

Skripsi Fisika

**RANCANG BUAT SENSOR PERNAPASAN MENGGUNAKAN
SERAT OPTIK PLASTIK KONFIGURASI LUKUKAN BESAR
(MACROBENDING)**

Nelli Agustina

H211 13 011



DEPARTEMEN FISIKA

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

UNIVERSITAS HASANUDDIN

MAKASSAR

2017

**RANCANG BUAT SENSOR PERNAPASAN MENGGUNAKAN
SERAT OPTIK PLASTIK KONFIGURASI LEKUKAN BESAR
(MACROBENDING)**

SKRIPSI

*Diajukan Sebagai Tugas Akhir untuk Memenuhi Syarat Gelar Sarjana Sains
Pada Program Studi Fisika Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Hasanuddin*

NELLI AGUSTINA

H211 13 011

**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR**

2017

**RANCANG BUAT SENSOR PERNAPASAN MENGGUNAKAN
SERAT OPTIK PLASTIK KONFIGURASI LEKUKAN BESAR
(MACROBENDING)**

OLEH

NELLI AGUSTINA

H211 13 011

Makassar,

2017

Disetujui Oleh :

Pembimbing Utama

Pembimbing Pertama



Dr. Arifin, M.T.
NIP : 19670520 199403 1 002



Prof. Dr. Syamsir Dewang, M. Eng. Sc
NIP : 19630111 199002 1 002

PERNYATAAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa skripsi ini merupakan karya orisinal saya dan sepanjang pengetahuan saya tidak memuat bahan yang pernah dipublikasi atau ditulis oleh orang lain dalam rangka tugas akhir untuk sesuatu gelar akademik di Universitas Hasanuddin atau di lembaga pendidikan lainnya dimanapun, kecuali bagian yang telah dikutip sesuai kaidah yang berlaku. Saya juga menyatakan bahwa skripsi ini merupakan hasil karya saya sendiri dan dalam batas tertentu dibantu oleh pihak pembimbing.

Penulis

Nelli Agustina

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian mengenai sensor berbasis serat optik plastik dengan konfigurasi lekukan besar untuk mengukur pernapasan. Sensor pernapasan dibuat dengan serat optik plastik tanpa jaket pelindung dan dipasang pada korset. Kedua ujung sensor dihubungkan dengan sumber cahaya LED dan fototransistor. Cahaya dari LED merambat ke dalam serat optik plastik, kemudian diterima oleh fototransistor dan penguat diferensial. Tegangan keluaran dari penguat diferensial berupa sinyal analog di konversi menjadi sinyal digital oleh mikrokontroler Arduino Uno dan ditampilkan pada komputer. Sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik dibuat dengan variasi konfigurasi dan posisi. Pada konfigurasi spiral dibuat sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan serat optik plastik yang diletakkan pada posisi perut. Selain itu, pengujian sensor pernapasan dilakukan saat mengalami batuk dan asma menggunakan konfigurasi spiral dengan jarak 1 cm antar lekukan serat optik plastik. Inspirasi yang terjadi saat bernapas menyebabkan sensor serat optik plastik mengalami regangan dan rugi daya menjadi lebih besar, sehingga intensitas cahaya yang diterima oleh fototransistor berkurang dan tegangan keluaran yang ditampilkan oleh komputer menjadi kecil. Hasil penelitian menunjukkan bahwa karakterisasi sensor terbaik yaitu pada konfigurasi spiral dengan jarak 1 cm antar lekukan serat optik plastik yang diletakkan pada posisi perut. Keunggulan sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik dengan konfigurasi lekukan besar adalah memiliki kesederhanaan dalam sistem pengukuran, biaya murah, fabrikasi mudah dan dapat disambungkan dengan mikrokontroler Arduino Uno dan komputer.

Kata kunci : Pernapasan, sensor, serat optik plastik dan lekukan besar.

ABSTRACT

A research has been done of plastic optical fiber-based sensors with macro bending configuration for respiratory measurement. The respiratory sensors were made with plastic optical fiber without coating and placed on the corset. Both of the point of plastic optical fiber was connected to LED light source and phototransistor. The light from the LED propagated into the plastic optical fiber, then received by the phototransistor and differential amplifier. The differential amplifier showed the output voltage in the form of analog signal and the converted into digital signal by Arduino Uno microcontroller and displayed on the computer. The plastic optical fiber sensors were made with variation configurations and positions. The spiral configuration was made respiratory sensors with bending distance of plastic optical fiber that placed on the abdomen position. Furthermore, respiratory sensor testing did when coughs and asthma happened with spiral configuration about 1 cm between the bending of the plastic optical fiber. The occurrence of the inspiration when respiratory cause the plastic optical fiber will experience strain and increase power loss, so that the intensity of the light received by the phototransistor decreases and output voltage displayed by computer decreases too. The result of research that the best sensor characteristic was spiral configuration about 1 cm between the bending of the plastic optical fiber that placed on the abdomen position. The advantage of the respiratory sensors based on plastic optical fiber with macro bending configuration has simple to use measurement methods, low cost, easy fabrication and can be connected with Arduino Uno microcontroller and computer.

Keywords : Respiratory, sensors, plastic optical fiber and macro bending.

KATA PENGANTAR



Puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah Subhana Wata'ala yang telah melimpahkan rahmat, hidayah dan pertolongan-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini yang berjudul **“Rancang Buat Sensor Pernapasan Menggunakan Serat Optik Plastik Konfigurasi Lekukan Besar (*Macrobending*)”**. Shalawat dan salam senantiasa penulis kirimkan kepada baginda Rasulullah, Muhammad Shalallahu Alaihi Wasallam, keluarga, para sahabat dan para pengikutnya.

Dalam penyelesaian skripsi penulis mengalami berbagai hambatan dan menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan, hal ini terjadi karena kelemahan dan keterbatasan yang dimiliki penulis. Alhamdulillah hambatan dapat teratasi tentu tidak lepas dari dukungan, bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak. Kewajiban penulis dengan segala kerendahan hati untuk menghaturkan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Orang tua tercinta Ayahanda (Abd.Jalil) dan Ibunda (Rahmatia) yang tidak pernah putus berdoa di setiap nafasnya dan senantiasa memberikan dukungan, baik secara moril dan materil, semoga suatu saat nanti Ananda dapat membalas semua kebaikan yang diberikan. Serta kepada adik tercinta Muh.Risal Jalil.
2. Bapak Dr. Arifin, MT. selaku ketua Departemen Fisika FMIPA UNHAS sekaligus pembimbing utama dan Prof. Dr. Syamsir Dewang, M. Eng. Sc.

selaku pembimbing pertama yang telah banyak memberikan waktunya untuk membimbing, mendukung, dan memberi saran-saran kepada penulis dalam menyelesaikan skripsi ini.

3. Bapak Bannu, S. Si, M. Si. selaku penasehat akademik sekaligus sebagai tim penguji skripsi fisika yang telah banyak memberikan nasehat dan saran selama penulis menempuh studi.
4. Bapak Dr. Bualkar Abdullah, M. Eng. Sc. dan Ibu Dra. Bidayatul Armynah, MT. sebagai tim penguji skripsi fisika yang telah banyak memberikan masukan dan saran-saran demi kesempurnaan skripsi ini.
5. Seluruh Bapak dan Ibu dosen Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam yang telah mendidik dan membagi ilmunya kepada penulis.
6. Seluruh staf akademik Departemen Fisika dan Fakultas MIPA yang dengan senang hati membantu penulis dalam menyelesaikan urusan-urusan akademik.
7. Special thanks to kak Apphy yang selalu memberikan semangat kepada penulis dalam menyelesaikan skripsi ini.
8. Tim Bengkel Elektronika dan Instrumentasi kak Indri, kak Indah, kak Yeti, kak Inno dan kak Didin yang selalu memberikan saran dan membagi ilmunya kepada penulis.
9. Kasmiah G, Suarni, An Nisya, Azizul, Yulisufiana, dan Astrid Nur Nubuwa yang telah membantu penulis selama penelitian.
10. Teman-teman Departemen Fisika dan Geofisika angkatan 2013 yang tidak bisa saya sebutkan satu-satu terima kasih untuk persahabatan dan canda tawa selama penulis menempuh studi.

11. Kanda-kanda senior, teman-teman serta adik-adik Himafi FMIPA Unhas dan KM FMIPA. Jayalah Himafi Fisika Nan Jaya. Salam Use Your Mind Be the Best.
12. Teman-teman seperjuangan dari mahasiswa baru; Asyirah Syarief yang sudah sahabatan dari SD dan sempat satu kamar selama semester I, Andi Rahmatul Jum'ah M, S. Ft, Dewinta Nur Alvionita, S. Si dan Ade Restu S. Pt yang sudah sarjana duluan.
13. Teman KKN Desa Lumpangang Kec. Pa'jukukang Kab.Bantaeng Dian, kak Fesly, Eky, Maudy, Yaya, kanda Hary dan kak Yogi (Kordes), serta Budi (Korcam) yang pindah ke posko induk yang telah menjadi keluarga baru dan memberikan kenangan indah selama KKN. Terima kasih team Dokar.
14. Semua pihak yang membantu penulis baik secara langsung maupun tidak langsung dalam seluruh proses perkuliahan di Universitas Hasanuddin

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan, untuk itu kritik dan saran yang bersifat membangun sangatlah diharapkan. Akhir kata penulis mengharapkan semoga penelitian ini dapat berguna dan bermanfaat bagi penulis dan pihak lain yang membutuhkan.

Makassar, 2017

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
PERNYATAAN KEASLIAN	iv
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xv
DAFTAR LAMPIRAN	xvi
BAB I PENDAHULUAN	
I.1 Latar Belakang	1
I.2 Ruang Lingkup Penelitian	3
I.3 Tujuan Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
II.1 Serat Optik	4
II.1.1 Jenis Serat Optik	5
II.1.2 Transmisi Cahaya pada Serat Optik	6
II.1.3 Rugi-Rugi Daya pada Serat Optik	9
II.2 Sensor Serat Optik	10

II.3 Sumber Cahaya	12
II.4 Fotodetektor	13
II.5 Penguat Selisih	14
II.6 Pernapasan	15
II.7 Mikrokontroler Arduino Uno	17
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	
III.1 Waktu dan Tempat Penelitian	19
III.2 Alat dan Bahan	19
III.3 Prosedur Penelitian	20
III.4 Bagan Alur Penelitian	23
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	
IV.1 Perancangan dan Pembuatan Sensor Pernapasan Menggunakan Serat Optik Plastik	24
IV.2 Hasil Pengujian Sensor Pernapasan Berbasis Serat Optik Plastik dengan Variasi Konfigurasi untuk Pernapasan Cepat, Normal dan Lambat	25
IV.3 Hasil Pengujian Sensor Pernapasan Berbasis Serat Optik Plastik dengan Variasi Jarak pada Lekukan Konfigurasi Spiral untuk Pernapasan Cepat	30
IV.4 Hasil Pengujian Sensor Berbasis Serat Optik Plastik dengan Konfigurasi Spiral untuk Pernapasan Saat Batuk dan Asma	32
IV.5 Hasil Pengujian Sensor Pernapasan Berbasis Serat Optik Plastik dengan Variasi Posisi untuk Pernapasan Cepat, Normal dan Lambat	33

BAB V PENUTUP

V.1 Kesimpulan 38

V.2 Saran 39

DAFTAR PUSTAKA 40

LAMPIRAN 42

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar II.1 Struktur Serat Optik	4
Gambar II.2 Jenis Serat Optik Berdasarkan Jumlah Moda	6
Gambar II.3 Proses Pemantulan pada Inti dan Pembiasan pada Selubung	7
Gambar II.4 Lekukan Besar dan Kecil	9
Gambar II.5 Rangkaian LED	12
Gambar II.6 Rangkaian Fotodetektor	13
Gambar II.7 Rangkaian Penguat Selisih	14
Gambar II.8 Mikrokontroler Arduino Uno	17
Gambar III.1 Skema Sensor Pernapasan Menggunakan Serat Optik Plastik	20
Gambar III.2 Konfigurasi Lurus, Sinusoidal dan Spiral	21
Gambar III.3 Variasi Posisi pada Perut, Dada dan Punggung	22
Gambar III.4 Bagan Alur Penelitian	23
Gambar IV.1 Tegangan Keluaran Sensor Pernapasan Cepat dengan Konfigurasi Lurus, Sinusoidal dan Spiral	26
Gambar IV.2 Tegangan Keluaran Sensor Pernapasan Normal dengan Konfigurasi Lurus, Sinusoidal dan Spiral	26
Gambar IV.3 Tegangan Keluaran Sensor Pernapasan Lambat dengan Konfigurasi Lurus, Sinusoidal dan Spiral	27
Gambar IV.4 Perbandingan Amplitudo Sensor Pernapasan dengan Variasi Konfigurasi pada Pernapasan Cepat, Normal dan Lambat	28
Gambar IV.5 Tegangan Keluaran Sensor Pernapasan Cepat dengan Jarak pada Lekukan 1 cm, 2 cm dan 3 cm	30

Gambar IV.6 Perbandingan Ampitudo Sensor Pernapasan dengan Jarak pada Lekukan Serat Optik Plastik	31
Gambar IV.7 Tegangan Keluaran Sensor pada Normal dan Batuk	32
Gambar IV.8 Tegangan Keluaran Sensor pada Pernapasan Saat Asma	33
Gambar IV.9 Tegangan Keluaran Sensor Pernapasan Cepat dengan Posisi Perut, Dada dan Punggung	34
Gambar IV.10 Tegangan Keluaran Sensor Pernapasan Normal dengan Posisi Perut, Dada dan Punggung	34
Gambar IV.11 Tegangan Keluaran Sensor Pernapasan Lambat dengan Posisi Perut, Dada dan Punggung	35
Gambar IV.12 Perbandingan Amplitudo Sensor Pernapasan dengan Variasi Posisi pada Lekukan Serat Optik Plastik	36

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 4.1 Karakteristik Sensor Pernapasan dengan Variasi Konfigurasi pada Pernapasan Cepat, Normal dan Lambat	29
Tabel 4.2 Karakteristik Sensor Pernapasan Pada Variasi Jarak	31
Tabel 4.3 Karakteristik Sensor Pernapasan dengan Variasi Posisi pada Pernapasan Cepat, Normal dan Lambat	37

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
Lampiran 1 Data Sheet Fiber Optik, LED dan Fototransistor	42
Lampiran 2 Gambar Serat Optik Plastik, LED Infra Merah (Biru) dan Fototransistor Hitam	44
Lampiran 3 Skema Rangkaian Sensor Pernapasan Serat Optik Plastik	45
Lampiran 4 Rangkaian Catu Daya dan Penguat Differensial	45
Lampiran 5 Rangkaian Mikrokontroler Arduino Uno	45
Lampiran 6 Foto-Foto Pengukuran Pernapasan Menggunakan Sensor Berbasis Serat Optik Plastik	46
Lampiran 7 Foto Sensor Pernapasan dengan Konfigurasi Lurus, Sinusoidal dan Spiral	47
Lampiran 8 Foto Sensor Pernapasan dengan Posisi Perut, Dada dan Punggung	48

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pernapasan merupakan proses masuknya oksigen ke dalam paru-paru dan mencapai sel-sel tubuh, serta proses yang menyebabkan karbon dioksida keluar dari tubuh melalui hidung dan mulut. Pernapasan memiliki frekuensi yang diambil dalam waktu tertentu, tingkat ini dapat bervariasi tergantung pada kebutuhan oksigen. Pengukuran tingkat pernapasan merupakan salah satu parameter fisiologi yang penting dalam bidang medis. Pernapasan dapat memberikan informasi yang terkait mengenai kondisi jantung, saraf dan paru-paru manusia^[1] seperti gangguan paru-paru kronis (*pneumothorax*), bayi yang meninggal tiba-tiba, pasien yang sesak napas pada saat tidur (*sleep apnea*)^[2] dan pengukuran pernapasan selama proses *Magnetic Resonance Imaging* (MRI). Beberapa metode pengukuran tingkat pernapasan menggunakan sistem sensor telah dikembangkan, salah satunya menggunakan serat optik^[3,4].

