $1,4x$; $1,5x$; $1,6x$; $1,7x$; $1,8x$ dan $1,9x$ dengan total jumlah *beat* masing-masing *speed* yaitu sebesar 22, 44, 55, 66, 77, 88, 99, 110, 121, 133, 144, 155, 166, 177, 188, 199 dan 210 *beat* per menit (bpm). Hal ini dilakukan untuk mengetahui persentasi *error* pembacaan oleh masing-masing sensor. Lalu audio bass ini di *play* menggunakan *loudspeaker* pada bagian *subwoofer* dengan variasi persentase volume *subwoofer* sebesar 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% dan 100% yang akan diukur hentakannya berupa percepatan dengan satuan (mm/s^2) masing-masing persentase volume tersebut menggunakan *Vibration Analyzer*. Namun sebenarnya untuk merepresentasikan hentakan pada *subwoofer* itu adalah *displacement*, sehingga hasil yang diperoleh dari percepatan akan diolah menjadi *displacement*. Semakin besar volume *subwoofer* maka akan semakin besar juga hentakan yang dihasilkan. Variasi pada volume *subwoofer* ini digunakan untuk mengetahui seberapa baiknya masing-masing sensor dalam menerima hentakan atau getaran dari *subwoofer*. Berikut merupakan *set up* dari pengambilan data detak jantung buatan pada gambar 3.6.



Gambar 3.6 *Set Up* Pengukuran Detak Jantung Buatan

Keterangan :

- 1 = Sumber Cahaya $\lambda = 1550 \text{ nm}$

- 2 = Sensor SMS dengan *Subwoofer* sebagai pengganti tangan
- 3 = *Optical Power Meter*
- 4 = Komputer yang terinstal *software* PM100D untuk *display*

3.6 Uji Sensor Terhadap Titik Pergelangan Tangan

Pada pergelangan tangan, terdapat 2 titik denyut nadi yaitu yang pertama pada arteri radialis (pada pergelangan tangan sejajar dengan ibu jari) dan yang kedua pada arteri ulnaris (pada pergelangan tangan sejajar dengan kelingking). Berikut merupakan gambar posisi 2 titik pergelangan tangan pada gambar 3.7.



Gambar 3.7 Letak Denyut Nadi Pada Pergelangan Tangan

Pada gambar 3.7 dapat dilihat secara jelas terdapat dua posisi titik denyut nadi pada pergelangan. Dari kedua titik ini akan diambil pengujian data hasil detak jantung yang bagus, baik dari segi pola detak jantung atau jumlah denyut yang dihasilkan. Hal ini dikarenakan agar ketika pengambilan detak jantung manusia hasilnya benar. Sehingga akan diketahui bentuk pola denyut nadi manusia yang telah terukur oleh sensor SMS.

3.7 Uji Sensor Terhadap Detak Jantung Manusia

Pada pengujian sensor terhadap detak jantung manusia akan dilakukan dua kondisi. Kondisi pertama yaitu pada saat kondisi seseorang dalam keadaan normal. Sedangkan kondisi kedua yaitu kondisi seseorang dalam keadaan setelah beraktifitas fisik atau olahraga. Dua kondisi ini akan menunjukkan perbedaan jumlah detak jantung seseorang, karena apabila manusia dalam kondisi normal detak jantungnya sekitar 60-120 bpm. Apabila seseorang tersebut dalam keadaan setelah beraktifitas fisik atau olahraga maka tentunya keadaan denyut seseorang akan bertambah lebih cepat dari kondisi normal. Pengambilan data ini diambil selama 1 menit ketika pergelangan tangan diletakkan tepat pada tengah-tengah sensor MMF. Berikut merupakan dokumentasi kegiatan pengambilan data detak jantung pada manusia pada gambar 3.8.

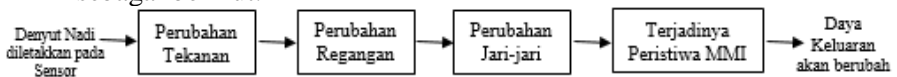


Gambar 3.8 Dokumentasi Kegiatan Saat Pengambilan Data Detak Jantung Manusia

Pada gambar 3.8 dapat diketahui kegiatan pengambilan data saat sedang berlangsung. Pengukuran ini termasuk pengukuran

secara *indirect*. *Set up* pengukuran untuk pengambilan data ini sesuai yang telah dipaparkan sebelumnya bahwa penampang sensor ini harus ditempelkan tepat pada salah satu titik pada arteri radialis atau ulnaris. Ketika pengukuran sedang berlangsung, secara bersamaan pengukuran detak jantung ini juga dilakukan secara *direct* yaitu dengan cara mengukur langsung aktifitas jantung pada bagian dada sebelah kiri menggunakan stetoskop untuk mengukur aktifitas detak jantung sesungguhnya.

Proses terbentuknya atau mekanisme kerja sensor saat terkena tekanan dari denyut nadi dari sensor berstruktur SMS ini akan dijelaskan dalam bentuk blok diagram pada gambar 3.9 sebagai berikut.



Gambar 3.9 Skema Prinsip Kerja Sensor Detak Jantung

Ketika denyut nadi pada pergelangan tangan diletakkan pada sensor SMS yaitu pada bagian MMF, akan terjadi perubahan tekanan pada sensor yang berasal dari denyut nadi tersebut. Perubahan tekanan pada sensor ini mengakibatkan perubahan regangan. Perubahan regangan akan menyebabkan adanya perubahan jari-jari pada sensor MMF. Ketika ada perubahan pada jari-jari sensor mengakibatkan terjadinya peristiwa *multimode interference* (MMI) sehingga terbentuk *self imaging* (interferensi konstruktif) yang terjadi pada jarak tertentu dan berulang pada kelipatan jarak tertentu sebagai *output* daya yang terbentuk. Perubahan *output* daya secara dinamik inilah yang akan membentuk pola detak jantung seseorang.

3.8 Pengolahan Data

Setelah dilakukan pengujian maka dilakukan analisa terhadap data yang telah diperoleh dari hasil pengukuran. Pada penelitian ini dilakukan analisa karakteristik statik yaitu akurasi, resolusi, sensitivitas dan linieritas yang dihasilkan dari ketiga sensor SMS. Selain itu juga dilakukan pengujian posisi titik pergelangan tangan arteri radialis dan arteri ulnaris, analisa

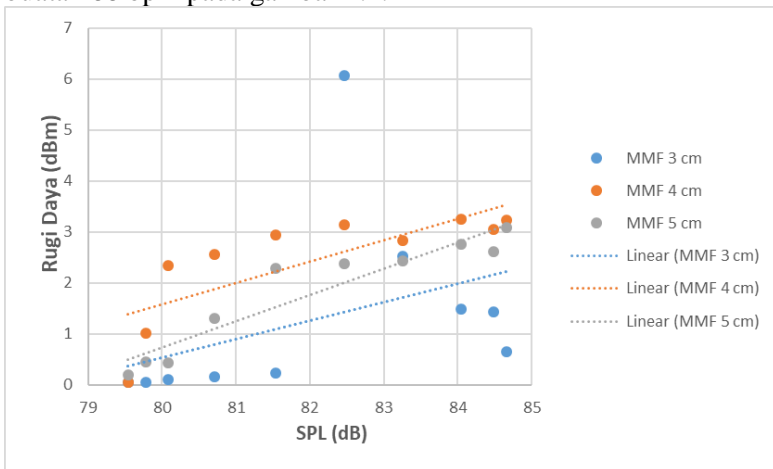
bentuk pola detak jantung manusia dan pengukuran detak jantung saat kondisi normal dan kondisi setelah berolahraga.

BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini dijelaskan mengenai pengujian karakteristik statik pada sensor, pengujian sensor terhadap posisi titik pergelangan tangan termasuk pengujian pola detak jantung manusia dan pengambilan data pada detak jantung manusia, saat kondisi normal dan ketika setelah berolahraga.

4.1 Uji Karakteristik Statik pada Sensor

Pada pengujian karakteristik statik Berikut merupakan hasil pengujian karakteristik statik pada sensor terhadap detak jantung buatan 88 bpm pada gambar 4.1.



Gambar 4.1 Pengaruh Besar Volume *Subwoofer* Terhadap Rugi Daya

Pada gambar 4.1 merupakan hasil pengaruh besarnya volume *subwoofer* terhadap rugi daya yang dihasilkan. Semakin besar volume *subwoofer* maka akan semakin besar juga hentakan yang dihasilkan. Dari hasil perhitungan didapat sensitifitas sebesar 0,36 dBm/dB untuk sensor MMF 3 cm, 0,42 dBm/dB untuk sensor MMF 4 cm dan 0,52 dBm/dB untuk sensor MMF 5 cm. Sehingga

dapat disimpulkan sensor MMF 5 cm adalah sensor yang terbaik dengan sensitifitas yang paling besar.

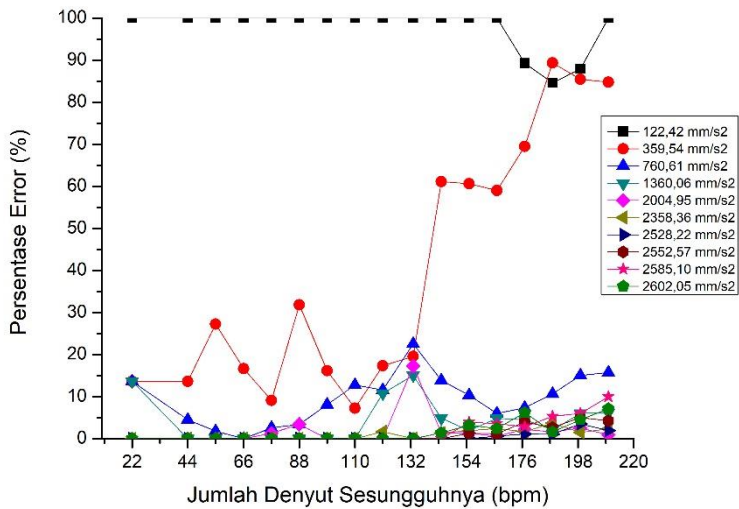
Berikut merupakan rincian hasil pengukuran besarnya volume *subwoofer* terhadap parameter lain pada tabel 4.1.

Tabel 4.1 Hasil Pengukuran volume *subwoofer*

Volume Speaker	TTB (dB)	Percepatan (mm/s ²)	Displacement (nm)
10%	79,54	122,42	0,097
20%	79,78	359,54	0,284
30%	80,08	760,61	0,606
40%	80,71	1360,06	1,080
50%	81,54	2004,95	1,594
60%	82,47	2358,36	1,868
70%	83,25	2528,22	2,010
80%	84,05	2552,57	2,038
90%	84,48	2585,10	2,039
100%	84,66	2602,05	2,066

Dapat diketahui dari tabel 4.1 bahwa semakin besar persentase volume *subwoofer* maka semakin besar juga nilai tingkat tekanan bunyi, percepatan dan *displacement* yang dihasilkan. Sehingga dapat diketahui juga bahwa semakin besar volume maka semakin besar juga hentakan atau *displacement* yang dihasilkan oleh *subwoofer*. Hal ini akan memperlihatkan sensor SMS dengan panjang MMF mana yang paling baik saat dilakukan monitoring akibat dari hentakan yang dihasilkan.

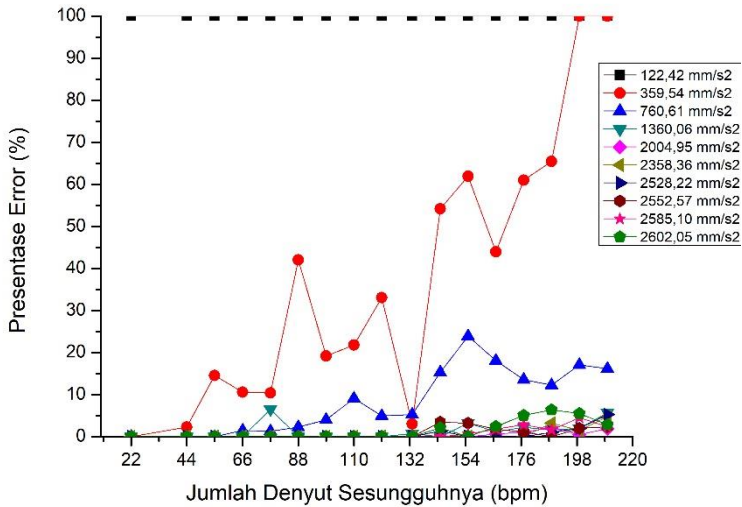
Berikut merupakan data hasil persentase *error* pembacaan sensor MMF 3 cm untuk masing-masing variasi volume *subwoofer* pada gambar 4.2.



Gambar 4.2 Persentase *Error* Pembacaan Sensor MMF 3 cm Terhadap variasi volume *Subwoofer*

Pada gambar 4.2 dapat diketahui bahwa semakin besar volume *subwoofer* maka semakin kecil persentase *error* pembacaan sensor yang didapat. Hal ini dikarenakan semakin besarnya hentakan *subwoofer* maka sensor SMS akan menerima tekanan yang lebih besar juga. Sehingga banyaknya detak jantung buatan akan sangat mudah untuk termonitoring oleh sensor.

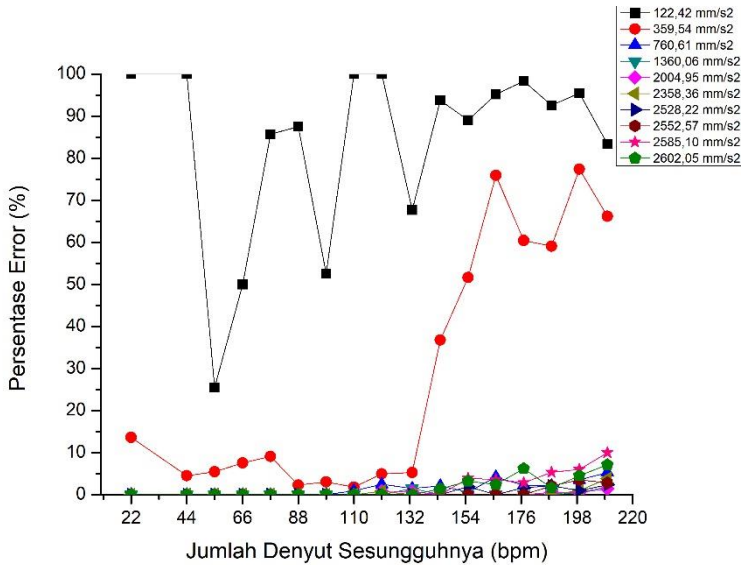
Selanjutnya untuk data hasil persentase *error* pembacaan sensor MMF 4 cm untuk masing-masing variasi volume *subwoofer* yang disajikan pada gambar 4.3 berikut ini.



Gambar 4.3 Persentase *Error* Pembacaan Sensor MMF 4 cm Terhadap variasi volume *Subwoofer*

Pada gambar 4.3 dapat diketahui bahwa semakin besar volume *subwoofer* maka semakin kecil persentase *error* pembacaan sensor yang didapat. Hal ini dikarenakan semakin besarnya hentakan *subwoofer* maka sensor SMS akan menerima tekanan yang lebih besar juga. Sehingga banyaknya detak jantung buatan akan sangat mudah untuk termonitoring oleh sensor.

Selanjutnya untuk data hasil persentase *error* pembacaan sensor MMF 5 cm untuk masing-masing variasi volume *subwoofer* disajikan pada gambar 4.4 berikut ini.

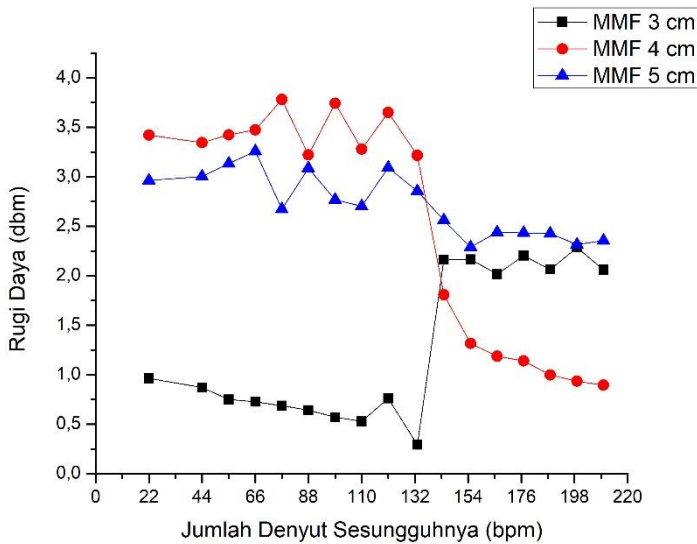


Gambar 4.4 Persentase *Error* Pembacaan Sensor MMF 5 cm Terhadap variasi volume *Subwoofer*

Pada gambar 4.4 dapat diketahui bahwa semakin besar volume *subwoofer* maka semakin kecil persentase *error* pembacaan sensor yang didapat. Berbeda dengan sensor MMF 3 cm dan 4 cm, untuk sensor MMF 5 cm ini nilai *error* pembacaan sensor cenderung lebih sedikit. Parameter *error* sedikit dapat dilihat bahwa hanya pada nilai percepatan 122,42 mm/s² dan 359,54 mm/s² yang nilai erornya besar. Selain dari nilai percepatan 122,42 mm/s² dan 359,54 mm/s² cenderung kecil nilai *error* yang didapat.

Dari ketiga variasi sensor yang telah dimonitoring, nilai persentase *error* yang paling kecil adalah pada besar volume *subwoofer* yang cukup besar yaitu volume *subwoofer* yang terukur oleh *vibration analyzer* antara 1,080 mm/s² - 2602,05 mm/s².

Berikut merupakan hasil monitoring dari ketiga sensor pada percepatan 2602,05 mm/s² pada gambar 4.5.



Gambar 4.5 Hasil monitoring dari tiga variasi panjang sensor MMF terhadap Jumlah Detak Jantung

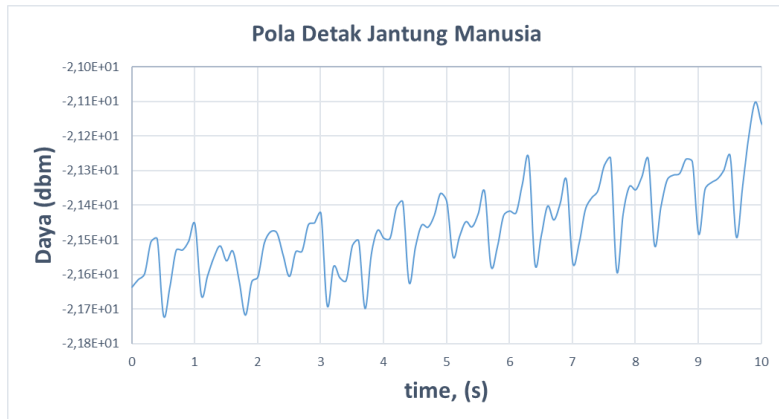
Pada gambar 4.5 merupakan hasil monitoring dari ketiga sensor SMS yang memiliki persentase *error* pembacaan kurang dari 3% (data terlampir). Persentase *error* kurang dari 3% itu salah satunya terdapat pada hasil monitoring dari volume *subwoofer* 100% atau pada percepatan $2602,05 \text{ mm/s}^2$. Namun dilihat dari nilai rugi daya yang dihasilkan dari jumlah denyut jantung dari 22-210 bpm tidak memiliki hasil daya yang sama. Seharusnya nilai rugi daya yang ideal adalah yang memiliki nilai rugi daya yang sama, yaitu antara data satu dan data yang lainnya memiliki selisih bernilai nol meskipun berbeda jumlah detak jantungnya. Hal ini dikarenakan di semua variasi detak jantung dari 22-210 bpm diperlakukan tindakan yang sama yaitu di monitoring pada volume *subwoofer* yang 100% atau pada percepatan $2602,05 \text{ mm/s}^2$. Namun dilihat dari nilai rugi daya hasil monitoring yang cenderung memiliki data yang berdekatan adalah pada sensor MMF 5 cm. Dapat dilihat bahwa pada sensor MMF 5 cm ini memiliki selisih

nilai data yang terbesar dan data yang terkecil sekitar 0,97 dbm. Untuk sensor MMF 3 cm memiliki selisih yang cukup jauh yaitu sekitar 1,99 dbm dan sensor MMF 4 cm memiliki selisih sekitar 2,89 dbm. Sehingga dapat disimpulkan bahwa sensor yang memonitoring detak jantung yang terbaik adalah sensor dengan panjang MMF 5 cm.

4.2 Uji Sensor Terhadap Posisi Titik Pergelangan Tangan

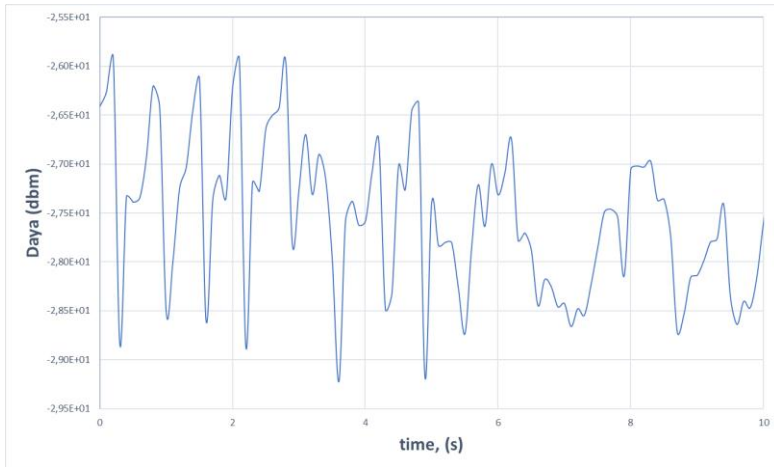
Pengujian sensor terhadap posisi titik pergelangan tangan yaitu adalah posisi titik yang sejajar dengan ibu jari (arteri radialis) dan posisi titik yang sejajar dengan kelingking (arteri ulnaris) bertujuan untuk mengetahui posisi sensor yang mampu memberikan hasil terbaik saat mendeteksi detak jantung manusia. Posisi titik tersebut sesuai dari anatomi tubuh manusia. Pengujian ini menggunakan sensor MMF 5 cm sesuai dari hasil terbaik dari karakteristik statik.