Serat optik berdasarkan material bahannya terdiri dari dua jenis yaitu serat optik kaca (*Glass Optical Fiber = GOF*) dan serat optik plastik (*Plastic Optical Fiber = POF*). Serat optik kaca terbuat dari bahan *silika* dan serat optik plastik terbuat dari bahan *polymer*. Kedua jenis serat optik tersebut dapat digunakan sebagai perangkat penginderaan atau sensor. Serat optik silika mempunyai sifat yang rapuh dan berukuran kecil sehingga membutuhkan perlakuan khusus dalam penggunaannya. Sedangkan serat optik plastik mempunyai sifat yang lentur sehingga mudah dilekukan^[5].

Pada perkembangannya, sensor serat optik plastik dapat digunakan dalam berbagai bidang pengukuran seperti regangan, suhu, temperatur, tekanan, dan getaran^[6]. Salah satu aplikasi serat optik plastik pada bidang medis yaitu sebagai sensor pernapasan. Penelitian sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik telah diteliti oleh D'Angelo dkk (2008)^[7] mengenai sensor serat optik plastik untuk mengukur pernapasan perut menggunakan *Optical Time Domain Reflectometer* (OTDR). Suana dkk (2012)^[11] mengenai sensor pernapasan serat optik plastik dengan mengupas selubung (*cladding*) yang diletakkan di depan hidung. Penelitian Yoo dkk (2012)^[4] tentang sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik yang diletakkan di depan hidung dan perut. Penelitian Dzuida dkk (2012)^[8] mengenai sensor pernapasan serat optik plastik dengan sistem *Fiber Bragg Grating* (FBG) yang diletakkan di punggung. Begitu pula Krehel dkk (2014)^[9] mengenai sensor pernapasan serat optik plastik pada kostum dada (*tekstil*) tertanam.

Namun, penelitian sebelumnya sulit untuk dilakukan karena menggunakan sistem yang sangat sulit seperti FBG dan alat pendukung yang mahal seperti OTDR. Fabrikasi sensor juga kurang efektif seperti serat optik yang diletakkan di depan hidung, karena memiliki banyak parameter yang mempengaruhi hasil pengukuran di antaranya suhu, kelembaban, tekanan dan karbon dioksida (CO₂). Sedangkan sensor pernapasan pada perut memiliki satu parameter yang mempengaruhi hasil pengukuran yaitu pergerakan otot-otot perut akibat adanya pernapasan. Sehingga, dari kedua jenis pernapasan yang lebih efektif untuk melakukan pengukuran adalah pernapasan pada perut^[11].

Pada penelitian ini akan dibuat sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik tanpa jaket (*coating*) dengan konfigurasi lekukan besar (*macrobending*) yang diletakkan pada korset. Sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik yang dihubungkan dengan mikrokontroler Arduino Uno, kemudian di tampilkan ke komputer. Lekukan besar pada sensor pernapasan diharapkan untuk meningkatkan rugi daya sehingga sensitivitas dan resolusi sensor akan lebih baik. Sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik yang akan dibuat memiliki keunggulan yaitu kesederhanaan dalam sistem pengukuran, biaya murah, fabrikasi mudah, pengoperasian mudah dan dapat disambungkan dengan mikrokontroler Arduino Uno dan komputer.

I.2 Ruang Lingkup Penelitian

Ruang lingkup pada penelitian ini, dibatasi pada pembuatan, pengujian dan karakterisasi sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik dengan metode pengupasan jaket pada konfigurasi lekukan besar.

I.3 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian yang dilakukan adalah sebagai berikut :

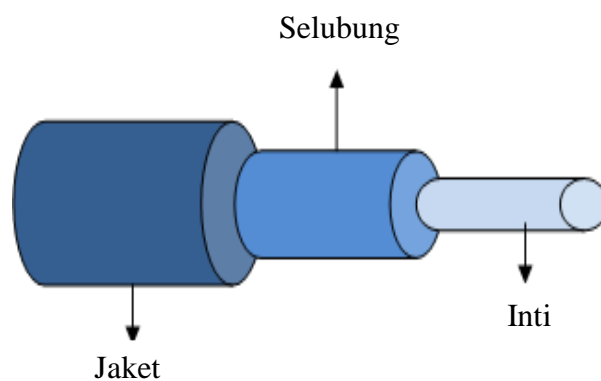
1. Fabrikasi sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik.
2. Pengujian sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik.
3. Karakterisasi sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

II.1 Serat Optik

Serat optik merupakan saluran yang dapat mentransmisikan data berupa sinyal cahaya sebagai pembawa informasi. Serat optik hampir sama dengan sistem kawat tembaga. Perbedaannya adalah serat optik menggunakan cahaya untuk mengirim atau menukar informasi melalui jalur serat optik, sedangkan kawat tembaga menggunakan getaran listrik untuk mengirim informasi melalui tembaga. Beberapa keunggulan yang dimiliki serat optik antara lain pengiriman data yang cepat, tahan terhadap suhu yang tinggi, ukurannya kecil, sinyal yang dikirim tidak berinterferensi dengan gelombang elektromagnetik dan bebas korosi^[5]. Struktur serat optik terdiri dari inti (*core*), selubung (*cladding*), dan jaket (*coating*), seperti yang ditampilkan pada Gambar II.1^[10].



Gambar II.1 Struktur serat optik^[10].

Inti serat terbuat dari bahan *silika* atau *polymer*, dimana cahaya ditransmisikan melalui inti. Selubung merupakan bagian terluar dari inti yang terbuat dari bahan *silika* dan memiliki fungsi yaitu dapat mengurangi hamburan

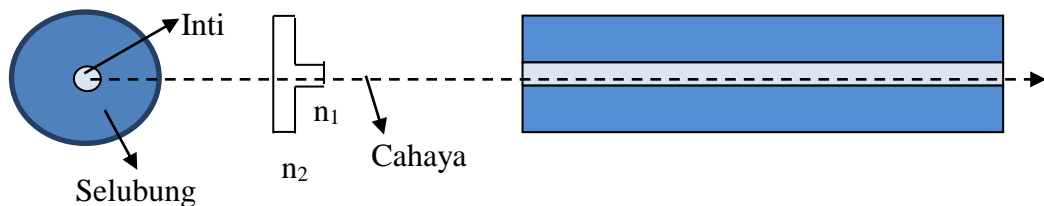
cahaya yang keluar dari permukaan inti dan merambat ke udara sekitar. Jacket merupakan bagian terluar dari serat optik yang berhubungan langsung dengan lingkungan luar, yang berfungsi sebagai pelindung dari kerusakan^[10].

II.1.1 Jenis Serat Optik

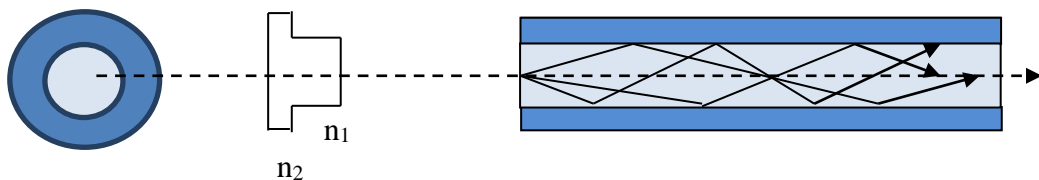
Serat optik terdiri dari beberapa jenis yang diklasifikasikan berdasarkan material bahan, moda dan indeks bias inti. Berdasarkan material bahannya serat optik terdiri dari dua jenis yaitu serat optik kaca dan serat optik plastik. Serat optik kaca terbuat dari bahan *silika* dan serat optik plastik terbuat dari bahan *polymer*. Serat optik silika mempunyai sifat yang rapuh dan berukuran kecil sehingga membutuhkan perlakuan khusus dalam penggunaannya. Sedangkan serat optik plastik mempunyai sifat yang lentur sehingga mudah dilekukan^[5].

Serat optik berdasarkan jumlah modanya terdiri atas dua jenis yaitu moda tunggal (*single mode*) dan moda jamak (*multi mode*). Serat optik moda tunggal hanya satu jenis cahaya yang merambat melalui inti, sedangkan moda jamak terdapat beberapa jenis cahaya yang merambat melalui inti. Berdasarkan indeks bias inti serat optik dibagi dua jenis yaitu indeks tangga (*step index*) dan indeks tanjak (*graded index*). Serat optik jenis indeks tangga, inti memiliki indeks bias homogen dan serat optik jenis indeks tanjak, inti memiliki indeks bias yang tidak homogen. Perbedaan penjalaran cahaya pada inti serat optik dimana n_1 merupakan indeks bias inti dan n_2 adalah indeks bias selubung, seperti yang ditampilkan pada Gambar II.2^[5].

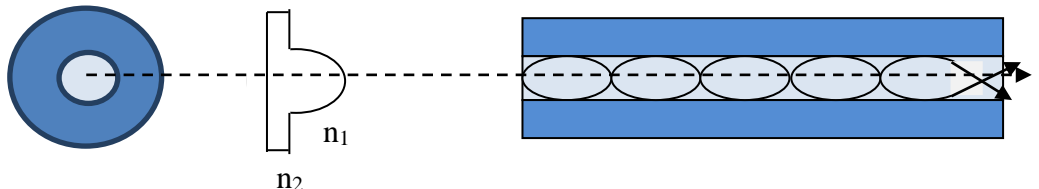
Serat Moda-Tunggal



Serat Moda-Jamak Indeks Tanga



Serat Moda-Jamak Indeks Tanjak

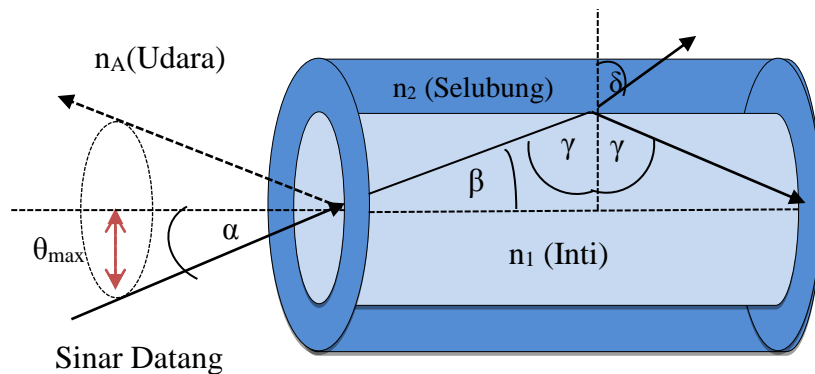


Gambar II.2 Jenis serat optik berdasarkan jumlah moda^[11].

Pada indeks tangga cahaya yang menjalar melalui beberapa lintasan tidak akan sampai secara bersamaan pada ujung lainnya, sedangkan pada indeks tanjak cahaya yang menjalar melalui beberapa lintasan pada akhirnya akan sampai pada waktu bersamaan^[11].

II.1.2 Transmisi Cahaya pada Serat Optik

Cahaya yang masuk ke inti serat optik akan membentuk sudut terhadap garis normal dan akan mengalami pemantulan dan pembiasan pada selubung. Adanya pemantulan pada serat optik akan menyebabkan terbentuknya sudut pantul (γ). Sedangkan, adanya pembiasan menyebabkan terbentuknya sudut bias (δ). Sehingga, sudut datang (β) menjadi lebih kecil dari sudut bias (δ), seperti yang ditampilkan pada Gambar II.3^[12,13].



Gambar II.3 Proses pemantulan pada inti dan pembiasan pada selubung^[12,13].

Serat optik mempunyai indeks bias yang berbeda yaitu indeks bias inti (n_1) dan indeks bias selubung (n_2), serta indeks bias udara (n_A). Indeks bias inti (n_1) lebih besar dari pada indeks bias selubung (n_2)^[12,13].

$$n_1 > n_2 > n_3 \quad (2.1)$$

Menurut Hukum Snellius dapat dituliskan dalam bentuk^[12,13]:

$$n_A \sin \alpha = n_1 \sin \beta \quad (2.2)$$

$$n_1 \sin \gamma = n_2 \sin \delta \quad (2.3)$$

Agar terjadi pemantulan internal total, maka δ harus sebesar $\pi/2$, sehingga dapat dirumuskan^[12,13]:

$$\sin \gamma = \frac{n_2}{n_1} \quad (2.4)$$

atau γ disebut dengan sudut θ_c ^[12,13]:

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

Adanya perbedaan indeks bias antar inti dan selubung, akan menyebabkan sudut maksimum pada cahaya yang datang dan tidak lagi dibiaskan melainkan

dipantulkan secara sempurna, sudut ini disebut sudut kritis seperti yang ditampilkan pada Gambar II.3.