Adapun hasil yang diperoleh dari pengujian ditunjukkan oleh Gambar 4.6 dan 4.7 berikut ini.



Gambar 4.6 Pola Detak Jantung pada titik arteri radialis yang dicuplik 10 s

Dapat diketahui dari gambar 4.6 bentuk pola detak jantung teratur dan cukup jelas dengan hubungan *peak-to-peak* yang cukup mirip. Sehingga dapat dilihat dan dihitung dengan baik.

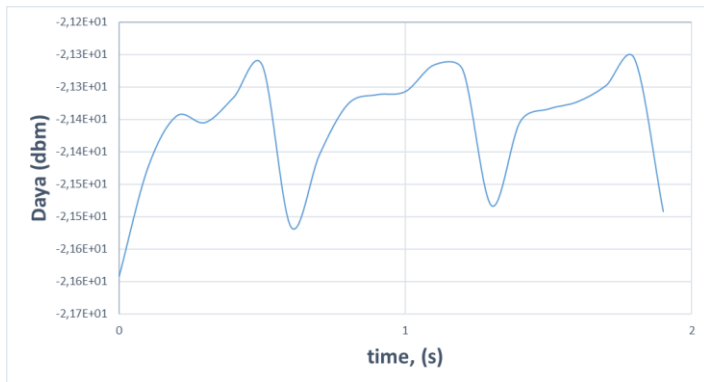


Gambar 4.7 Pola Detak Jantung pada titik arteri ulnaris yang dicuplik 10 s

Dapat diketahui dari gambar 4.7 bahwa pola detak jantung kurang teratur dan kurang terlihat jelas pola yang terbentuk. Bahkan hubungan *peak-to-peak* yang tidak mirip. Sehingga pola detak jantungnya tidak dapat dihitung dan dilihat dengan baik.

Dari hasil pengujian posisi sensor terhadap respon detak jantung dapat diketahui bahwa pada saat sensor diposisikan titik pergelangan tangan yang sejajar ibu jari (arteri radialis), respon detak jantung cukup stabil yang ditunjukkan oleh hubungan *peak-to-peak* yang cukup mirip dengan amplitudo yang cenderung tidak berubah. Sedangkan saat sensor diposisikan titik pergelangan tangan yang sejajar kelingking (arteri ulnaris), respon detak jantung kurang stabil dan kurang terdeteksi yang ditunjukkan oleh hubungan *peak-to-peak* yang tidak konsisten dengan amplitudo yang selalu berubah. Dari hasil pengujian yang diperoleh bahwa sensor yang mampu mendeteksi pola detak jantung dengan baik adalah pada posisi dititik pergelangan tangan yang sejajar dengan ibu jari (arteri radialis), maka posisi sensor yang digunakan adalah pada titik arteri radialis.

Setelah dilakukan pengujian terhadap posisi titik pergelangan tangan dapat diketahui juga bentuk pola dari detak jantung saat dilakukan pengukuran seperti pada gambar 4.8 berikut ini.



Gambar 4.8 Bentuk Pola Detak Jantung Saat Diukur

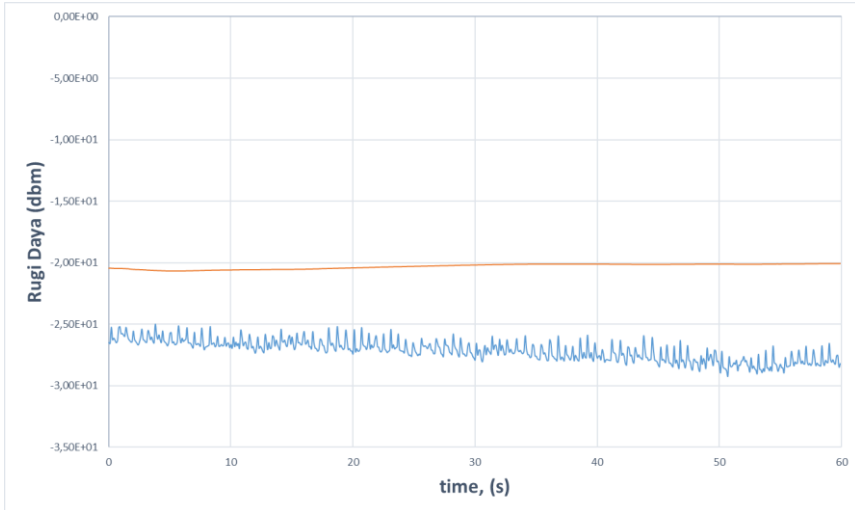
Dari gambar 4.8 dapat diketahui saat detak jantung berdenyut, pola sinyal yang terbentuk memiliki perubahan rugi daya sekitar 0,335 dBm. Sehingga memang rugi daya yang dihasilkan oleh detak jantung buatan dan detak jantung manusia asli sangat berbeda. Untuk detak jantung buatan rugi daya yang dihasilkan bisa 1-5 dBm dikarenakan hentakan dari *subwoofer* akan semakin besar sesuai volume *subwoofer* yang diatur. Sedangkan detak jantung manusia berdenyut sangat kecil sehingga rugi daya yang dihasilkan kecil sekali.

4.3 Pengambilan Data Pada Detak Jantung Manusia

Pengambilan data detak jantung ini dilakukan dengan memonitoring detak jantung manusia ketika dalam kondisi normal dan kondisi setelah beraktifitas fisik. Pada dua kondisi ini tentunya akan ada perbedaan jumlah detak jantung seseorang. Ketika pada keadaan kondisi normal detak jantung manusia berkisar 60-120 denyut per menit. Sedangkan saat kondisi setelah beraktifitas fisik seperti misalnya setelah berolahraga, maka detak jantung manusia

akan bertambah lebih cepat dari yang sebelumnya yaitu berkisar 120 keatas.

Berikut merupakan hasil monitoring dari detak jantung secara *real* pada responden pertama saat kondisi normal pada gambar 4.9 berikut ini.



Gambar 4.9 Pola Detak Jantung Kondisi Normal selama 60 s

Pada gambar 4.9 dapat diketahui bahwa jumlah total detak jantung yang sebenarnya saat pengambilan data adalah 95 bpm, Sedangkan saat dilakukan perhitungan dari hasil monitoring didapat hasil yang sama yaitu sebesar 94 bpm. Dapat disimpulkan dari monitoring detak jantung ini persentase *error* pembacaannya sebagai berikut.

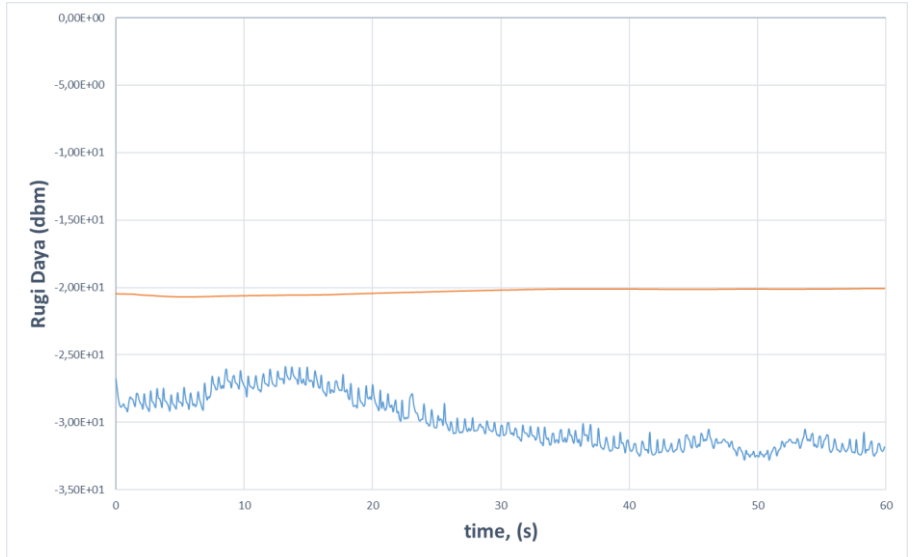
$$\frac{\Sigma \text{ denyut sesungguhnya} - \Sigma \text{ denyut terukur}}{\Sigma \text{ denyut sesungguhnya}} \times 100 \dots \dots \dots (4.1)$$

Sehingga hasilnya adalah :

$$\frac{95 - 94}{95} \times 100 = 1,05 \%$$

Jadi *error* pembacaan sensor adalah sebesar 1,05 %. Cukup bagus pembacaan sensor ketika mempunyai *error* dibawah 3 %.

Selanjutnya adalah hasil monitoring detak jantung responden pertama ketika kondisi setelah berolahraga pada gambar 4.10 berikut ini.



Gambar 4.10 Pola Detak Jantung Kondisi Setelah Berolahraga selama 60 s

Pada gambar 4.10 dapat diketahui bahwa jumlah total detak jantung yang sebenarnya saat pengambilan data adalah 103 bpm, Sedangkan saat dilakukan perhitungan dari hasil monitoring didapat hasil yang sama yaitu sebesar 103 bpm. Jumlah denyut jantung lebih banyak dari kondisi normal sebelumnya. Hal ini membuktikan bahwa ketika setelah berolahraga detak jantung akan semakin bertambah dari kondisi normal. Dapat disimpulkan dari monitoring detak jantung ini persentase *error* pembacaannya sebagai berikut.

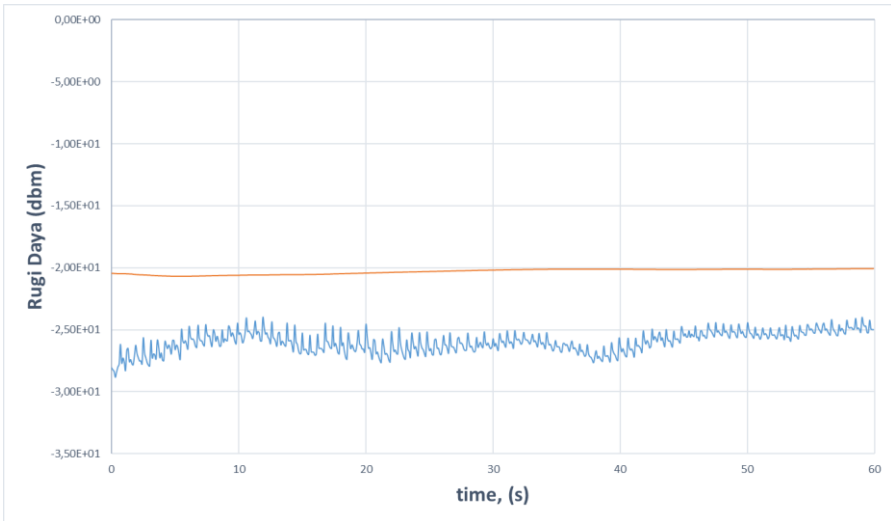
$$\frac{\Sigma \text{ denyut sesungguhnya} - \Sigma \text{ denyut terukur}}{\Sigma \text{ denyut sesungguhnya}} \times 100 \dots \dots \dots (4.1)$$

Sehingga hasilnya adalah :

$$\frac{103-103}{103} \times 100 = 0 \%$$

Jadi *error* pembacaan sensor adalah sebesar 0 %. Cukup bagus pembacaan sensor ketika mempunyai *error* dibawah 3 %.