Celah numerik (*Numerical Aperture* = NA) merupakan ukuran kemampuan serat optik dalam mengumpulkan cahaya. Berdasarkan Gambar II.3, cahaya tidak dapat melewati serat optik jika datang dengan sudut lebih besar dari θ_{\max} . Cahaya ini bisa masuk ke serat optik tapi tidak melewati inti karena sinar telah terbiaskan oleh selubung. Sedangkan semua cahaya dengan sudut datang kurang dari θ_{\max} dapat masuk melewati inti, cahaya ini akan mengalami pemantulan internal total yang menyebabkan sinar tetap berada dalam serat optik. Berdasarkan persamaan 2.2, maka dapat dituliskan^[12,13] :

$$n_A \sin \alpha = n_1 \sin \beta \quad (2.6)$$

$$n_A \sin \alpha = n_1 \sin (90-\gamma) \quad (2.7)$$

$$n_A \sin \alpha = n_1 \cos \gamma \quad (2.8)$$

$$n_A \sin \alpha = n_1 \sqrt{1 - \sin^2 \gamma} \quad (2.9)$$

$$n_A \sin \alpha = n_1 \sqrt{1 - \frac{n_2^2}{n_1^2}} \quad (2.10)$$

Agar sinar dapat terpandu pada inti serat optik, maka sudut masukan atau besar nilai celah numerik ditentukan dengan persamaan berikut^[12,13]:

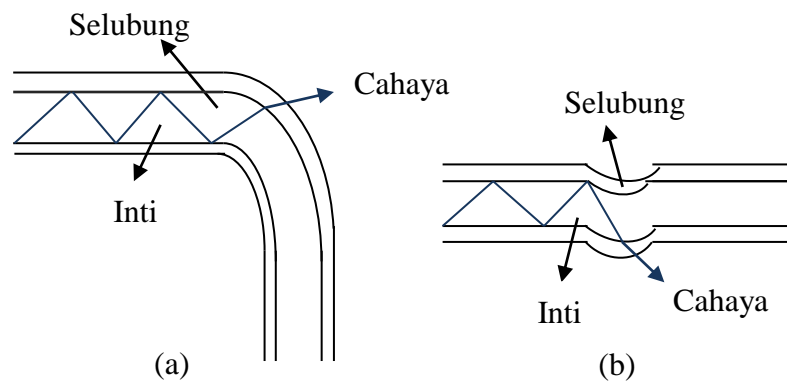
$$\sin \alpha = n_1 \frac{1}{n_1} \sqrt{(n_1^2 - n_2^2)} \quad (2.11)$$

$$\sin \alpha = NA = \sqrt{(n_1^2 - n_2^2)} \quad (2.12)$$

NA adalah nilai sinus dari sudut θ_{\max} atau α , biasanya memiliki ukuran 0,02 sampai 0,29 untuk serat optik kaca. Sedangkan untuk serat optik plastik memiliki NA lebih tinggi yaitu 0,5^[12,13].

II.1.3 Rugi-Rugi Daya pada Serat Optik

Rugi-rugi daya pada serat optik disebabkan oleh beberapa faktor yaitu lekukan (*bending*), penyerapan (*absorption*), hamburan (*scattering*), sambungan (*splicing loss*), gandengan (*coupling*)^[5]. Lekukan adalah pembengkokan yang terjadi pada serat optik. Lekukan menyebabkan adanya cahaya yang keluar ke selubung, sehingga cahaya yang merambat melalui inti menjadi berkurang. Lekukan yang biasa terjadi pada serat optik berupa lekukan besar (*macrobending*) dan lekukan kecil (*microbending*). Serat optik dikatakan lekukan besar apabila jari-jari lekukan lebih besar dari jari-jari serat optik seperti yang ditampilkan oleh Gambar II.4a. Sedangkan dikatakan lekukan kecil apabila jari-jari lekukan lebih kecil dari pada diameter serat optik, seperti yang ditampilkan pada Gambar II.4b^[12].



Gambar II.4 Lekukan (a) besar dan (b) kecil ^[12].

Terjadinya rugi daya pada serat optik disebabkan juga oleh atenuasi. Bahan serat optik yang terbuat dari kaca biasanya terbentuk dari *silicon-dioksida* (SiO_2) yang memiliki indeks bias tertentu. Adanya variasi indeks bias yang diperoleh dengan menambahkan bahan lain seperti *oksida titanium*, *thallium germanium* atau *boron*. Variasi indeks bias akan menyebabkan sumber cahaya yang merambat dalam serat optik mengalami penurunan energi terhadap jaraknya.

Hubungan antara daya optik dalam serat pada saat jarak 0 dan daya optik setelah menempuh jarak sejauh z , sehingga dapat dirumuskan sebagai berikut^[5]:

$$P(z) = P(0)e^{-\alpha z} \quad (2.13)$$

$$\alpha_p = -\frac{1}{z} \ln \left[\frac{P(z)}{P(0)} \right] \quad (2.14)$$

$P(0)$ adalah daya optik dalam serat (pada $z = 0$), $P(z)$ adalah daya optik setelah menempuh z , α adalah koefisien atenuasi satuannya km^{-1} , z adalah panjang lintasan serat optik yang digunakan untuk perjalanan sinar elektromagnetik. Secara ringkas dalam perhitungan atenuasi dalam serat optik dinyatakan dengan desibel per kilometer (dB/km)^[5].

II.2 Sensor Serat Optik

Sensor serat optik adalah jenis sensor yang menggunakan serat optik dalam mekanisme penginderaan atau pendeteksian. Sensor serat optik memiliki beberapa piranti yaitu *Light Emitting Diode* (LED), fototransistor, dan penguat operasional. Secara umum sensor memiliki beberapa karakteristik di antaranya adalah sebagai berikut^[5] :

1. Range, merupakan selisih keluaran maksimum dan keluaran minimum. Range sensor serat optik dapat dirumuskan sebagai berikut^[5]:

$$\Delta = V_{\max} - V_{\min} \quad (2.15)$$

dimana, V_{\max} sebagai tegangan keluaran maksimum dan V_{\min} sebagai tegangan keluaran minimum.

2. Sensitivitas, merupakan seberapa jauh kepekaan sensor terhadap besaran yang diukur. Sensitivitas juga menunjukkan perubahan keluaran

dibandingkan perubahan masukan. Sensitivitas sensor dapat dirumuskan sebagai berikut^[5]:

$$S = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{\Delta t} \quad (2.16)$$

dimana, Δt adalah nilai perbandingan dua kali frekuensi pernapasan terhadap waktu yang diterapkan pada saat melakukan pengukuran.

3. Resolusi, merupakan nilai besaran terkecil yang dapat diukur sensor. Resolusi sensor dapat dirumuskan sebagai berikut^[5]:

$$R = \frac{N}{S} \quad (2.17)$$

dengan N adalah skala terkecil dari alat ukur dan S adalah nilai sensitivitas dari sensor.

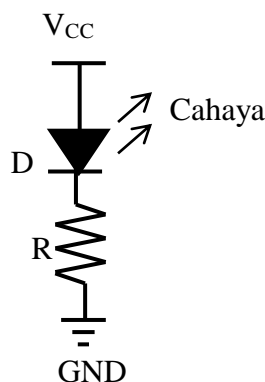
Adapun pengaplikasian sensor serat optik dapat diterapkan untuk mendeteksi pergeseran, suhu, tegangan, keretakan, tekanan, regangan dan medan listrik. Pengaplikasian tersebut dapat digunakan dalam bidang industri, pemantauan kondisi struktur bangunan, medis ataupun bidang lainnya^[6]. Salah satu pengaplikasian dalam bidang medis adalah sensor serat optik yang dapat digunakan untuk mendeteksi detak jantung, pernapasan, suhu tubuh dan kelembaban tubuh^[9].

Keunggulan dari sensor serat optik dibandingkan dengan sensor elektronik konvensional seperti tidak adanya gangguan listrik, waktu respon cepat, fleksibilitas yang baik, penginderaan yang jauh dan ketidakpekaan terhadap medan elektromagnetik. Selain itu, sensor serat optik memiliki sensitivitas yang tinggi untuk gangguan eksternal seperti fisik, biologi, kimia dan aspek pencitraan.

Sensor serat optik dalam bidang medis secara intrinsik aman digunakan pada manusia. Khususnya untuk pemantauan fisiologis selama diagnosa karena tidak terpengaruh oleh gangguan elektromagnet dan frekuensi radio^[9].

II.3 Sumber Cahaya

Light Emitting Diode (LED) merupakan sumber cahaya yang digunakan dalam sistem komunikasi sensor serat optik. LED mempunyai dua kaki yaitu *katoda* dan *anoda*. LED dapat menyala pada arus searah (DC) maupun arus bolak balik (AC). Pada arus DC, LED menyala secara kontinyu, sedangkan pada arus AC, LED akan menyala secara tidak kontinyu (nyala padam secara periodik). LED terdiri atas dua komponen yang diserikan yaitu dioda (D) dan resistor (R), terdapat tegangan masukan (V_{CC}) dan ground (GND), seperti yang ditampilkan pada Gambar II.5^[13].



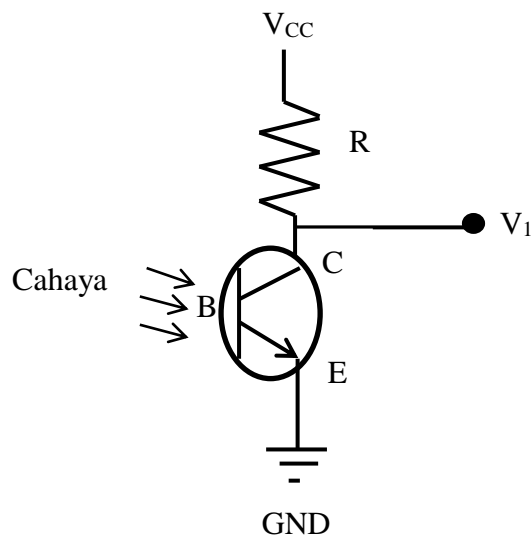
Gambar II.5 Rangkaian LED^[13].

LED berfungsi untuk mengubah arus listrik menjadi cahaya. Sumber cahaya yang biasa digunakan pada sensor serat optik yaitu infra merah yang berada pada spektrum cahaya yang tidak kasat mata. LED infra merah terbuat dari bahan Galium Arsenida (GaAs) dan mempunyai panjang gelombang 780 nm-20.000 nm. LED pada sensor serat optik dipasang pada salah satu ujung serat

optik. Sumber cahaya infra merah yang berasal dari LED akan merambat sepanjang serat optik, kemudian diterima oleh detektor^[13].

II.4 Fotodetektor

Fotodetektor merupakan jenis transistor yang bias basisnya (B) berupa sumber cahaya. Besarnya arus yang mengalir di antara kolektor (C) dan emitor (E) sebanding dengan intensitas cahaya yang diterima oleh fotodetektor. Fotodetektor memiliki sumber tegangan masukan (V_{CC}), ground (GND) dan tegangan keluaran (V_1), seperti yang ditampilkan pada Gambar II.6^[13].



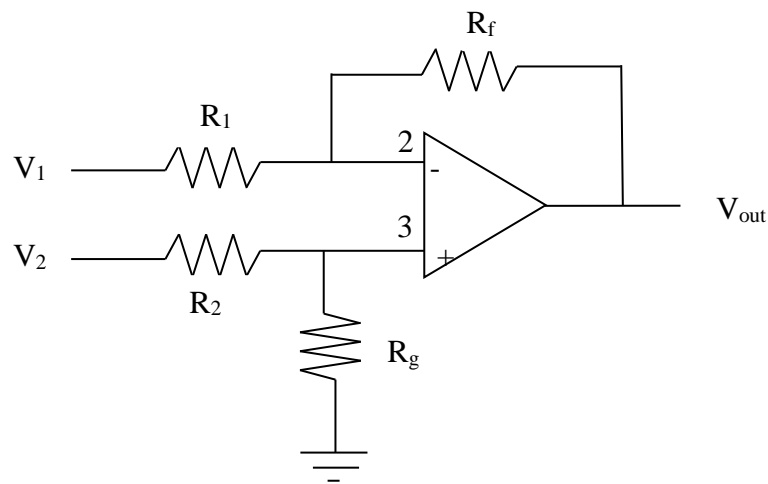
Gambar II.6 Rangkaian fotodetektor^[13].

Fotodetektor merupakan sebuah detektor yang berfungsi untuk menerima cahaya yang merambat sepanjang serat optik. Selain itu, fotodetektor berfungsi untuk mengubah cahaya menjadi besaran listrik dalam bentuk tegangan. Kecilnya cahaya yang diterima oleh fotodetektor menyebabkan tegangan keluaran menjadi kecil. Hal ini, disebabkan karena adanya cahaya yang keluar dari inti serat optik. Fotodetektor mempunyai dua sifat yaitu menghasilkan kondisi *cut off* dan saturasi.

Kondisi *cut off* terjadi pada saat tidak ada cahaya yang diterima dan saturasi terjadi pada saat ada cahaya yang diterima^[13].

II.4 Penguat Selisih

Penguat selisih (*differensiator*) merupakan salah satu jenis dari penguat operasional atau *operational amplifier* (Op-Amp). Pada penguat selisih terdapat dua masukan dan satu keluaran, seperti yang ditampilkan pada Gambar II.7^[14].



Gambar II.7 Rangkaian penguat selisih^[14].

Pada operasi penguat selisih, dengan mengumpangkan isyarat pada masukan membalik (*inverting*) dan tak membalik (*non-inverting*) akan di dapat selisih keduanya. Sehingga, fungsi dari penguat selisih yaitu untuk mencari selisih dari dua tegangan masukan yang telah dikalikan dengan konstanta tertentu yang ditentukan oleh nilai resistansi. Tegangan keluaran merupakan selisih tegangan di antara kedua masukan^[14].

Tegangan keluaran tak membalik dapat dihitung dengan persamaan^[14] :

$$V_{out+} = V_2 \times \frac{R_g}{R_2 + R_g} \left(\frac{R_1 + R_f}{R_1} \right) \quad (2.18)$$

Tegangan keluaran membalik dapat dihitung dengan persamaan^[14] :

$$V_{out-} = V_1 \left(- \frac{R_f}{R_1} \right) \quad (2.19)$$

Dengan menjumlahkan V_{out+} dan V_{out-} , maka dapat dirumuskan^[14] :

$$V_{out} = \frac{R_g}{R_2 + R_g} \left(\frac{R_1 + R_f}{R_1} \right) V_2 - \frac{R_f}{R_1} V_1 \quad (2.20)$$

$R_1 = R_2$ dan $R_f = R_g$, maka persamaan tegangan keluaran untuk rangkaian penguat selisih adalah sebagai berikut^[14] :

$$V_{out} = \frac{R_f}{R_1} (V_2 - V_1) \quad (2.21)$$

Secara teoritis penguat selisih adalah penguat yang memiliki sifat-sifat atau karakteristik seperti penguat ideal, diantaranya^[14] :

1. Penguat lingkaran terbuka A_v (*open loop gain*) tak terhingga artinya jika ada perubahan sedikit saja pada tegangan masukan maka akan menghasilkan perubahan yang sangat besar pada tegangan keluaran.
2. Bila tegangan masukannya sama dengan nol maka tegangan keluarannya juga nol.
3. Impedansi masukan tak terhingga.
4. Impedansi keluaran sangat rendah atau nol.
5. *Rise time* sama dengan nol, artinya waktu yang dibutuhkan untuk mencapai harga puncak pada sinyal keluaran akan sama dengan sinyal masukan.

II.6 Pernapasan

Pernapasan (*respiration*) merupakan salah satu parameter terpenting karena laju pernapasan dapat memberikan informasi penting terkait dengan kondisi jantung, saraf, dan paru-paru. Pernapasan adalah proses yang

menyebabkan oksigen masuk ke paru-paru dan mencapai sel-sel tubuh, serta proses yang menyebabkan karbon dioksida keluar dari tubuh melalui hidung atau mulut. Oksigen diperlukan sebagai reaktan dalam pembentukan energi di dalam sel-sel tubuh, sedangkan karbon dioksida merupakan hasil sisa yang harus dibuang karena bersifat racun bagi tubuh. Pernapasan umumnya berlangsung secara pasif (tanpa disadari) melalui saluran pernapasan yang terdiri atas hidung, laring, faring, trakea dan paru-paru^[2].

Pernapasan terbagi menjadi dua yaitu pernapasan hidung dan pernapasan perut. Laju pernapasan adalah frekuensi napas diambil dalam waktu tertentu. Laju ini dapat bervariasi tergantung pada kebutuhan oksigen. Misalnya, jika tubuh mulai beristirahat maka laju pernapasan akan meningkat. Laju pernapasan berkorelasi dengan komposisi gas dalam darah, seperti pernapasan cepat dapat terjadi karena adanya tingkat oksigen yang rendah dan karbon dioksida atau tingkat karbon dioksida tinggi. Ini berarti bahwa laju pernapasan pada saat meningkat dapat disebabkan oleh karbon dioksida yang meningkat pada konsentrasi yang berasal dari infeksi^[9]. Laju pernapasan abnormal juga dapat disebabkan oleh kondisi medis tertentu yang memerlukan perhatian medis seperti gangguan paru-paru kronis, pembiusan pasien, bayi yang menderita sindrom meninggal tiba-tiba, dan pasien yang menderita *sleep apnea*. Sehingga, hal tersebut memerlukan sensor untuk memantau pernapasan^[2].

Pemantauan pernapasan selama proses MRI yang menggunakan sensor konvensional sangat mengganggu proses pencitraan, karena MRI memiliki sifat unsur dari magnet begitupun dengan sensor konvensional. Sehingga, sensor pernapasan yang dibutuhkan pada saat melakukan diagnosa MRI adalah sensor

yang tidak bersifat magnet. Salah satu sensor yang tidak berpengaruh terhadap magnet adalah serat optik. Sensor serat optik memiliki keunggulan dibandingkan sensor konvensional seperti tidak adanya gangguan listrik, waktu respon cepat, fleksibilitas yang baik dan penginderaan yang jauh. Sensor serat optik dapat digunakan untuk mendeteksi pernapasan baik itu pernapasan pada rongga hidung maupun pada perut, karena sensor tersebut sangat sensitif terhadap suhu, kelembaban, tekanan, dan karbon dioksida^[7,9].

II.7 Mikrokontroler Arduino UNO

Arduino UNO merupakan papan mikrokontroler yang berbasis ATmega328. Arduino memiliki 14 pin *input/output*, di mana 6 pin dapat digunakan sebagai keluaran PWM, 6 masukan analog, osilator kristal 16 MHz, koneksi USB, jack listrik, kepala ICPS dan tombol riset, seperti yang ditampilkan pada Gambar II.8^[16].



Gambar II.8 Mikrokontroler Arduino UNO^[16].

Mikrokontroler Arduino mempunyai bahasa pemrogramannya sendiri yang berupa bahasa C dalam pengkabelannya, ketika membuat sketsa program Arduino secara tidak langsung akan membuat *library* pengkabelan yang sudah ada di dalam Arduino IDE (*Integrated Development Environment*) yang bersifat *open*

source. Hal tersebut bisa membuat program berjalan hanya dengan menggunakan dua fungsi yaitu *setup ()* dan *loop ()*. Bahasa pengkabelan terinspirasi dari bahasa *processing* dan struktur program Arduino. Selain itu, dalam papan Arduino sudah terdapat *loader* yang berupa USB sehingga memudahkan ketika memprogram mikrokontroler didalam Arduino, sedangkan papan mikrokontroler yang lain masih membutuhkan rangkaian *loader* terpisah untuk memasukkan program. USB tersebut selain untuk *loader* ketika memprogram, bisa juga difungsikan sebagai port komunikasi serial^[16].

Prinsip kerja mikrokontroler Arduino UNO adalah menggunakan fasilitas masukan atau keluaran yang merupakan fungsi untuk dapat menerima sinyal masukan dan memberikan sinyal keluaran. Salah satu contoh kegunaan Arduino yaitu untuk menerima sinyal masukan dari sensor dalam bentuk analog. *Analog to Digital Converter* (ADC) pada mikrokontroler Arduino digunakan untuk mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital. Sinyal keluaran Arduino diperoleh dalam bentuk tegangan kemudian dikirim ke komputer melalui USB^[17].

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

III.1 Tempat Penelitian

Adapun penelitian ini dilakukan mulai dari bulan Maret sampai Juni 2017 di Bengkel Elektronika Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin Makassar.

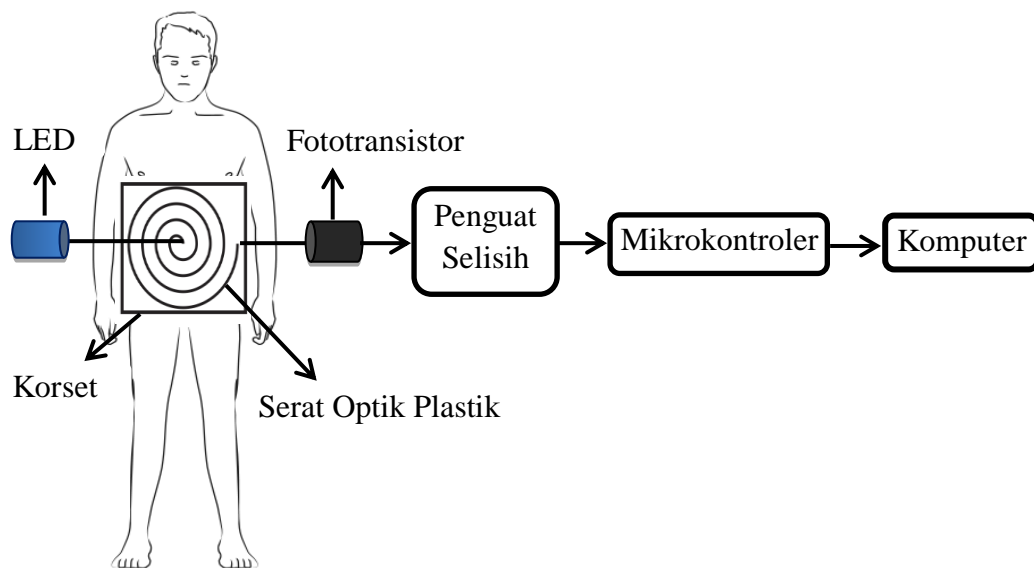
III.2 Alat dan Bahan

Adapun alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah :

1. Tools kit berfungsi untuk membuat rangkaian alat sensor serat optik.
2. Multimeter berfungsi untuk mengukur tegangan dan hambatan arus listrik pada rangkaian sensor.
3. Mikrokontroler berfungsi untuk mengubah sinyal analog ke digital.
4. Komputer berfungsi untuk tampilan keluaran.
5. Serat optik plastik terbuat dari bahan *polymethyl metacrylate* (PMMA) dengan diameter lapisan jaket, selubung, dan inti masing-masing adalah 2,2 mm, 1 mm, dan 0,98 mm. Indeks bias inti yaitu 1,492, selubung 1,402 dan celah numerik $NA = 0.5$.
6. LED infra merah jenis IF-E91A dengan panjang gelombang 950 nm.
7. Fototransistor yang digunakan jenis IF-D92.
8. Rangkaian penguat berfungsi untuk mengubah cahaya menjadi sinyal listrik.
9. Catu daya berfungsi untuk memberikan tegangan ± 5 volt dan ± 12 volt.
10. Korset berfungsi untuk tempat pemasangan sensor serat optik.

III.3 Prosedur Penelitian

Proses utama dalam penelitian ini yaitu perancangan dan pembuatan sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik dengan jaket yang terkelupas pada konfigurasi lekukan besar yang diletakkan pada korset. Skema sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik seperti yang ditampilkan pada Gambar III.1.

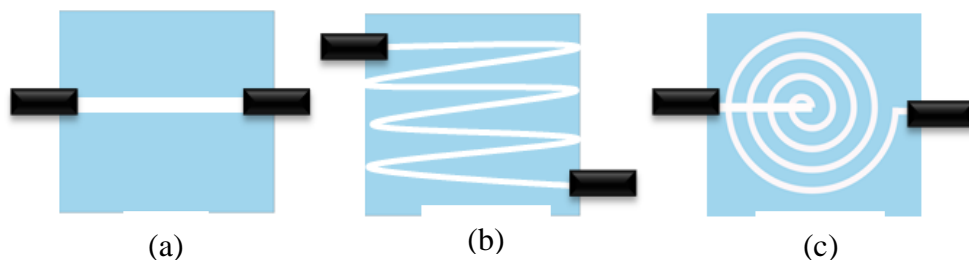


Gambar III.1 Skema sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik^[18].

Catu daya yang menghasilkan sinyal listrik akan diubah menjadi sinyal cahaya pada saat terhubung dengan LED. Cahaya yang berasal dari LED akan merambat sepanjang serat optik, saat bernapas serat optik akan mengalami regangan. Sehingga, akan menyebabkan rugi daya dan membuat intensitas cahaya yang diterima oleh fototransistor menjadi kecil dan tegangan keluarannya menurun. Sinyal cahaya ini akan diubah menjadi sinyal listrik oleh fototransistor. Sinyal listrik yang berupa tegangan akan dikuatkan oleh penguat selisih. Kemudian, sinyal listrik yang berupa sinyal analog akan diubah ke dalam bentuk sinyal digital oleh mikrokontroler dan dibaca oleh komputer^[18].

Pengujian sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik tanpa jaket untuk meningkatkan sensitivitas sensor pernapasan, maka dilakukan beberapa variasi, yaitu:

1. Variasi konfigurasi yang digunakan untuk mengukur pernapasan yaitu lurus, sinusoidal dan spiral. Konfigurasi sensor pernapasan yang digunakan seperti yang ditampilkan pada Gambar III.2^[18].

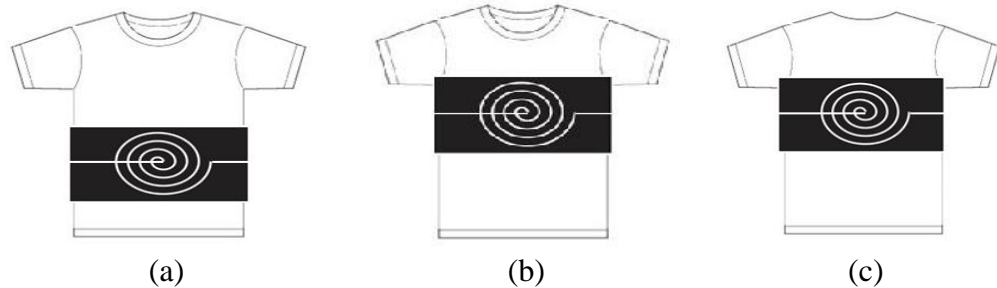


Gambar III.2. Konfigurasi (a) lurus, (b) sinusoidal, dan (c) spiral^[18].

Pada variasi ini panjang serat optik yang digunakan untuk semua konfigurasi yaitu 1 meter. Jenis pernapasan yang diukur pada variasi konfigurasi adalah pernapasan cepat, normal dan lambat. Hal ini dilakukan untuk membandingkan frekuensi dan amplitudo pada pernapasan cepat, normal dan lambat.

2. Variasi jarak lekukan pada serat optik yang digunakan yaitu 1 cm, 2 cm dan 3 cm. Pada variasi ini, sensor serat optik di pasang pada korset dengan menggunakan konfigurasi spiral untuk mengukur pernapasan cepat pada posisi perut.
3. Sensor berbasis serat optik plastik untuk mengukur pernapasan saat batuk dan asma. Sensor serat optik dipasang pada korset dan panjang serat optik yang digunakan 1 meter. Sensor ini menggunakan konfigurasi spiral dengan jarak lekukan pada serat optik yaitu 1 cm.

4. Variasi posisi diletakkan pada perut, dada dan punggung dengan menggunakan konfigurasi spiral dan jarak lekukan serat optik yaitu 1 cm. Sensor pernapasan berbasis serat optik plastik dengan menggunakan variasi posisi ditampilkan pada Gambar III.3^[18].