Selanjutnya merupakan hasil monitoring detak jantung secara *real* dari responden kedua pada saat kondisi normal pada gambar 4.11 berikut ini.



Gambar 4.11 Pola Detak Jantung Kondisi Normal selama 60 s

Pada gambar 4.11 dapat diketahui bahwa jumlah total detak jantung yang sebenarnya saat pengambilan data adalah 97 bpm, Sedangkan saat dilakukan perhitungan dari hasil monitoring didapat hasil yang sama yaitu sebesar 97 bpm. Dapat disimpulkan dari monitoring detak jantung ini persentase *error* pembacaannya sebagai berikut.

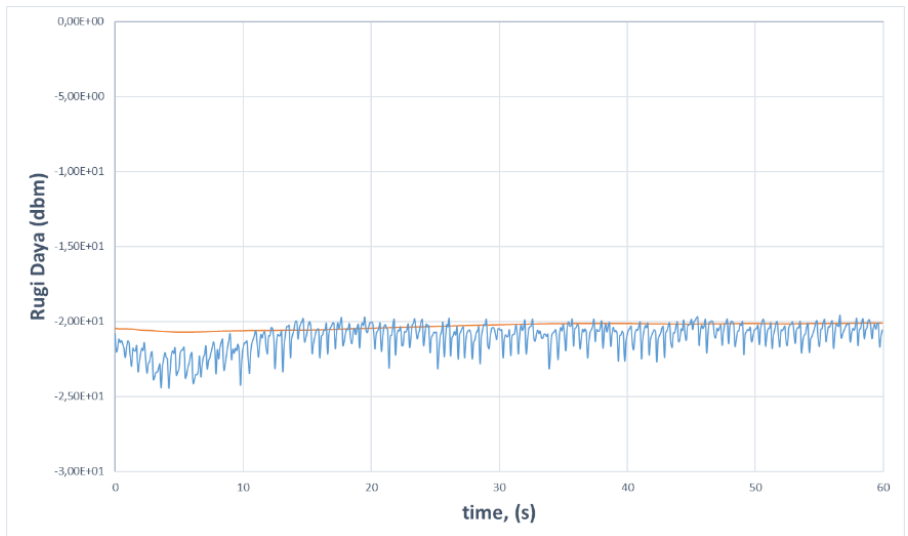
$$\frac{\Sigma \text{ denyut sesungguhnya} - \Sigma \text{ denyut terukur}}{\Sigma \text{ denyut sesungguhnya}} \times 100 \dots \dots \dots (4.1)$$

Sehingga hasilnya adalah :

$$\frac{97-97}{97} \times 100 = 0 \%$$

Jadi *error* pembacaan sensor adalah sebesar 0 %. Cukup bagus pembacaan sensor ketika mempunyai *error* dibawah 3 %.

Selanjutnya adalah hasil monitoring detak jantung responden kedua ketika kondisi setelah berolahraga pada gambar 4.12 berikut ini.



Gambar 4.12 Pola Detak Jantung Kondisi Setelah Berolahraga selama 60 s

Pada gambar 4.12 dapat diketahui bahwa jumlah total detak jantung yang sebenarnya saat pengambilan data adalah 102 bpm, Sedangkan saat dilakukan perhitungan dari hasil monitoring didapat hasil yang sama yaitu sebesar 101 bpm. Jumlah denyut jantung lebih banyak dari kondisi normal sebelumnya. Hal ini membuktikan bahwa ketika setelah berolahraga detak jantung akan semakin bertambah dari kondisi normal. Dapat disimpulkan dari monitoring detak jantung ini persentase *error* pembacaannya sebagai berikut.

$$\frac{\Sigma \text{ denyut sesungguhnya} - \Sigma \text{ denyut terukur}}{\Sigma \text{ denyut sesungguhnya}} \times 100 \dots \dots \dots (4.1)$$

Sehingga hasilnya adalah :

$$\frac{102 - 101}{102} \times 100 = 0,98 \%$$

Jadi *error* pembacaan sensor adalah sebesar 0,98 %. Cukup bagus pembacaan sensor ketika mempunyai *error* dibawah 3 %.

Setelah dilakukan monitoring detak jantung dari beberapa responden, hasil pembacaan sensor yang diperoleh cukup bagus dengan persentase *error* pembacaan sensor kurang dari 3%. Sehingga dapat disimpulkan pembacaan sensor *multimode* 5 cm ini cukup baik untuk memonitoring jumlah detak jantung manusia. Namun kekurangannya adalah sebelum dilakukan monitoring detak jantung manusia, sensor terlebih dahulu harus didiamkan sekitar 1 jam. Hal ini dikarenakan agar sensor menunjukkan nilai daya yang stabil sampai 2 angka dibelakang koma. Pola detak jantung pada manusia yang terukur memiliki rugi daya sekitar 0,335 dBm. Apabila masih tidak stabil sampai 2 angka dibelakang koma maka tidak akan terbentuk pola detak jantung.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

Pada bab ini merupakan kesimpulan hasil dari penelitian yang telah dilakukan dan beberapa saran untuk penelitian selanjutnya.

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan analisa data dan pembahasan yang telah dipaparkan sebelumnya, maka dalam tugas akhir ini dapat disimpulkan beberapa hal sebagai berikut:

- a. Telah diperoleh sensor serat optik SMS untuk memonitoring detak jantung dengan karakteristik yang terbaik pada MMF 5 cm dengan sensitifitas sebesar 0,52 dBm/dB. Sensor ini memiliki tingkat kesalahan pembacaan 0% dari rentang tingkat tekanan bunyi 80,08-84,66 dB.
- b. Sensor ini telah diterapkan untuk memonitoring detak jantung manusia di rentang 88 -110 bpm dengan tingkat kesalahan pembacaan kurang dari 3 %.

5.2 Saran

Dalam melakukan penelitian tugas akhir ini, terdapat beberapa hal yang perlu dikembangkan lagi yaitu :

- a. Sebaiknya ketika dalam pengambilan data perlu *packaging* yang baik seperti deker sarung tangan yang dapat menekan sensor kepada pergelangan sehingga ketika dalam pengambilan data tidak selalu dipegang manual oleh tangan yang mengukur.
- b. Dalam pengambilan data minimal 30 kali untuk mendapat hasil linieritas data yang sangat baik.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Ernesto S. G. dkk (2014). Electrically Insulated Sensing of Respiratory Rate and Heartbeat Using Optical Fibers. ISSN 1424-8220.
- [2] L. Dzuida dkk. (2012). Fibre-optic sensor for respiration and heart rate monitoring in the MRI environment. SciVerse ScienDirect. Military Institute of Aviation Medicine, Krasinskiego 54, Warsaw, 01-755, Poland
- [3] Kusuma Wahyu dan Sendy F. (2014). Alat Pengukur Jumlah Detak Jantung Berdasar Aliran Darah Ujung Jari. ISSN : 2302-3740.
- [4] Webster, EDS, (1981), Design of Microcomputer-Base Medical Instrumentation, Prentice Hall International, New Jersey.
- [5] Machriz, E., Sony S., Achmad R., (2008), Perancangan Perangkat Monitoring Denyut Jantung (Heart-Beat Monitoring) dengan Visualisasi LCD Grafik Berbasis ATMEL AT89C51, Proseding Konferensi Nasional Sistem dan Informatika 2008, Bali.
- [6] Shizhuo Yin, P. B. (2008). Fiber Optic Sensors. Boca Raton: CRC Press.
- [7] Hatta, A. M. (2009). Singlemode-Multimode-Singlemode Optical Fibre Structures for Optical Sensing. Dublin: Electronic and Communications Engineering, Faculty of Engineering, Dublin Institute of Technology.
- [8] Smeltzer. Suzanne C.(2002). Buku Ajar Keperawatan Medikal Bedah Brunner & Suddarth. Edisi 8. Volume 3. Jakarta : EGC.
- [9] Pritchard, P. J. (2011). Introducing To Fluid Mechanics Eighth Edition. John Wiley & Sons, Inc.
- [10] Clancy, L. J. (1975). Aerodynamics. London: Pitman Publishing Limited.
- [11] Daniel Malacara, B. J. (2001). Handbook of Optical Engineering. New York: Marcek Dekker, Inc.
- [12] Bahaa E. A. Saleh, M. C. (1991). Fundamental of Photonics. New York: John Wiley & Sons, Inc.

- [13] Syafrani, Sanif, (2016). Rancang Bangun Sistem Monitoring Pernapasan Berbasis Serat Optik Berstruktur Singlemode-Multimode-Singlemode (SMS). Tugas Akhir-MK TF 141581. Jurusan Teknik Fisika Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
- [14] Yang Li, Z. L. (2014). Multimode Interference Refractive Index Sensor Based on Coreless Fiber. *Photonics Sensors*, 21-27.
- [15] Novitasari, I. (2015). Rancang Bangun Sensor Arus Listrik Searah (DC) Berbasis Serat Optik Berstruktur Singlemode-Multimode Step Index-Singlemode (SMS). Sarjana, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.
- [16] Qian Wang, G. F. (2008, Maret). Investigation on Single-Mode-Multimode-Single-Mode Fiber Structure. *Lightwave Technology*, 26, 512-519.
- [17] Bentley, j. P. (2005). *Principles of Measurement Systems* 4th Edition. London: Prentice Hall.
- [18]Sulfajri, Rezky. 2009. “Elektrokardiograf”. www.unhas.ac.id/tahir/BahanKuliah/Biomedical/Tugas/Biomedik2009/Derma wan/Elektrokardiograf.ppt. Diakses pada hari Sabtu Tanggal 23 Maret 2019 Jam 16.30

LAMPIRAN A

Datasheet Peralatan

- Spesifikasi *Step-Index Multimode Fiber-Thorlabs*

Item #	FG010LDA	FG025LJA	FG105LVA
Optical Specifications			
Wavelength Range	400 - 550 nm and 700 - 1000 nm	400 - 550 nm and 700 - 1400 nm	400 - 2100 nm
Numerical Aperture	0.100 ± 0.015		
Core Index	Proprietary ^a		
Cladding Index	Proprietary ^a		
Geometric Specifications			
Core Diameter	10 ± 3.0 µm	25 ± 3.0 µm	105 ± 3.0 µm
Cladding Diameter	125 ± 2.0 µm		
Coating Diameter	245 ± 10 µm		250 ± 10 µm
Core/Clad Concentricity	<1.0 µm		
Other Specifications			
Coating	Two-Layer Acrylate		
Minimum Bend Radius (Short Term ^b / Long Term ^c)	120 x Cladding Diameter / 240 x Cladding Diameter		
Operating Temperature	-60 to 85 °C		-40 to 85 °C
Proof Test	≥100 kpsi		