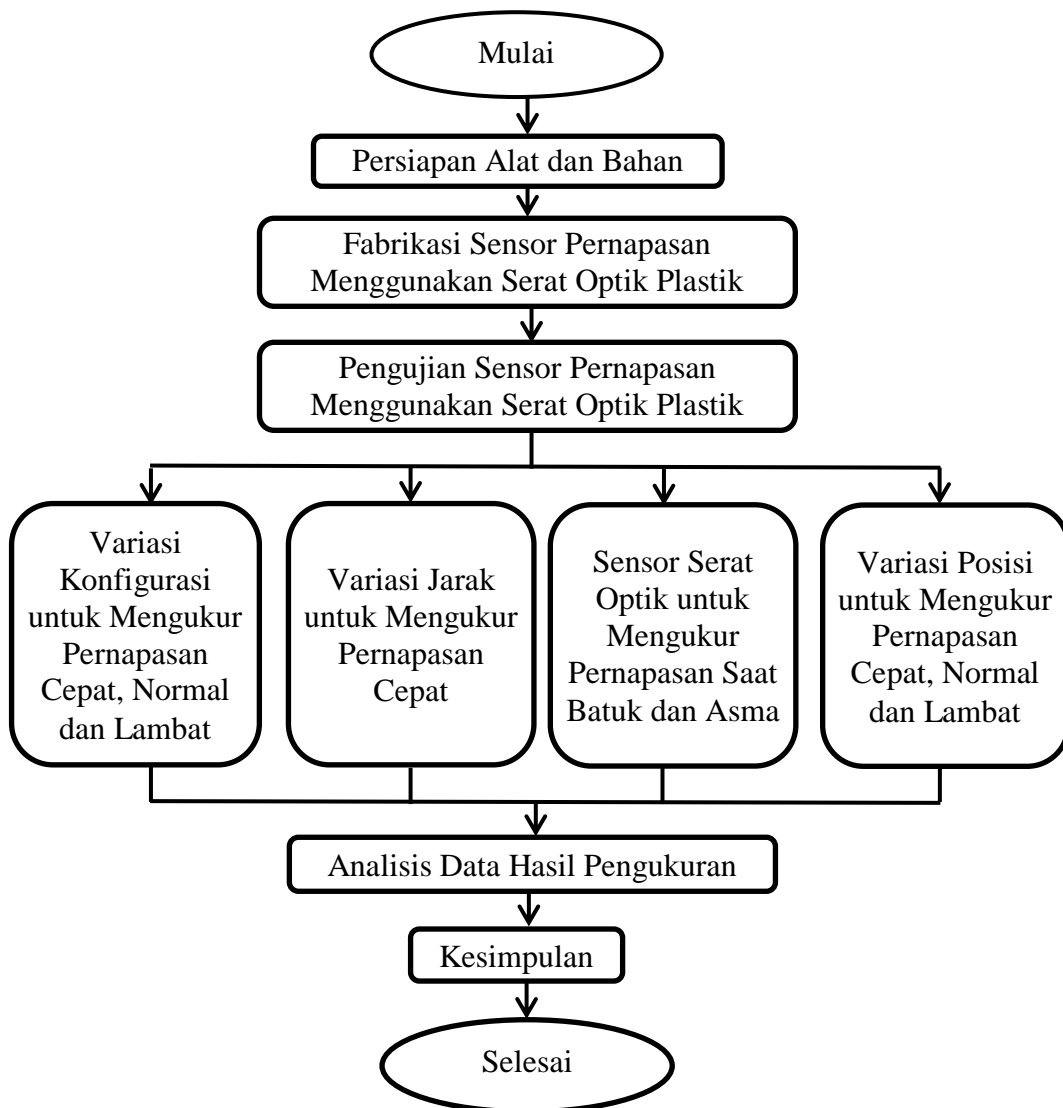


Gambar III.3 Variasi posisi pada (a) perut, (b) dada dan (c) punggung^[18].

Pada sensor pernapasan berbasis serat optik plastik dengan variasi posisi digunakan untuk mengukur pernapasan cepat, normal dan lambat. Hal ini dilakukan untuk membandingkan frekuensi dan amplitudo pada pernapasan cepat, normal dan lambat.

III.4 Bagan Alur Penelitian

Secara umum bagan alur penelitian sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik seperti yang ditampilkan pada Gambar III.4.



Gambar III.4 Bagan alur penelitian sensor pernapasan berbasis serat optik plastik.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

IV.1 Perancangan dan Pembuatan Sensor Pernapasan Menggunakan Serat Optik Plastik

Sensor pernapasan berbasis serat optik memiliki beberapa piranti pendukung yang digunakan yaitu rangkaian catu daya, penguat selisih, LED infra merah (IF-E91A), fototransistor (IF-D92), mikrokontroler Arduino Uno dan komputer. LED infra merah yang memancarkan cahaya akan merambat sepanjang serat optik plastik. Sinyal cahaya LED infra merah akan diterima oleh fototransistor dan diubah menjadi sinyal listrik, kemudian akan diperkuat oleh penguat selisih. Sinyal listrik yang berupa sinyal analog akan diubah menjadi sinyal digital oleh mikrokontroler Arduino Uno dan ditampilkan pada komputer.

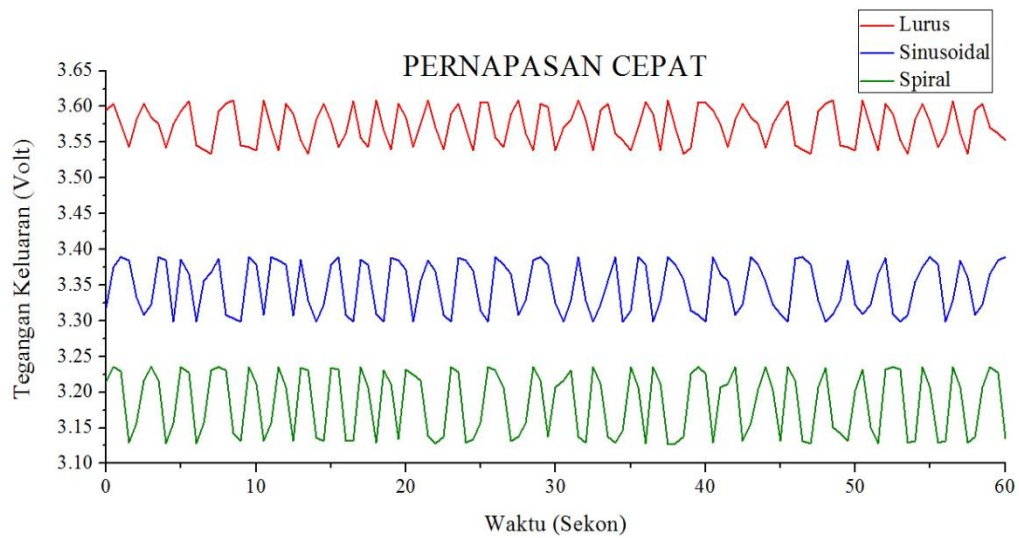
Pada penelitian ini, panjang serat optik plastik yang digunakan yaitu 1 meter dengan mengupas jaket pelindung sepanjang 95 cm dan 5 cm digunakan untuk pemasangan LED dan fototransistor. Selanjutnya serat optik plastik tanpa jaket pelindung dipasang pada korset. Serat optik plastik yang digunakan dibentuk menjadi variasi konfigurasi yaitu lurus, sinusoidal dan spiral. Pada konfigurasi sinusoidal, amplitudo serat optik yang digunakan yaitu 10 cm dengan panjang gelombang 2 cm. Sedangkan pada konfigurasi spiral, jarak pada lekukan serat optik yang digunakan yaitu 1 cm. Sensor pernapasan dengan variasi konfigurasi diletakkan pada posisi perut untuk mengukur pernapasan cepat, normal dan lambat.

Setelah melakukan pengukuran pada variasi konfigurasi maka selanjutnya dibuat sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan serat optik plastik menggunakan konfigurasi spiral. Variasi jarak pada lekukan serat optik plastik yang dibuat yaitu 1 cm, 2 cm dan 3 cm. Sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan serat optik plastik diletakkan pada posisi perut untuk mengukur pernapasan cepat. Selanjutnya, digunakan untuk mengukur pernapasan pasien saat mengalami batuk dan asma dengan konfigurasi spiral dan jarak 1 cm pada lekukan serat optik plastik.

Selain itu, dibuat sensor pernapasan dengan variasi posisi yang diletakkan pada perut, dada dan punggung. Variasi posisi menggunakan konfigurasi spiral dan jarak 1 cm pada lekukan serat optik plastik. Sensor pernapasan berbasis serat optik plastik dengan variasi posisi dilakukan untuk pengukuran pernapasan cepat, normal dan lambat.

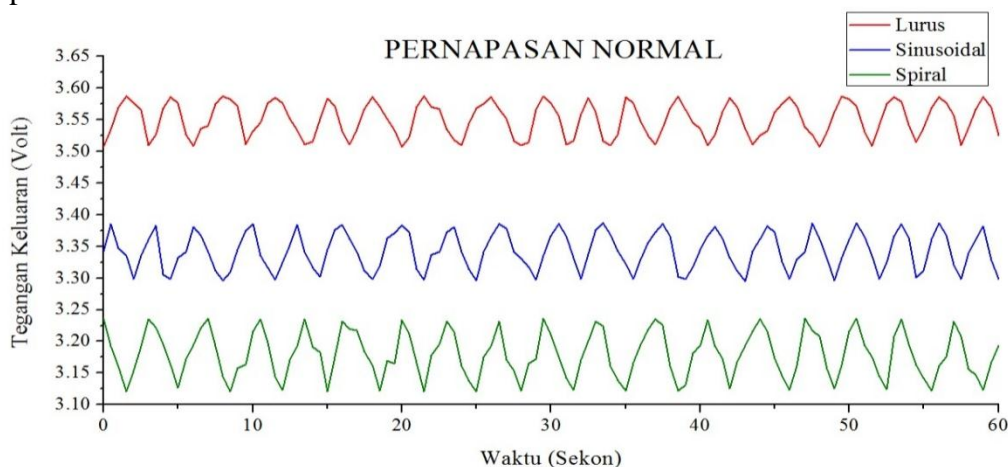
IV.2 Hasil Pengujian Sensor Pernapasan Berbasis Serat Optik Plastik dengan Variasi Konfigurasi untuk Pernapasan Cepat, Normal dan Lambat

Sensor pernapasan dengan variasi konfigurasi dipasang pada korset dan diletakkan pada posisi perut dengan panjang serat optik plastik yang digunakan yaitu 1 meter. Variasi konfigurasi yang digunakan yaitu lurus, sinusoidal dan spiral. Hasil uji sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik dengan variasi konfigurasi untuk pengukuran pernapasan cepat, seperti yang ditampilkan pada Gambar IV.1.



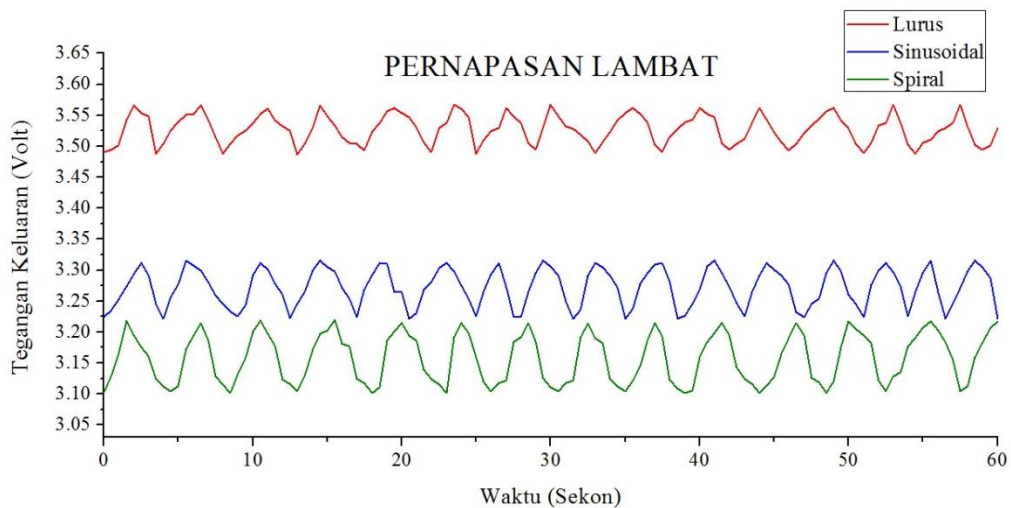
Gambar IV.1 Tegangan keluaran sensor pernapasan cepat dengan konfigurasi lurus, sinusoidal dan spiral.

Dari Gambar IV.1 diperoleh hasil uji bahwa sensor pernapasan cepat dengan variasi konfigurasi memiliki frekuensi napas tertinggi dengan jumlah napas rata-rata 27 kali per menit. Selanjutnya, dilakukan pengukuran pernapasan normal dengan variasi konfigurasi pada sensor pernapasan berbasis serat optik plastik. Menurut Departemen Kesehatan, pernapasan normal pada pasien dewasa berada pada jumlah napas 16-20 kali per menit. Hasil uji sensor pernapasan dengan variasi konfigurasi untuk pengukuran pernapasan normal ditampilkan pada Gambar IV.2.



Gambar IV.2 Tegangan keluaran sensor pernapasan normal dengan konfigurasi lurus, sinusoidal dan spiral.

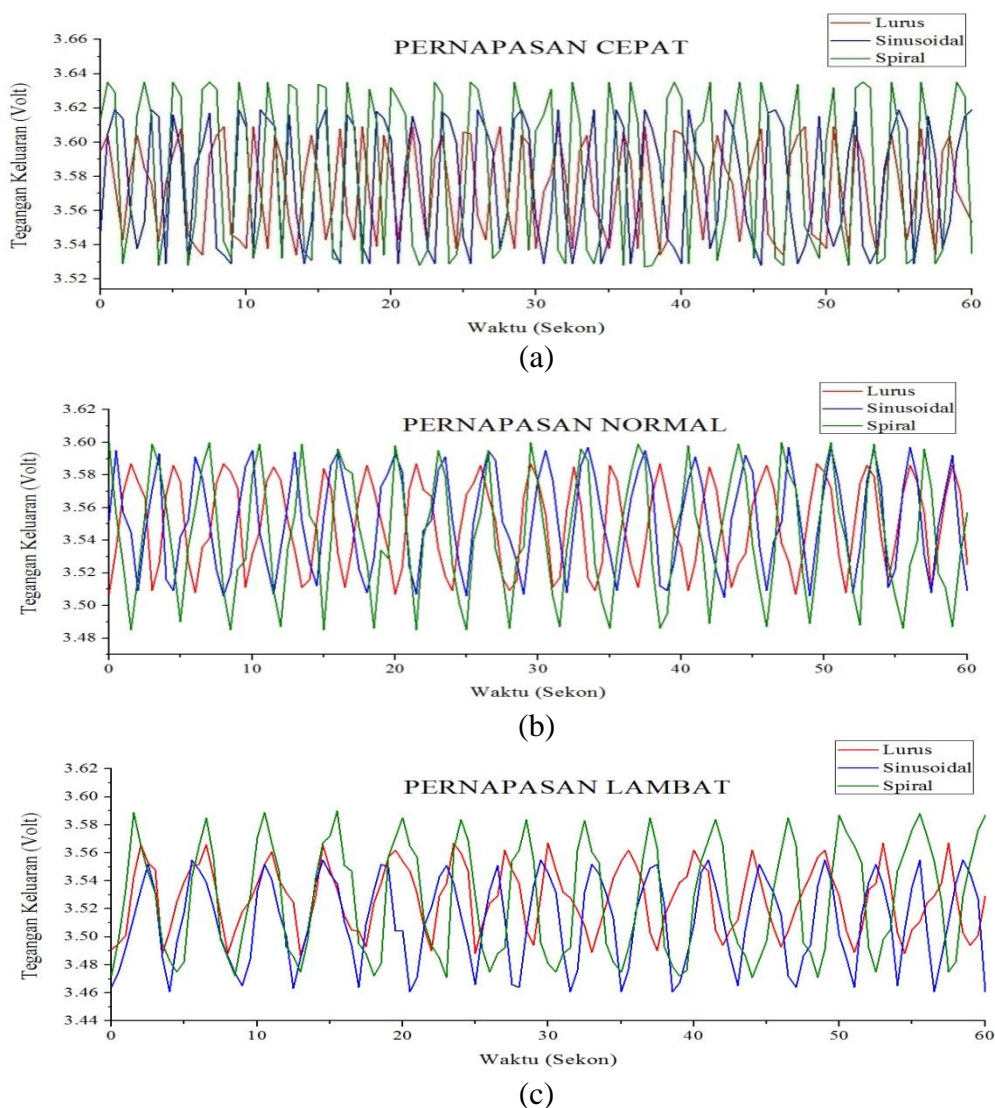
Pada Gambar IV.2 menunjukkan bahwa sensor pernapasan normal dengan variasi konfigurasi memiliki jumlah napas rata-rata 18 kali per menit. Selain melakukan pengukuran pada pernapasan cepat dan normal dengan variasi konfigurasi, maka dilakukan juga pengukuran pernapasan lambat yang ditampilkan pada Gambar IV.3.



Gambar IV.3 Tegangan keluaran sensor pernapasan lambat dengan konfigurasi lurus, sinusoidal dan spiral.

Dari Gambar IV.3 diperoleh hasil uji bahwa sensor pernapasan lambat dengan variasi konfigurasi memiliki nilai frekuensi terendah dengan jumlah napas rata-rata 15 kali per menit. Sensor pernapasan berbasis serat optik plastik dengan konfigurasi spiral terdapat nilai tegangan keluaran lebih kecil dari pada konfigurasi lurus dan sinusoidal, seperti yang ditampilkan pada Gambar IV.1, IV.2 dan IV.3. Hal ini menunjukkan bahwa konfigurasi spiral menyebabkan rugi daya semakin besar sehingga intensitas cahaya yang merambat sepanjang inti akan semakin berkurang. Kurangnya intensitas cahaya yang merambat sepanjang sensor akan menyebabkan tegangan keluaran menjadi kecil.

Hasil analisis perbandingan data sensor pernapasan berbasis serat optik plastik dengan konfigurasi lurus, sinusoidal dan spiral untuk pengukuran pernapasan cepat, normal dan lambat ditampilkan pada Gambar IV.4. Hal ini dilakukan untuk membandingkan amplitudo pada sensor pernapasan berbasis serat optik plastik. Dimana nilai amplitudo sama dengan nilai range pada sensor pernapasan berbasis serat optik plastik [18].



Gambar IV.4 Perbandingan amplitudo sensor pernapasan dengan variasi konfigurasi pada pernapasan (a) cepat, (b) normal dan (c) lambat^[18].

Pada Gambar IV.4 diperoleh bahwa nilai amplitudo terbesar untuk pengukuran pernapasan cepat, normal dan lambat terletak pada konfigurasi spiral. Nilai amplitudo pernapasan pada konfigurasi spiral untuk pernapasan cepat, normal dan lambat masing masing adalah $0,108 \pm 0,001$ V; $0,115 \pm 0,001$ V dan $0,119 \pm 0,001$ V^[18]. Sebelumnya telah dilakukan oleh Krehel dkk (2014) tentang sensor pernapasan dengan konfigurasi sinusoidal dan nilai amplitudo yang didapatkan adalah $0,06 \pm 0,01$ V^[9]. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa sensor konfigurasi spiral memiliki nilai amplitudo yang lebih tinggi dari pada konfigurasi sinusoidal. Karakterisasi sensor pernapasan berbasis serat optik plastik dengan variasi konfigurasi untuk pernapasan cepat, normal dan lambat ditampilkan pada Tabel 4.1^[18].

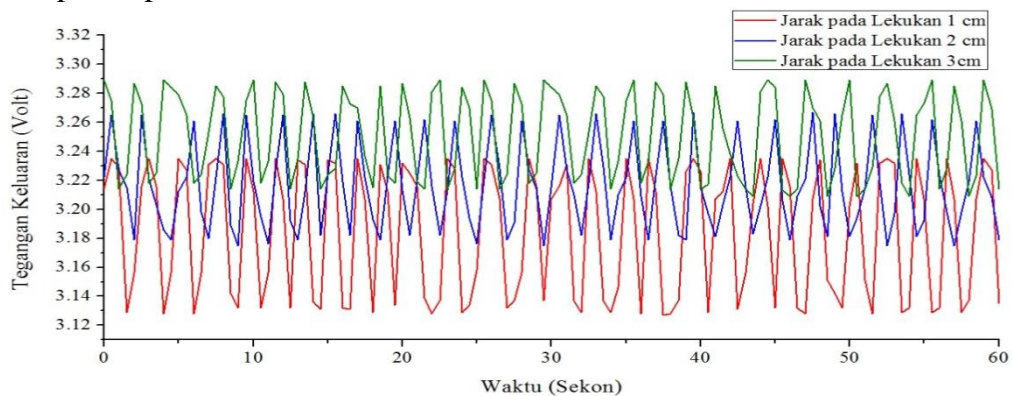
Tabel 4.1 Karakterisasi sensor pernapasan dengan variasi konfigurasi pada pernapasan cepat, normal dan lambat^[18].

Konfigurasi	Pernapasan Cepat			Pernapasan Normal			Pernapasan Lambat		
	Δ (V)	S (V/s)	R (s)	Δ (V)	S (V/s)	R (s)	Δ (V)	S (V/s)	R (s)
Lurus	0,075	0,083	0,012	0,080	0,133	0,008	0,080	0,160	0,006
Sinusoidal	0,091	0,101	0,010	0,092	0,153	0,007	0,094	0,188	0,005
Spiral	0,108	0,120	0,008	0,115	0,192	0,005	0,119	0,238	0,004

Hasil analisis karakterisasi pada Tabel 4.1 menunjukkan bahwa nilai range (Δ), sensitivitas (S) dan resolusi (R) terbaik pada sensor pernapasan cepat, normal dan lambat adalah konfigurasi spiral. Nilai yang diperoleh pada pernapasan cepat masing-masing adalah 0,108 V; 0,120 V/s dan 0,008 s. Pernapasan normal masing-masing adalah 0,115 V; 0,192 V/s dan 0,005 s. Sedangkan pernapasan lambat masing-masing adalah 0,119 V; 0,238 V/s dan 0,004 s^[18].

IV.3 Hasil Pengujian Sensor Pernapasan Berbasis Serat Optik Plastik dengan Variasi Jarak pada Lekukan Konfigurasi Spiral untuk Pernapasan Cepat

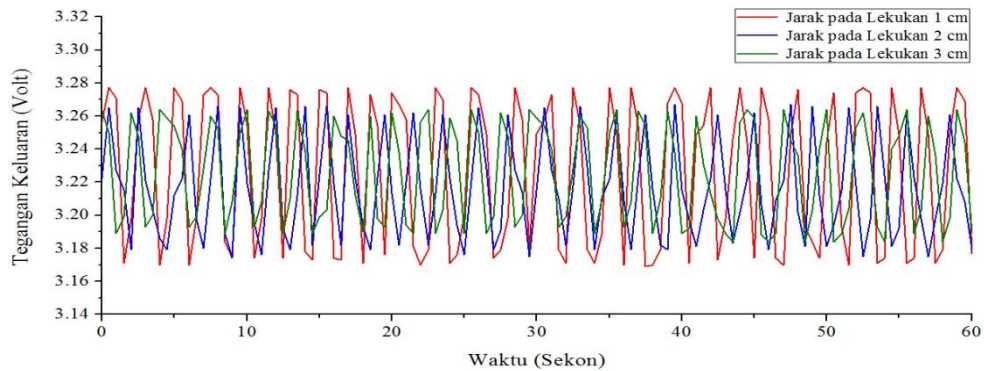
Sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan serat optik plastik digunakan untuk pengukuran pernapasan cepat. Panjang serat optik yang digunakan pada sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan yaitu 1 meter. Sensor serat optik dipasang pada korset dengan konfigurasi spiral dan diletakkan pada posisi perut. Hasil pengujian sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan serat optik plastik yaitu 1 cm, 2 cm dan 3 cm, seperti yang ditampilkan pada Gambar IV.5.



Gambar IV.5 Tegangan keluaran sensor pernapasan cepat dengan jarak pada lekukan 1 cm, 2 cm dan 3 cm.

Pada Gambar IV.5 sensor pernapasan cepat dengan variasi jarak pada lekukan serat optik merupakan frekuensi napas tertinggi dengan jumlah napas yaitu 27 kali per menit. Variasi jarak pada lekukan 1 cm mengalami penurunan terhadap tegangan keluaran. Hal ini menunjukkan bahwa semakin kecil jarak pada lekukan serat optik menyebabkan rugi daya semakin besar sehingga intensitas cahaya semakin berkurang. Kecilnya intensitas cahaya yang merambat sepanjang sensor pernapasan menyebabkan tegangan keluaran yang di tampilkan pada

komputer semakin kecil. Hasil analisis perbandingan data sensor pernapasan cepat dengan variasi jarak pada lekukan serat optik plastik yang ditampilkan pada Gambar IV.6.



Gambar IV.6 Perbandingan amplitudo sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan serat optik plastik.

Hasil uji sensor pernapasan cepat dengan konfigurasi spiral memiliki nilai amplitudo tertinggi pada jarak 1 cm, seperti yang ditampilkan pada Gambar IV.6. Nilai amplitudo yang diperoleh yaitu $0,108 \pm 0,001$ V. Data pengukuran sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan serat optik menghasilkan karakterisasi, seperti yang ditampilkan pada Tabel 4.2.

Tabel 4.2 Karakterisasi sensor pernapasan pada variasi jarak

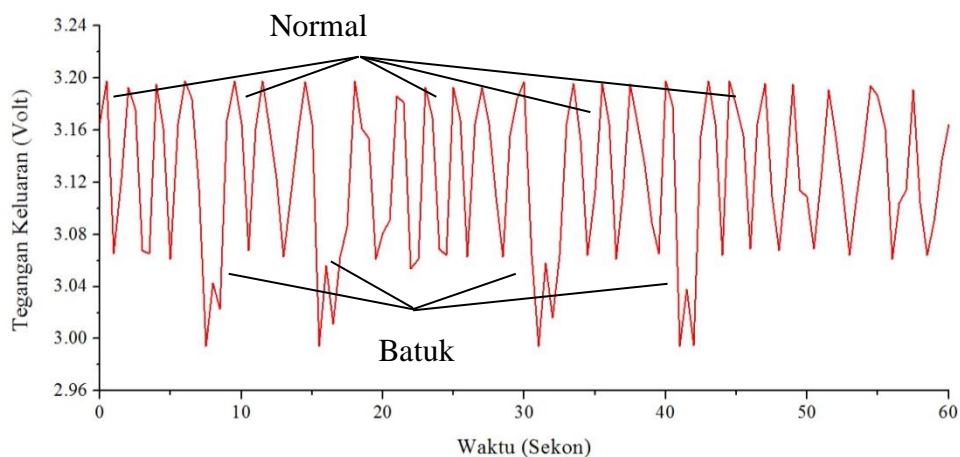
Jarak (cm)	Δ (V)	S (V/s)	R (s)
1	0,108	0,120	0,008
2	0,092	0,102	0,010
3	0,080	0,089	0,011

Berdasarkan Tabel 4.2 sensor pernapasan dengan variasi jarak pada lekukan serat optik plastik menunjukkan bahwa nilai karakterisasi yang terbaik adalah jarak 1 cm dengan konfigurasi spiral. Nilai range (Δ), sensitivitas (S) dan resolusi (R) yang diperoleh sensor pernapasan masing-masing adalah 0,108 V; 0,120 V/s dan 0,008 s. Hal ini menunjukkan bahwa semakin kecil jarak pada

lekukan sensor serat optik maka nilai sensitivitas menjadi tinggi dan sebaliknya nilai resolusi menjadi kecil.

IV.4 Hasil Pengujian Sensor Berbasis Serat Optik Plastik dengan Konfigurasi Spiral untuk Pernapasan Saat Batuk dan Asma

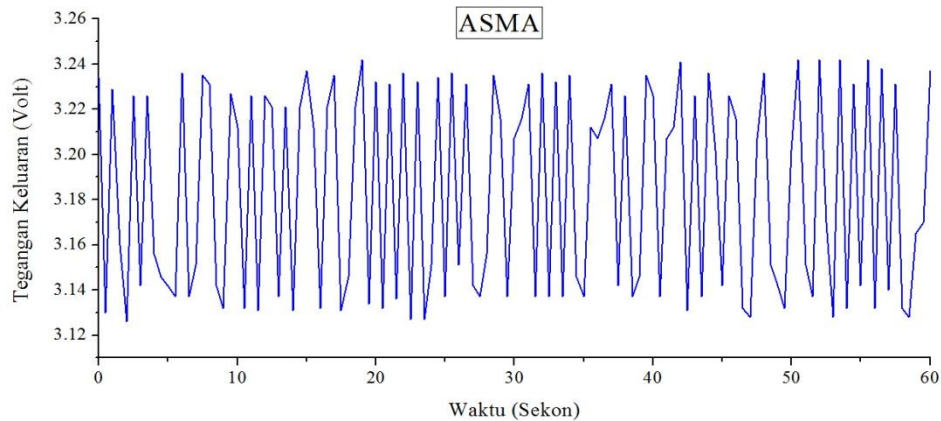
Sensor berbasis serat optik plastik untuk mengukur pernapasan saat batuk dan asma menggunakan konfigurasi spiral dengan jarak pada lekukan yaitu 1 cm. Sensor serat optik plastik dipasang pada korset kemudian diletakkan pada perut. Panjang serat optik yang digunakan pada sensor pernapasan adalah 1 meter. Hasil penelitian sensor yang dilakukan pada pernapasan saat batuk ditampilkan pada Gambar IV.7.



Gambar IV.7 Tegangan keluaran sensor pada pernapasan normal dan batuk.