- Spesifikasi Z1C

[Z1C specifications]		
Optical fiber requirement	Material	Silica glass
	Profile type	SMF (ITU-T G.652), MMF (ITU-T G.651)
	Fiber diameter	D5F (ITU-T G.653), NZDF (ITU-T G.655, G.666)
	Fiber coating diameter	80 – 150 μ m
	Cleave length *1	100 – 1,000 μ m
Size and weight	Fiber count	Single fiber
	Size (main body) *2	120W x 154D x 130H (mm)
	Weight	Approx. 2.0 kg (with BU-11S)
Standard performance	Monitor	4.1" touch screen color LCD display
	Typical splice loss *3	SMF : 0.02dB D5F : 0.04dB MMF : 0.01dB NZDF : 0.04dB
	Typical splice cycle time *3	Approx. 7 seconds (Quick Mode) Approx. 7.5 seconds (SMF Standard Mode) Approx. 8 seconds (Automatic Mode)
	Typical heating cycle time *1,4	Approx. 28 seconds
Functions	Splicing/heating operation per fully charged battery *5	Approx. 100
	Loss Estimation	Provided
	Splice data storage	10,000 splices
	Splice image capture	64 splices
	Proof test *6	1.96N (200gf)
	Heat shrink oven	Provided
	Arc environment calibration	Automatically compensates for environmental condition changes
	Arc test	Provided
	V-groove white LED illumination	Provided
	Interface	USB 2.0 mini-B type
	Storage media	SD / SDHC memory cards
	Universal clamps for tight & loose buffer fiber	Provided
	Reversible coating clamps	Provided
	User-selectable heater camo operation	Provided
	Onboard user training video	Provided
Programs	Splice programs	Max. 300
	Heating programs	Max. 100
Power supply	AC operation	With ADC-1430 Input: AC 100-240V 50/60Hz 1.1A
	DC operation	Input: DC 10-15V, 4A
	Battery operation	(With BU-11S) 11.1V (2300mAh)
	DC output	12V For Sanitomo's hot jacket remover
Environmental conditions	Operation temperature *7	-10 °C ~ +50 °C
	Storage temperature *7,8	-40 °C ~ +60 °C
	Altitude	0 to 6,000m
	Windproof	Max. 15m/s
	Water & Dust resistance	Equivalent to IP65 *9
Fiberode life	Shock resistance	Drop from 76cm on 5 faces *10
		3,000 arc discharges *11

- Optical Power Meter

Digital Handheld Optical Power and Energy Meter Console

- ▶ Power and Energy Measurements for Free Space and Fiber Applications
- ▶ Designed for High Accuracy, Reliability, and Ease of Use
- ▶ Over 25 Compatible Sensors



PM100D



Multiple Display Options



Detector Options

Photodiode, Fiber, Integrating Sphere, Thermal, and Pyroelectric Sensors Available



Item #	PM100D
Compatible Sensors	Photodiode, Thermal, and Pyroelectric
Optical Power Range ^a	100 pW to 200 W
Optical Energy Range ^a	3 μJ to 15 J
Available Sensor Wavelength Range ^a	185 nm - 25 μm
Display Refresh Rate	20 Hz
Bandwidth ^a	DC - 100 kHz
Photodiode Sensor Range ^b	50 nA - 5 mA
Thermopile Sensor Range ^b	1 mV - 1 V
Pyroelectric Sensor Range ^b	100 mV - 100 V

LAMPIRAN B

Peralatan Penelitian



Gambar B.1 *Optical light source*



Gambar B.2 ZIC fusion splicer



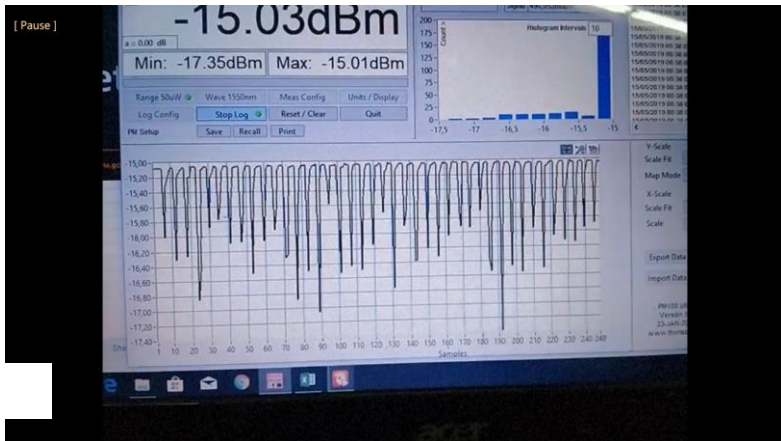
Gambar B.3 OPM Thorlab

LAMPIRAN C

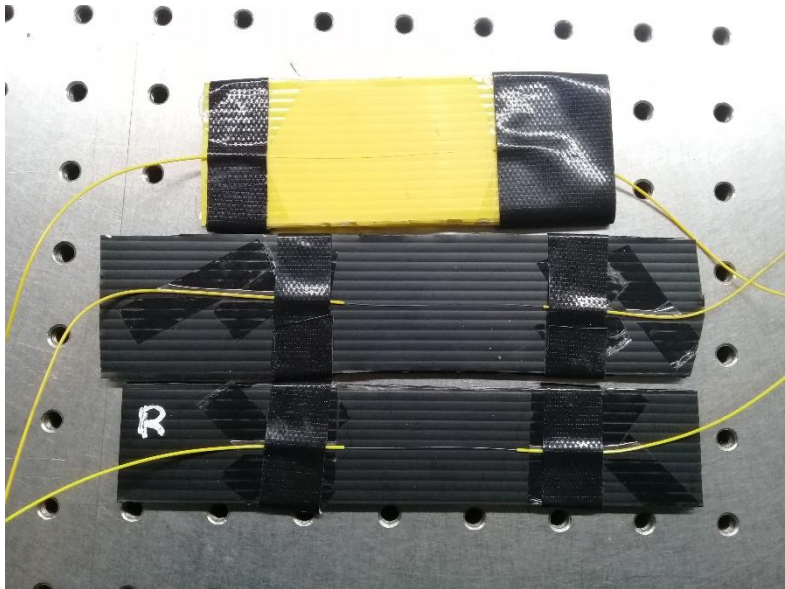
Pengambilan Data Detak Jantung



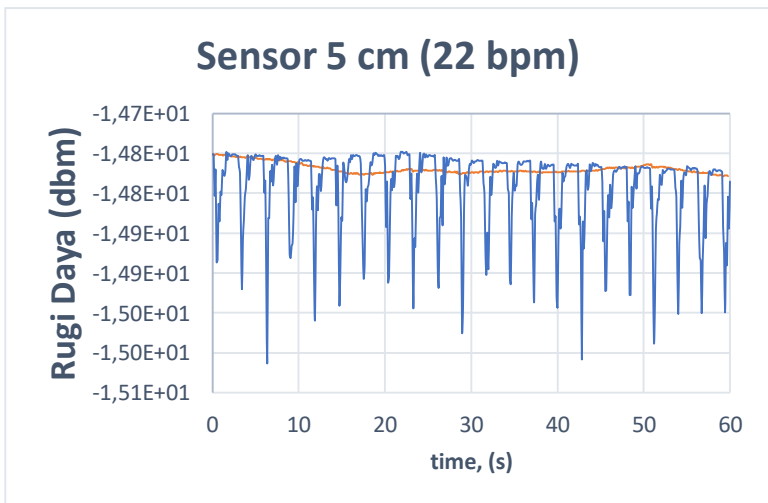
Gambar C.1 Proses pengambilan data



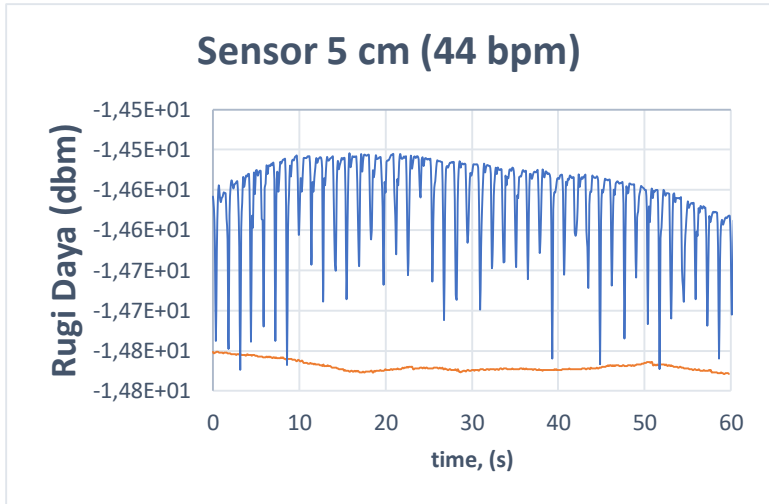
Gambar C.2 Hasil monitoring detak jantung



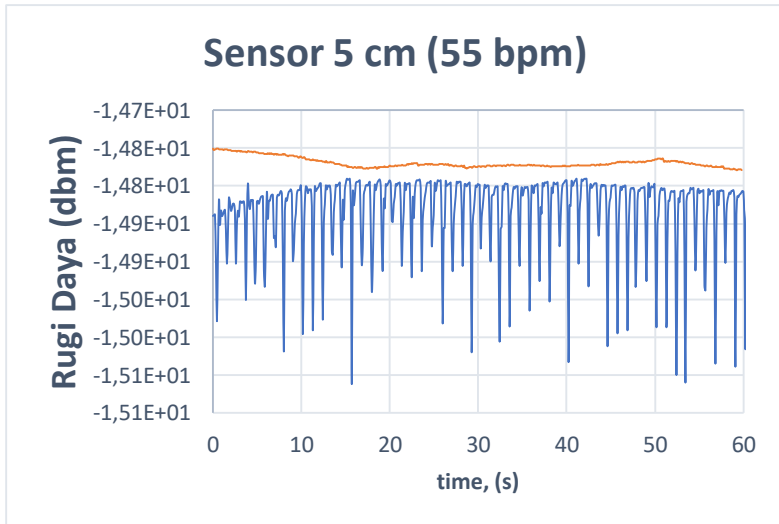
Gambar C.3 Sensor SMS dengan MMF 3,4 dan 5 cm



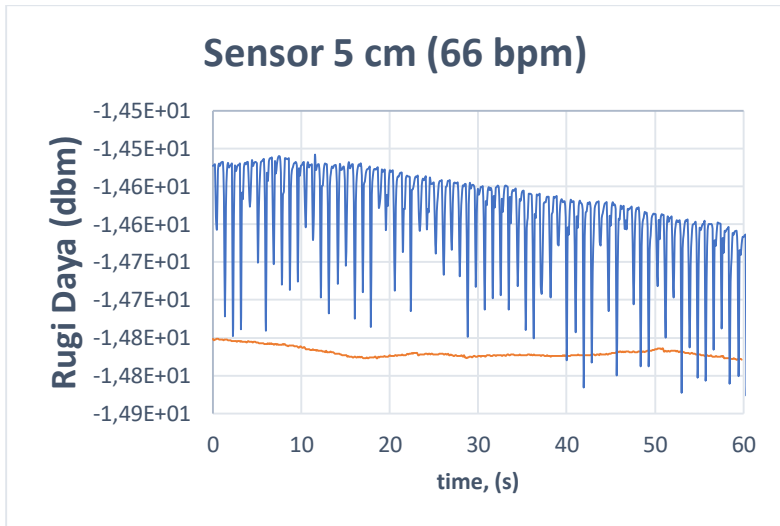
Gambar C.4 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