Pada saat batuk nilai tegangan keluaran menurun dan jumlah napas yang diperoleh adalah 24 kali per menit, seperti yang ditampilkan pada Gambar IV.7. Tegangan keluaran selama proses pernapasan mengalami penurunan sebanyak 4 kali. Hal ini menunjukkan bahwa 4 kali terjadi batuk selama proses pengukuran pernapasan menggunakan sensor serat optik plastik. Nilai amplitudo yang

diperoleh pada saat pernapasan batuk rata-rata 0,204 V. Sedangkan hasil pengukuran pernapasan saat asma ditampilkan pada Gambar IV.8 .



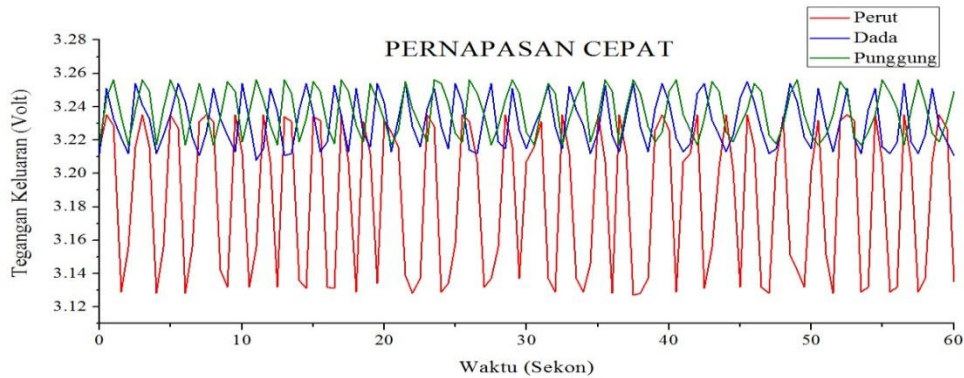
Gambar IV.8 Tegangan keluaran sensor pada pernapasan saat asma.

Sensor pernapasan berbasis serat optik plastik untuk pengukuran asma memiliki jumlah napas 41 kali per menit, seperti yang ditampilkan pada Gambar IV.8. Hasil uji sensor pernapasan asma memiliki nilai frekuensi dua kali lebih besar dari pada napas normal. Nilai frekuensi pada sensor pernapasan untuk pengukuran asma yaitu 0,68 Hz. Nilai range, sensitivitas dan resolusi pada sensor pernapasan asma masing-masing adalah 0,116 V; 0,341 V/s dan 0,003 s.

IV.5 Hasil Pengujian Sensor Pernapasan Berbasis Serat Optik Plastik dengan Variasi Posisi untuk Pernapasan Cepat, Normal dan Lambat

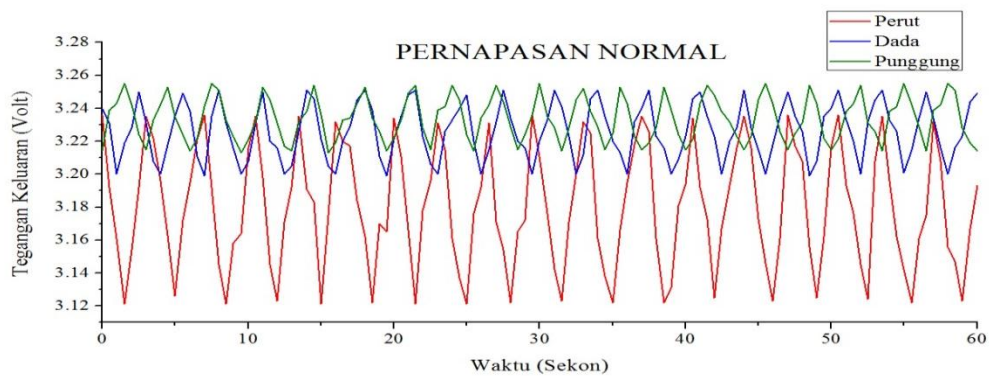
Sensor pernapasan berbasis serat optik plastik dengan variasi posisi pada konfigurasi spiral yang dipasang pada korset. Jarak pada lekukan serat optik plastik yang digunakan yaitu 1 cm. Selain dari pengukuran pernapasan yang diletakkan pada posisi perut maka dilakukan pengukuran pernapasan yang diletakkan pada dada dan punggung. Hasil uji sensor pernapasan menggunakan

serat optik plastik dengan variasi posisi untuk pengukuran pernapasan cepat, seperti yang ditampilkan pada Gambar IV.9.



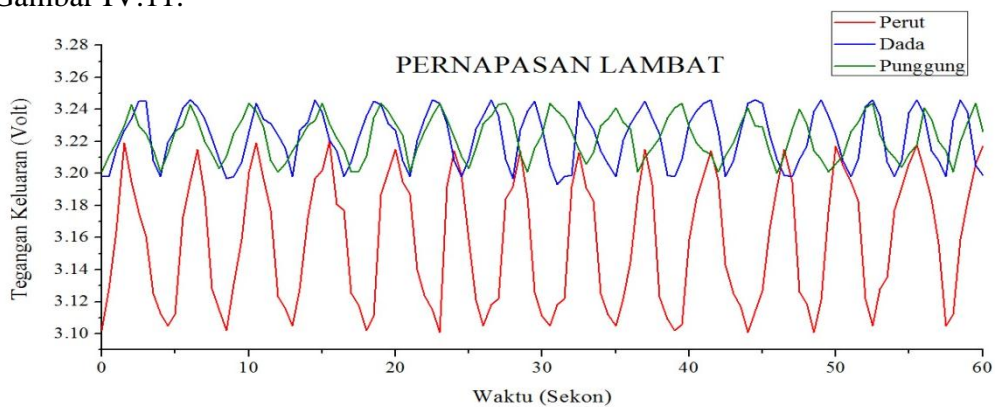
Gambar IV.9 Tegangan keluaran sensor pernapasan cepat dengan posisi perut, dada dan punggung.

Hasil pengujian sensor pernapasan cepat pada variasi posisi dengan konfigurasi spiral dan jarak 1 cm memiliki nilai frekuensi tertinggi terletak pada posisi perut dengan jumlah napas 28 kali per menit. Selanjutnya, dilakukan pengukuran pernapasan normal dengan variasi posisi pada sensor pernapasan berbasis serat optik plastik. Menurut Departemen Kesehatan, pernapasan normal pada pasien dewasa berada pada jumlah napas 16-20 kali per menit. Hasil uji sensor pernapasan dengan variasi posisi untuk pengukuran pernapasan normal ditampilkan pada Gambar IV.10.



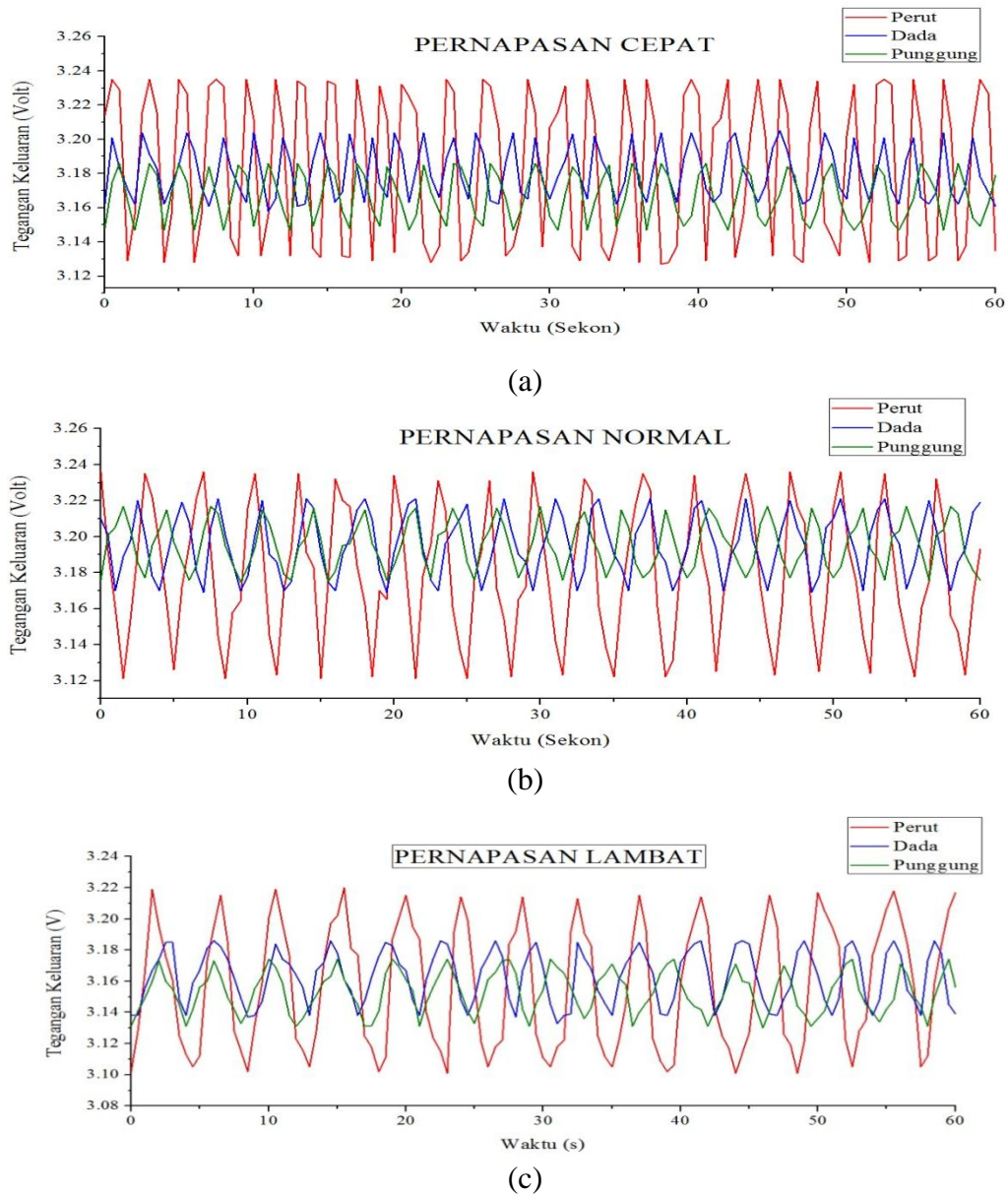
Gambar IV.10 Tegangan keluaran sensor pernapasan normal dengan posisi perut, dada dan punggung.

Pada Gambar IV.10 menunjukkan bahwa sensor pernapasan normal dengan variasi posisi memiliki jumlah napas rata-rata 18 kali per menit. Selain melakukan pengukuran pada pernapasan cepat dan normal dengan variasi posisi, maka dilakukan juga pengukuran pernapasan lambat yang ditampilkan pada Gambar IV.11.



Gambar IV.11 Tegangan keluaran sensor pernapasan lambat dengan posisi perut, dada dan punggung.

Dari Gambar IV.11 diperoleh hasil uji bahwa sensor pernapasan lambat dengan variasi posisi memiliki nilai frekuensi terendah dengan jumlah napas rata-rata 15 kali per menit. Hasil analisis perbandingan data sensor pernapasan berbasis serat optik plastik dengan posisi perut, dada dan punggung untuk mengukur pernapasan cepat, normal dan lambat ditampilkan pada Gambar IV.12. Hal ini dilakukan untuk membandingkan amplitudo pada sensor pernapasan berbasis serat optik plastik^[18].



Gambar IV.2 Perbandingan amplitudo sensor pernapasan dengan variasi posisi pada pernapasan (a) cepat, (b) normal dan (c) lambat^[18].

Dari hasil Gambar IV.10 sensor pernapasan dengan variasi posisi menunjukkan bahwa nilai amplitudo tertinggi terletak pada posisi perut dengan konfigurasi spiral dan jarak 1 cm pada lekukan serat optik plastik. Nilai amplitudo pernapasan pada posisi perut untuk pernapasan cepat, normal dan lambat masing masing adalah $0,108 \pm 0,001$ V; $0,115 \pm 0,001$ V dan $0,119 \pm 0,001$ V. Hasil

karakterisasi pada sensor pernapasan dengan variasi posisi ditampilkan pada Tabel 4.3^[18].

Tabel 4.3 Karakterisasi sensor pernapasan dengan variasi posisi pada pernapasan cepat, normal dan lambat^[18].

Posisi	Pernapasan Cepat			Pernapasan Normal			Pernapasan Lambat		
	Δ (V)	S (V/s)	R (s)	Δ (V)	S (V/s)	R (s)	Δ (V)	S (V/s)	R (s)
Punggung	0,039	0,043	0,023	0,042	0,047	0,021	0,044	0,088	0,011
Dada	0,047	0,052	0,019	0,052	0,058	0,017	0,053	0,106	0,009
Perut	0,108	0,120	0,008	0,115	0,128	0,008	0,119	0,238	0,004

Hasil analisis karakterisasi sensor dengan variasi posisi untuk mengukur pernapasan cepat, normal dan lambat adalah posisi pada perut dengan konfigurasi spiral dan jarak pada lekukan serat optik plastik yaitu 1 cm. Nilai range (Δ), sensitivitas (S) dan resolusi (R) pada pernapasan cepat masing-masing adalah 0,108 V; 0,120 V/s dan 0,008 s. Pernapasan normal masing-masing adalah 0,115 V; 0,128 V/s dan 0,008 s. Sedangkan pernapasan lambat masing-masing adalah 0,119 V; 0,238 V/s dan 0,004 s^[18].

BAB V

PENUTUP

V.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan yaitu mengenai sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik, maka dapat disimpulkan :

1. Berhasil di buat sensor pernapasan menggunakan serat optik plastik dengan beberapa variasi yaitu konfigurasi, jarak pada lekukan serat optik, dan posisi sensor.
2. Adanya konfigurasi dan kecilnya jarak pada lekukan serat optik plastik menyebabkan intensitas cahaya yang merambat sepanjang inti serat optik menjadi berkurang sehingga tegangan keluaran yang ditampilkan pada komputer menjadi kecil. Hal ini menyebabkan nilai karakterisasi sensor pernapasan menjadi lebih baik.
3. Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai range, sensitivitas dan resolusi terbaik pada sensor pernapasan berbasis serat optik plastik terletak pada konfigurasi spiral dengan jarak 1 cm yang diletakkan pada posisi perut. Nilai range, sensitivitas dan resolusi yang terbaik pada sensor pernapasan cepat masing-masing adalah 0,108 V; 0,120 V/s dan 0,008 s. Pernapasan normal masing-masing adalah 0,115 V; 0,192 V/s dan 0,005 s. Sedangkan pada pernapasan lambat masing-masing adalah 0,119 V; 0,238 V/s dan 0,004 s. Pada pernapasan saat batuk nilai tegangan keluaran menurun, sedangkan pernapasan saat asma menyebabkan nilai frekuensi dua kali lebih besar dari pada pernapasan normal.