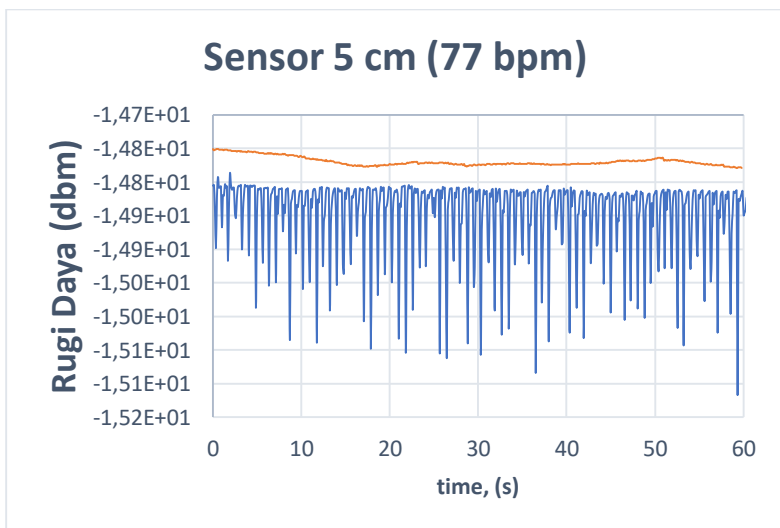
Gambar C.4 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



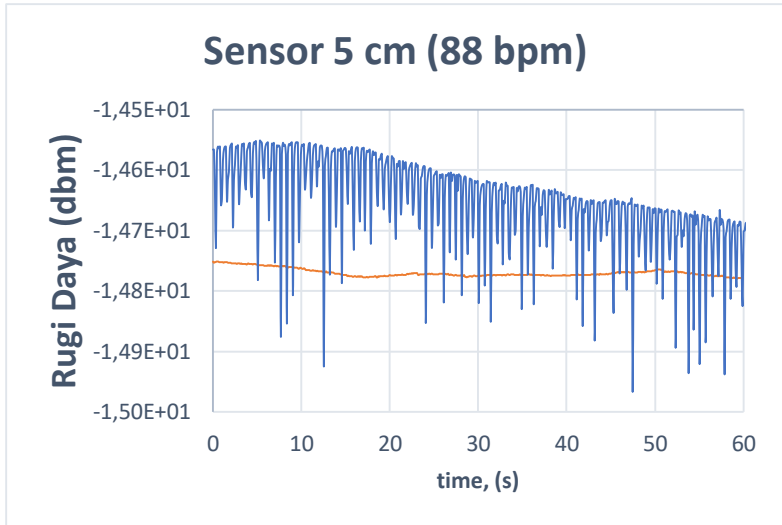
Gambar C.5 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



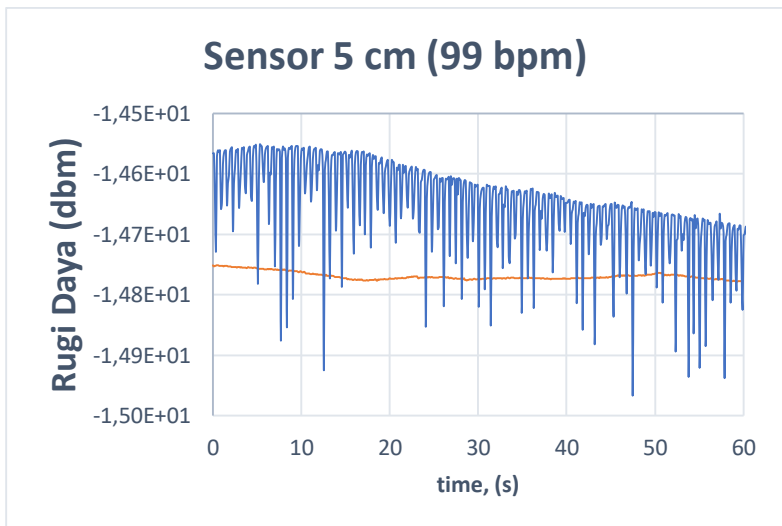
Gambar C.6 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



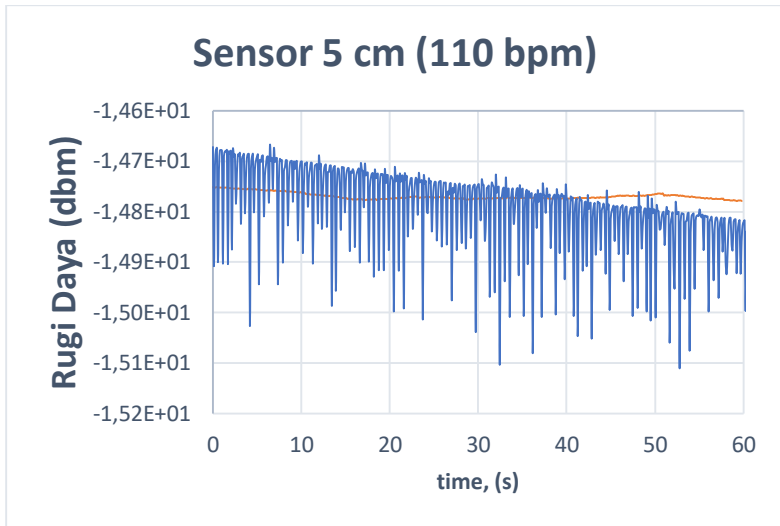
Gambar C.7 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



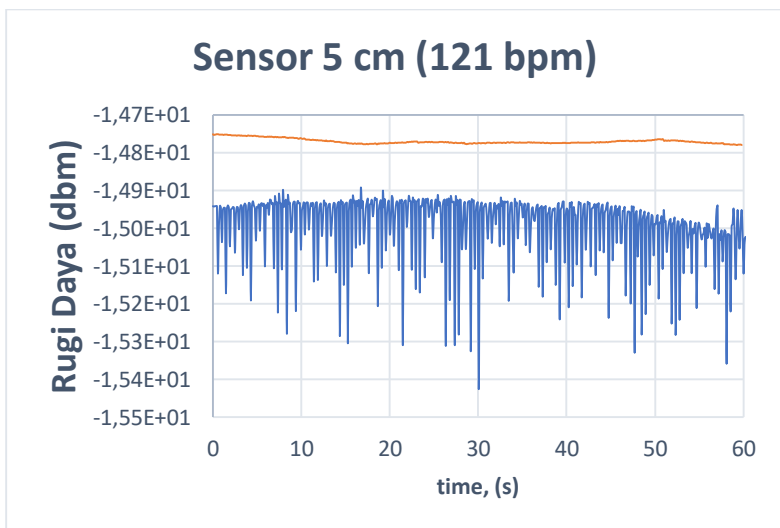
Gambar C.8 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



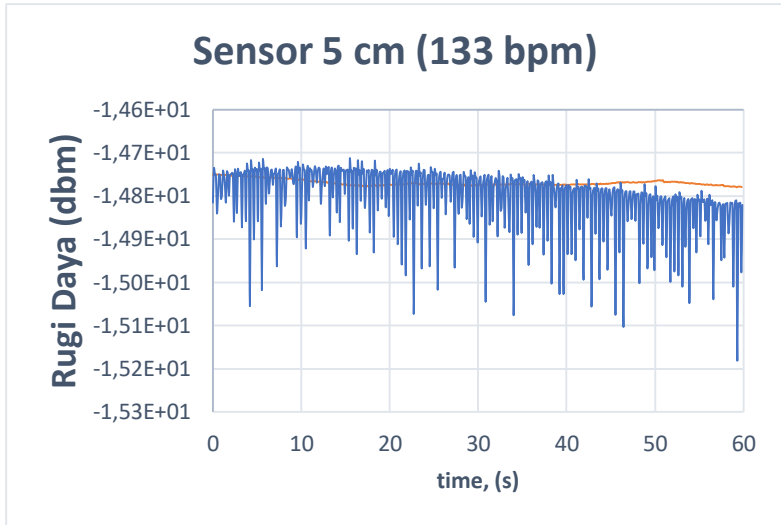
Gambar C.9 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



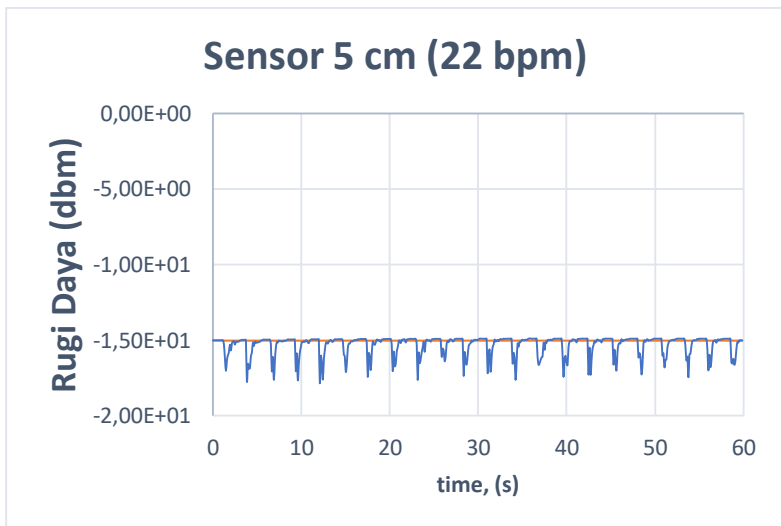
Gambar C.10 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



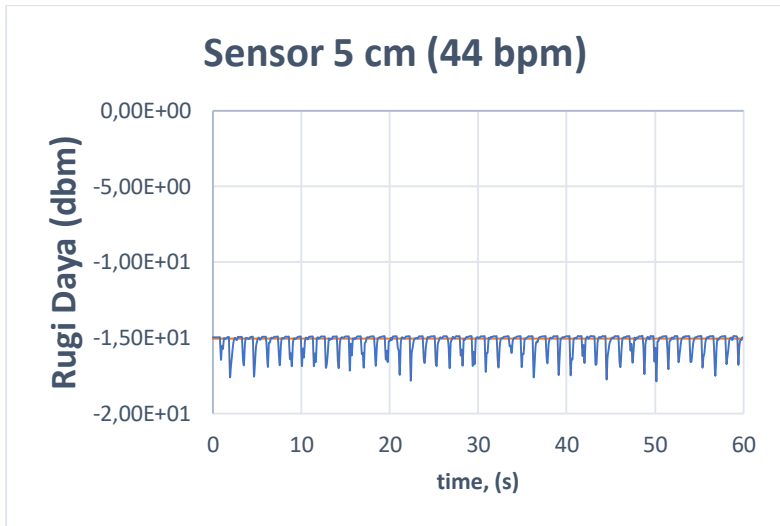
Gambar C.11 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



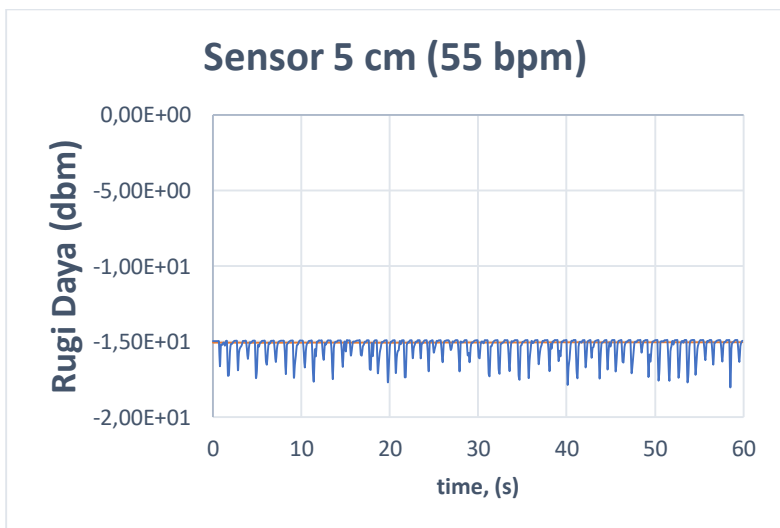
Gambar C.12 Pengukuran detak jantung buatan 80,08 dB



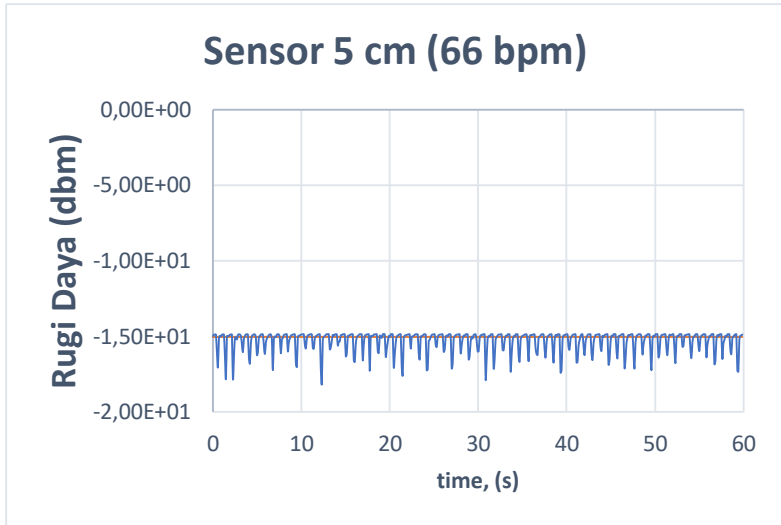
Gambar C.13 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



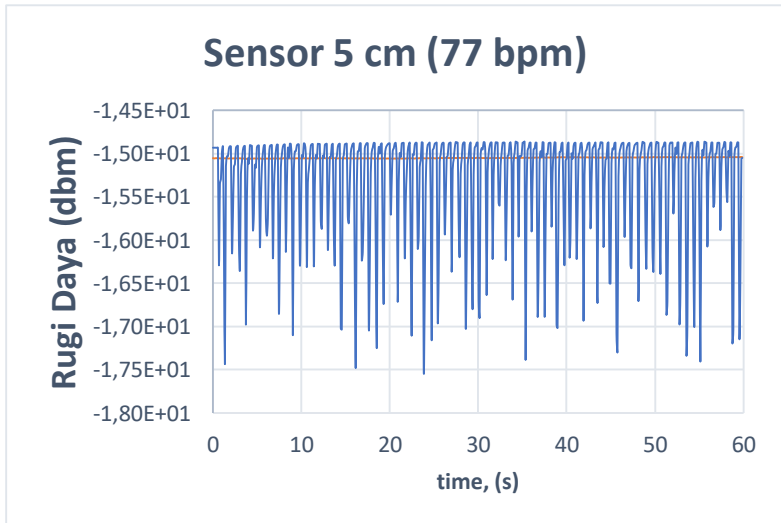
Gambar C.14 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



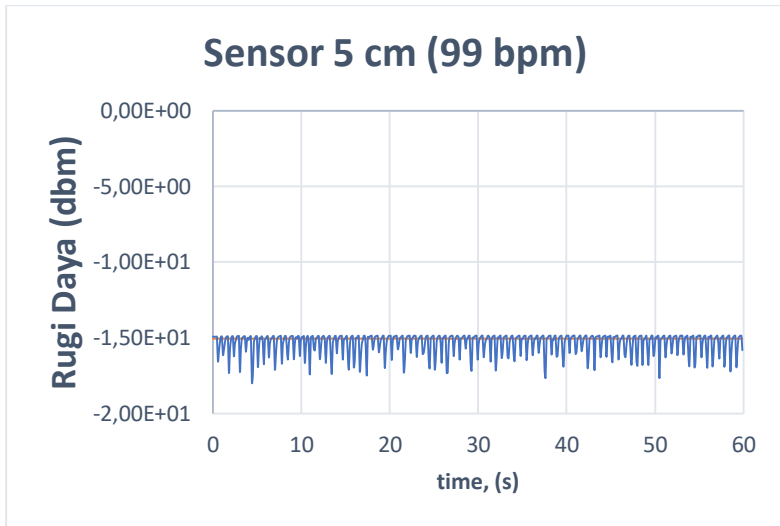
Gambar C.15 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



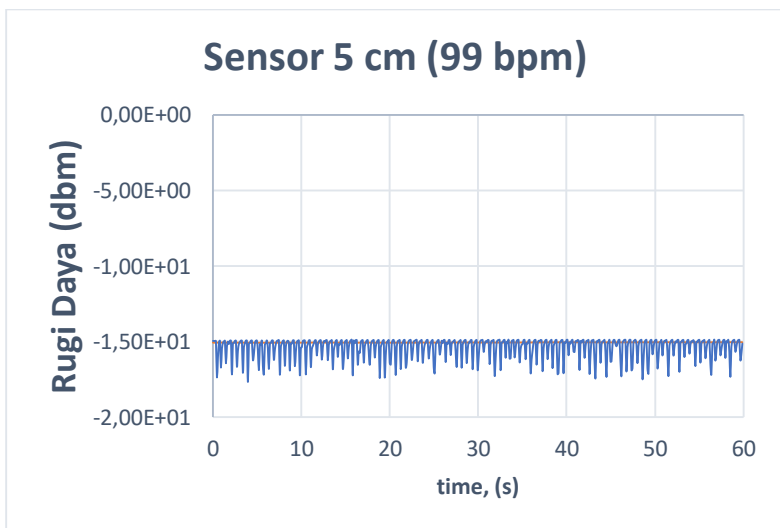
Gambar C.16 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



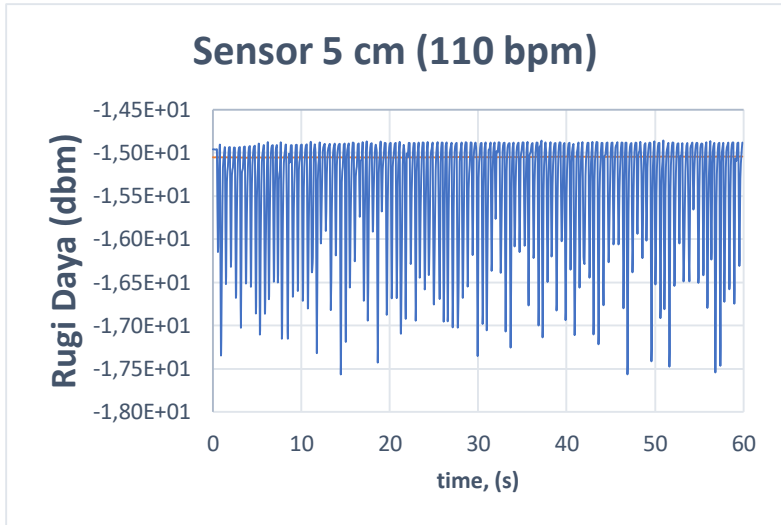
Gambar C.17 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



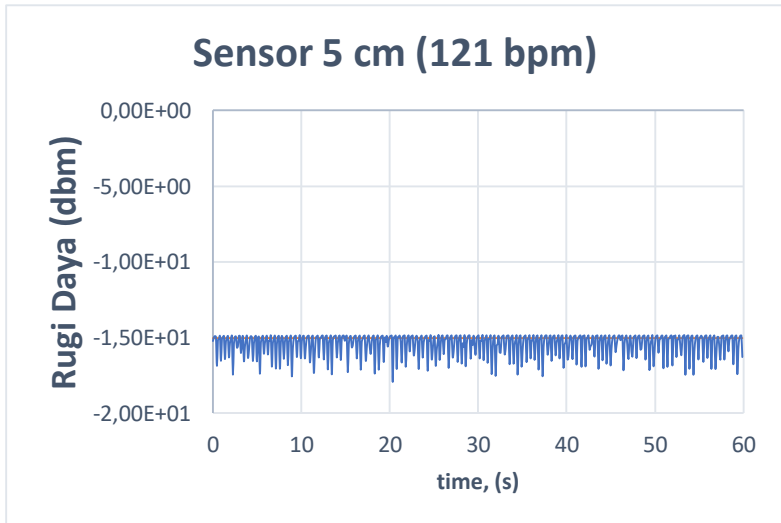
Gambar C.18 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



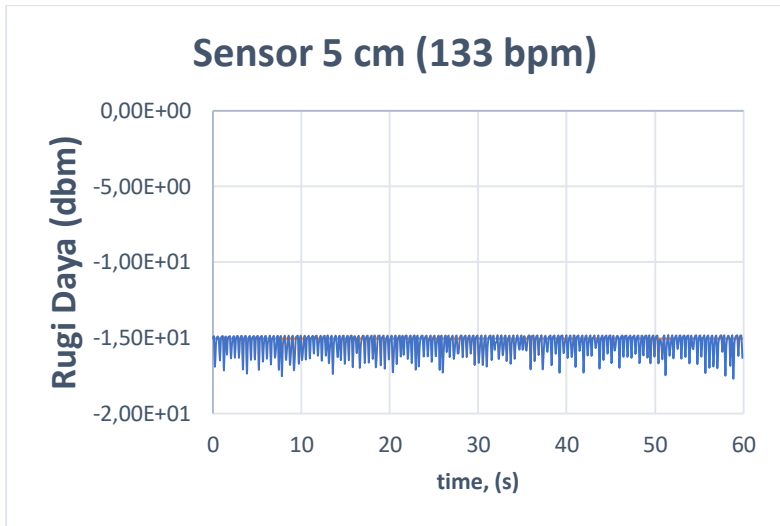
Gambar C.19 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



Gambar C.20 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



Gambar C.21 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB



Gambar C.22 Pengukuran detak jantung buatan 84,66 dB

LAMPIRAN D
Data Karakteristik Sensor

Tabel 1. Hasil Monitoring Sensor MMF 3 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
0,097	22	0	100,00	97,75
	44	0	100,00	
	55	0	100,00	
	66	0	100,00	
	77	0	100,00	
	88	0	100,00	
	99	0	100,00	
	110	0	100,00	
	121	0	100,00	
	133	0	100,00	
	144	0	100,00	
	155	0	100,00	
	166	0	100,00	
	177	19	89,27	
	188	29	84,57	
199	24	87,94		
210	0	100,00		
0,284	22	19	13,64	40,13
	44	38	13,64	
	55	40	27,27	
	66	55	16,67	
	77	70	9,09	
	88	60	31,82	
	99	83	16,16	
	110	102	7,27	
	121	100	17,36	
	133	107	19,55	
	144	56	61,11	
	155	61	60,65	
	166	68	59,04	
	177	54	69,49	
	188	20	89,36	
199	29	85,43		
210	32	84,76		

Tabel 1.1 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 3 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
0,606	22	19	13,64	9,41
	44	42	4,55	
	55	54	1,82	
	66	66	0,00	
	77	75	2,60	
	88	85	3,41	
	99	91	8,08	
	110	96	12,73	
	121	107	11,57	
	133	103	22,56	
	144	124	13,89	
	155	139	10,32	
	166	156	6,02	
	177	164	7,34	
	188	168	10,64	
199	169	15,08		
210	177	15,71		
1,08	22	19	13,64	4,11
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	108	10,74	
	133	113	15,04	
	144	137	4,86	
	155	152	1,94	
	166	158	4,82	
	177	169	4,52	
	188	184	2,13	
199	187	6,03		
210	197	6,19		

Tabel 1.2 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 3 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
1,594	22	22	0,00	1,92
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	76	1,30	
	88	85	3,41	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	110	17,29	
	144	142	1,39	
	155	153	1,29	
	166	165	0,60	
	177	173	2,26	
	188	185	1,60	
199	194	2,51		
210	208	0,95		
1,868	22	22	0,00	0,98
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	119	1,65	
	133	133	0,00	
	144	142	1,39	
	155	152	1,94	
	166	162	2,41	
	177	174	1,69	
	188	181	3,72	
199	196	1,51		
210	205	2,38		

Tabel 1.3 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 3 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
2,01	22	22	0,00	0,48
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	155	0,00	
	166	165	0,60	
	177	175	1,13	
	188	186	1,06	
199	192	3,52		
210	206	1,90		
2,038	22	22	0,00	1,08
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	153	1,29	
	166	164	1,20	
	177	170	3,95	
	188	183	2,66	
199	189	5,03		
210	201	4,29		

Tabel 1.4 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 3 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
2,039	22	22	0,00	1,86
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	149	3,87	
	166	160	3,61	
	177	172	2,82	
	188	178	5,32	
199	187	6,03		
210	189	10,00		
2,066	22	22	0,00	1,56
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	142	1,39	
	155	150	3,23	
	166	162	2,41	
	177	166	6,21	
	188	185	1,60	
199	190	4,52		
210	195	7,14		
Rata-Rata Error				15,93

Tabel 2. Hasil Monitoring Sensor MMF 4 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
0,097	22	0	100,00	100,00
	44	0	100,00	
	55	0	100,00	
	66	0	100,00	
	77	0	100,00	
	88	0	100,00	
	99	0	100,00	
	110	0	100,00	
	121	0	100,00	
	133	0	100,00	
	144	0	100,00	
	155	0	100,00	
	166	0	100,00	
	177	0	100,00	
188	0	100,00		
199	0	100,00		
210	0	100,00		
0,284	22	22	0,00	37,85
	44	43	2,27	
	55	47	14,55	
	66	59	10,61	
	77	69	10,39	
	88	51	42,05	
	99	80	19,19	
	110	86	21,82	
	121	81	33,06	
	133	129	3,01	
	144	66	54,17	
	155	59	61,94	
	166	93	43,98	
	177	69	61,02	
188	65	65,43		
199	0	100,00		
210	0	100,00		

Tabel 2.1 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 4 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
0,606	22	22	0,00	8,51
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	65	1,52	
	77	76	1,30	
	88	86	2,27	
	99	95	4,04	
	110	100	9,09	
	121	115	4,96	
	133	126	5,26	
	144	122	15,28	
	155	118	23,87	
	166	136	18,07	
	177	153	13,56	
	188	165	12,23	
199	165	17,09		
210	176	16,19		
1,08	22	22	0,00	1,37
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	72	6,49	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	132	0,75	
	144	144	0,00	
	155	150	3,23	
	166	164	1,20	
	177	173	2,26	
	188	185	1,60	
199	195	2,01		
210	198	5,71		

Tabel 2.2 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 4 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
1,594	22	22	0,00	0,37
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	155	0,00	
	166	165	0,60	
	177	175	1,13	
	188	184	2,13	
199	198	0,50		
210	206	1,90		
1,868	22	22	0,00	0,56
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	155	0,00	
	166	166	0,00	
	177	177	0,00	
	188	182	3,19	
199	196	1,51		
210	200	4,76		

Tabel 2.3 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 4 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
2,01	22	22	0,00	0,57
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	142	1,39	
	155	155	0,00	
	166	166	0,00	
	177	177	0,00	
	188	186	1,06	
199	195	2,01		
210	199	5,24		
2,038	22	22	0,00	0,83
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	139	3,47	
	155	150	3,23	
	166	163	1,81	
	177	175	1,13	
	188	188	0,00	
199	195	2,01		
210	205	2,38		

Tabel 2.4 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 4 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
2,039	22	22	0,00	0,81
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	154	0,65	
	166	163	1,81	
	177	172	2,82	
188	185	1,60		
199	190	4,52		
210	205	2,38		
2,066	22	22	0,00	1,43
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	141	2,08	
	155	155	0,00	
	166	162	2,41	
	177	168	5,08	
188	176	6,38		
199	188	5,53		
210	204	2,86		
Rata-Rata Error				15,23

Tabel 3. Hasil Monitoring Sensor MMF 5 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
0,097	22	0	100,00	83,32
	44	0	100,00	
	55	41	25,45	
	66	33	50,00	
	77	11	85,71	
	88	11	87,50	
	99	47	52,53	
	110	0	100,00	
	121	0	100,00	
	133	43	67,67	
	144	9	93,75	
	155	17	89,03	
	166	8	95,18	
	177	3	98,31	
188	14	92,55		
199	9	95,48		
210	35	83,33		
0,284	22	19	13,64	28,53
	44	42	4,55	
	55	52	5,45	
	66	61	7,58	
	77	70	9,09	
	88	86	2,27	
	99	96	3,03	
	110	108	1,82	
	121	115	4,96	
	133	126	5,26	
	144	91	36,81	
	155	75	51,61	
	166	40	75,90	
	177	70	60,45	
188	77	59,04		
199	45	77,39		
210	71	66,19		

Tabel 3.1 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 5 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
0,606	22	22	0,00	1,47
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	109	0,91	
	121	118	2,48	
	133	131	1,50	
	144	141	2,08	
	155	154	0,65	
	166	159	4,22	
	177	173	2,26	
	188	184	2,13	
199	192	3,52		
210	199	5,24		
1,08	22	22	0,00	0,23
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	131	1,50	
	144	144	0,00	
	155	155	0,00	
	166	166	0,00	
	177	177	0,00	
	188	188	0,00	
199	198	0,50		
210	206	1,90		

Tabel 3.2 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 5 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
1,594	22	22	0,00	0,24
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	120	0,83	
	133	132	0,75	
	144	144	0,00	
	155	155	0,00	
	166	166	0,00	
	177	177	0,00	
	188	187	0,53	
199	198	0,50		
210	207	1,43		
1,868	22	22	0,00	0,33
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	120	0,83	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	155	0,00	
	166	166	0,00	
	177	177	0,00	
	188	188	0,00	
199	197	1,01		
210	202	3,81		

Tabel 3.3 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 5 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
2,01	22	22	0,00	0,54
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	152	1,94	
	166	166	0,00	
	177	174	1,69	
	188	184	2,13	
199	197	1,01		
210	205	2,38		
2,038	22	22	0,00	0,50
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	155	0,00	
	166	166	0,00	
	177	177	0,00	
	188	184	2,13	
199	192	3,52		
210	204	2,86		

Tabel 3.4 (Lanjutan) Hasil Monitoring Sensor MMF 5 cm

Displacement (nm)	Jumlah Denyut (bpm)	Jumlah Denyut Terukur	Error (%)	Error Rata-Rata (%)
2,039	22	22	0,00	1,86
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	144	0,00	
	155	149	3,87	
	166	160	3,61	
	177	172	2,82	
	188	178	5,32	
199	187	6,03		
210	189	10,00		
2,066	22	22	0,00	1,56
	44	44	0,00	
	55	55	0,00	
	66	66	0,00	
	77	77	0,00	
	88	88	0,00	
	99	99	0,00	
	110	110	0,00	
	121	121	0,00	
	133	133	0,00	
	144	142	1,39	
	155	150	3,23	
	166	162	2,41	
	177	166	6,21	
	188	185	1,60	
199	190	4,52		
210	195	7,14		
Rata-Rata Error				11,86

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Kelurahan Cijerah Kota Bandung, 24 April 1995. Diberi nama oleh kedua orangtua, yaitu Roni Kusumah. Anak pertama dari 4 bersaudara. Papah bernama Eddy Sunandy dan Mamah bernama Yani Rohmayani. Penulis menyelesaikan Sekolah Dasar pada tahun 2008 di SDN Ciptawinaya. Setelah lulus SD penulis pindah ke Kota Banjar Jawa Barat untuk melanjutkan sekolah di SMPN 1 BANJAR hanya sampai 1 semester saja. Selanjutnya penulis pindah ke Kec. Krian Kab.

Sidoarjo Jawa Timur untuk melanjutkan sekolah di SMPN 1 KRIAN dan menamatkannya pada tahun 2011. pada tahun 2014 penulis menamatkan sekolah menengah atas di SMAN 1 KRIAN.. Pada tahun 2017, Alhamdulillah penulis menyelesaikan gelar ahli madya di Program Studi D3 Metrologi dan Instrumentasi Jurusan Teknik Fisika ITS yang sekarang telah berubah menjadi Program Studi D3 Teknik Instrumentasi Jurusan Teknik Instrumentasi ITS. Pada tahun 2018 penulis melaksanakan kerja praktek 1 bulan di Pusat Penelitian Fisika LIPI Serpong Tangerang Selatan. Pada tahun 2019 alhamdulillah penulis berhasil menyelesaikan gelar Sarjana Teknik di Program Studi S1 Teknik Fisika Departemen Teknik Fisika ITS. Penulis berhasil menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul “Rancang Bangun Sistem Pengukuran Detak Jantung Menggunakan Serat Optik Berstruktur *Singlemode-Multimode-Singlemode* (SMS)”. Bagi pembaca yang memiliki kritik, saran atau ingin berdiskusi lebih lanjut mengenai tugas akhir ini, dapat menghubungi penulis melalui email ronikusumah@gmail.com