V.2 Saran

Penelitian selanjutnya diharapkan menggunakan orang yang sama pada saat mengukur pernapasan pada setiap variasi sensor. Serta dapat merancang buat sensor berbasis serat optik plastik untuk aplikasi medis lainnya seperti pengukuran detak jantung.

DAFTAR PUSTAKA

1. Suana, W., Muntini, M. S., dan Hatta, A. M., 2012, *Pengembangan Sensor Napas Berbasis Serat Optik Plastik dengan Cladding Terkelupas Untuk Aplikasi di Bidang Medis*, Institut Teknologi Sepuluh November, vol. 8, no. 2, pp. 1-5.
2. Witt, J., Narbonneau, F., Schukar, M., Krebber, K., Jonkheree., Jeanne, M., Kinet, D., Paquet, B., Depre, A., D'Angelo, L. T., Thiel, T., dan Logier, R., 2012, *Medical Textiles With Embedded Fiber Optic Sensor for Monitoring of Respiratory Movement*, IEE Sensors Journal, vol.12, no.1, pp. 246-254.
3. Efendioglu, H. S., Sahin, A.K., Yildirim, T., dan Fidanboylu, K., 2011, *Design of Hetero-Core Smart Fiber Optic Macrobend Sensor*, International Conference on Electrical and Electromics Engineering, vol. 9, no. 8, pp. 351-354.
4. Yoo, W. J., Jang, K. W., Seo, J. K., Heo, J.Y., Moon, J. S., Park, J. Y dan Lee, B., 2010, *Development of Respiration Sensors Using Plastic Optical Fiber for Respiratory Monitoring Inside MRI System*, Journal of the Optical Society of Korea, vol. 14, no. 3, pp. 235-239.
5. Nurfatimah., 2015, *Rancang Bangun Sensor Pergeseran Berbasis Serat Optik Plastik Berdasarkan Kajian Macro dan Micro Bending*, Skripsi Fisika, FMIPA, Universitas Hasanuddin, Makassar.
6. Arifin, A., Hatta, A. M., Muntini, M. S., dan Rubiyanto, A., 2014, *Bent of Plastic Optical Fiber with Structural Imperfection for Displacement Sensor*, Journal of Pure & Applied Physics (IJPAP), NISCAIR Publication, vol. 52, no 8, pp. 520-524.
7. D'Angelo, L. T., Weber, S., Member., IEE., Honda, Y., Thiel, T., Narbonneau, F., dan Luth, T. C., 2008, *A System for Respiratory Motion Detection Using Optical Fibers Embedded Into Textiles*, 30th Annual International IEE EMBS Conference Vancouver, pp.3694-3697.
8. Dziuda. L., Lewandowski, J., Skibniewski, F dan Nowicki, G., 2012, *Fibre-Optic Sensor for Respiration and Hear Rate Monitoring in the MRI Environment*, Procedia Engineering, vol. 59, no. 7, pp. 1291-1294.
9. Krehel, M., Schmid, M., Rossi, R., Boesel, L. C., Bona, G. C., dan Scherer, L. J., 2014, *An Optical Fibre-Based Sensor for Respiratory Monitoring*, Laboratory for Protection and Physiology, vo. 13, no. 1, pp. 13088-13101.
10. Thorat P.V., Warulkar, S., dan Thombre. P. A., 2014, *Plastic Optical Fiber*, College og Engineering an Technology, vol.2, no. 4, pp. 95-105.

11. Haroglu, D., 2014, *Polymer Optical Fiber Sensor and the Prediction of Sensor Response Utilizing Artificial Neural Networks*, Disertation, North Carolina State University.
12. Mitschke, F., dan Von, B., 2010, *Fiber Optics Physics and Technology*, Springer, Germany.
13. Senior, J. M. dan Jamro, M. Y., 2009, *Optical Fiber Communications Principles and Practice*, Third edition, Pearson Prentice Hall, England.
14. Mancini, R., 2002, *Op Amps For Everyone*, Texas Instruments, Dallas.
15. Zaharuddin, S. Z. B., Kazemi, M., dan Malarvili, M. B., 2014, *Designing a Respiratory CO₂ Measurement Device for Home Monitoring of Asthma Severity*, IEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences, pp. 230-234.
16. Naradhyana, I. M., Sunarya, U., dan Hadiyoso, S., 2014, *Alat Pemantau Sistem Pernafasan Menggunakan Mikrokontroller Dan E-Health PCB*, pp. 1-10.
17. John, A., dan Pamela., 2015, *Arduino Uno Based Obstructive Sleep Apnea Detection Using Respiratory Signal*, International Journal of Research in Engineering and Technology, vol. 4, no. 03, pp. 599-603.
18. Arifin, A., Agustina, N., Dewang, S., dan Dahlang, T., *Respiratory Sensors Using Polymer Optical Fiber with Variation Configurations and Positions*.
“Naskah ini sedang disiapkan untuk di publikasikan”

EXPERIMENTER'S KIT — TECHNICAL DATA —

Part Number	Description
IF-092	Fiber Optic Phototransistor
IF-E91A	Fiber Optic Infrared LED
IF-C-E1000	1000 µm core jacketed optical fiber

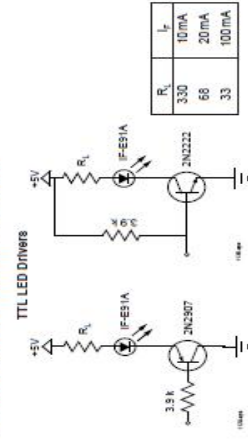
MISSING PARTS CLAIMS

Industrial Fiber Optics products are warranted against missing parts and defects in materials for 90 days. Since soldering and incorrect assembly can damage electrical components, no warranty can be made after assembly has begun, if any parts become damaged, replacements may be obtained from the distributor from whom you purchased this kit.

INTRODUCTION

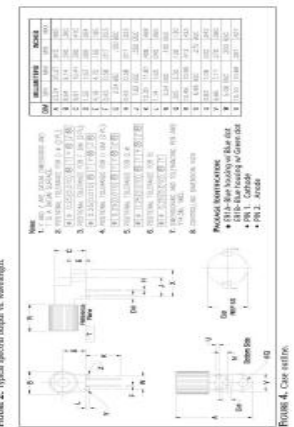
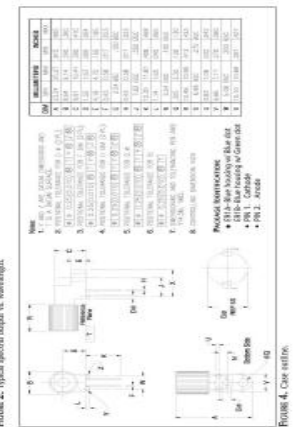
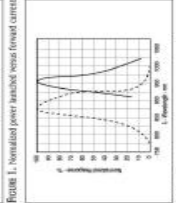
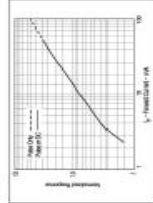
The purpose of this kit is to provide you with an introduction to components, simple circuits and to begin applying basic fiber optic technology. This kit contains the innovative IF-E91A Infrared LED and IF-092 phototransistor, both utilizing integrated connectors which connect to 1000 µm plastic fiber with no additional components needed. Listed below are circuits and applications to try.

DIGITAL DATA TRANSMISSION



IF-E91

Plastic Fiber Optic IR LEDs



IF-E91

Plastic Fiber Optic IR LEDs



DESCRIPTION

The IF-E91A and IF-E91B are infrared LEDs in Industrial Fiber Optics™ family of low cost, medium-frequency, standard-size fiber optic LEDs and diodes. Each LED and detector consists of a polycrystalline (PC) housing, an internal active element such as an LED or photodiode semiconductor, and a clutch nut to hold the fiber in place. The PC housing retains the active element and the clutch nut while preventing coupling between the active element and the passive fiber or plastic fiber.

Working with this family of fiber optics is simple. No special tools or tinning required. Only a sharp knife or razor blade is needed to remove the plastic fiber. When the fiber is inserted in the LED or diode housing, tighten the clutch nut. Thereafter, the fiber can be removed simply by loosening the nut.

APPLICATIONS

- Household Appliances
- Meter Counter Transmitter
- PC on Peripherals, Labs
- Medical Instruments
- Automotive Electronics
- Audio Systems
- Electronic Games
- Robotics Communications
- No Optical Design Required
- Mount with Standard 3/80 pin Core Holder Pinout (Fiber Guide)
- Internal Micro-Lens for Efficient Coupling
- Inexpensive Plastic Connector Housing
- Connector-Less Fiber Termination and Connections
- Inherent-Free Transmission from Light Housing
- Excellent Reliability

CHARACTERISTICS (Tc=25°C)

Parameter	Symbol	IF-E91A	IF-E91B	Unit
Peak Wavelength	λ_{pk}	940	880	nm
Spectral Radiance @ 90° (Half)	Φ_{90}	40	80	lm
Output Power Coefficient (Half)	Φ_{90}/I_f	500	275	µW/mA
Forward Voltage (Typical)	V_f	1.5	1.2	V
Series Resistance (Typical)	R_s	1.8	0.5	Ω
Capacitance (Typical)	C_j	25	20	pF
Forward Voltage @ 50mA	V_f	1.5	1.2	V
Temperature Coefficient (Typical)	α	10	4.3	0.1 %/°C

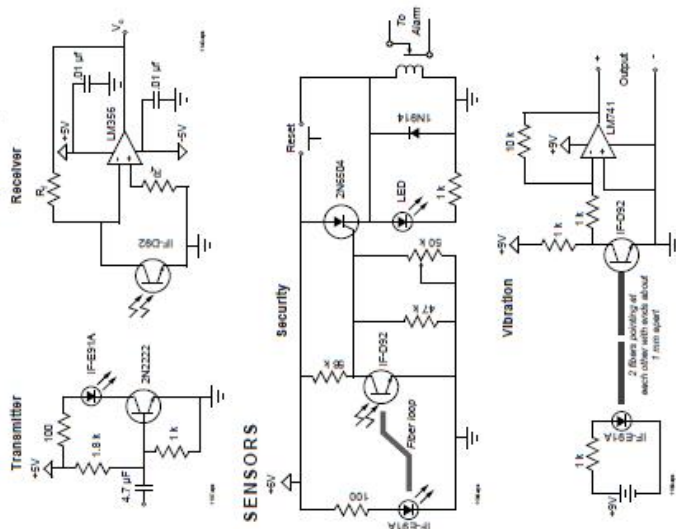
MAXIMUM RATINGS

Operating and Storage Temperature Range	-40° to 85°C
Temperature Range (Typ. 100%)	-40° to 85°C
Junction Temperature (Typical)	85°C
Storage Temperature Range (Typical)	-55°C to 125°C
Reverse Voltage (Typical)	5V
Power Dissipation (Typical)	100mW
Dynamic Resistance (Typical)	1.31 mΩ/°C
Forward Current (DC)	50 mA
IF-E91A	100 mA
IF-E91B	150 mA
IF-E91C	200 mA
IF-E91D	300 mA

LAMPIRAN

Lampiran 1 Data Sheet Fiber Optik, LED dan Fototransistor.

ANALOG DATA TRANSMISSION (100kHz)



OTHER FIBER OPTIC COMPONENTS
 Industrial Fiber Optics offers other fiber optic LEDs and photodetectors in addition to those found in this kit. Listed below are a few of those fiber optic components. We also have many other educational kits and optical fiber in many types and grades. If you would like a catalog or have any questions please feel to contact us.

Part Number	Description
IF-D91	Photodiode
IF-D93	Photodiarrington
IF-D95	Photologic
IF-E91B	Infrared LED, 880 nm
IF-E92	Blue LED, 430 and 470 nm
IF-E93	Green LED, 530 nm
IF-E96	Red LED, 660 nm
IF-E97	Red LED, 660 nm Super-bright

Plastic Fiber Optic Phototransistor

IF-D92



DESCRIPTION

The IF-D92 is the phototransistor in Industrial Fiber Optics' family of low-cost, medium frequency, fiber optic LEDs and detectors. Each device contains a 1000 nm infrared LED emitting light into a fiber optic cable that is held in place. The assembly optimizes coupling between the active side of the LED and the fiber optic cable.

Working with this family of fiber optics requires no special tools or equipment. Only a sharp knife or razor blade is needed to terminate the plastic fiber. When the fiber is inserted in the LED or detector housing, the circuit will be lighted. Therefore, the fiber can be removed simply by loosening the nut.

FEATURES

- Excellent Linearity
- No Optical Design Required
- Comes with Standard 3000µm Core Jacketed Plastic Fiber Cable
- Internal Micro-lens for Efficient Coupling
- Inexpensive Plastic Connector Housing
- Connector Less Fiber Termination and Connection
- Interchangeable Transmission from Light Tight Housing
- Simple PCB Mounting
- Suggested Screw Attachment

APPLICATIONS

- Infrared Attendance
- Motor Control Driveline
- PCB to Peripheral Links
- Medical Instruments
- Automotive Electronics
- Audio Systems
- Electronic Games
- Robotics Communications

MAXIMUM RATINGS

Parameter	Symbol	Value	Unit
Throughput for Maximum Transmittance	T_{max}	400	MB
Speed of Response (10% to 90%)	t_r	20	ns
Operating Temperature Range	T_{op}	-55 to +85	°C
Storage Temperature Range	T_{stg}	-55 to +125	°C
Collector Current (I_C)	I_C	50	mA
Collector Peak Current (I_{CP})	I_{CP}	100	mA
Power Dissipation (P_{TOT})	P_{TOT}	100	mW
Diode Storage Time (t_{DS})	t_{DS}	100	ns

CHARACTERISTICS (T_c=25°C)

Parameter	Symbol	Value	Unit
Throughput for Maximum Transmittance	T_{max}	400	MB
Speed of Response (10% to 90%)	t_r	20	ns
Operating Temperature Range	T_{op}	-55 to +85	°C
Storage Temperature Range	T_{stg}	-55 to +125	°C
Collector Current (I_C)	I_C	50	mA
Collector Peak Current (I_{CP})	I_{CP}	100	mA
Power Dissipation (P_{TOT})	P_{TOT}	100	mW
Diode Storage Time (t_{DS})	t_{DS}	100	ns

Plastic Fiber Optic Phototransistor

IF-D92

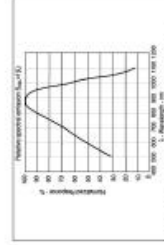


FIGURE 1. Typical detector response versus wavelength.

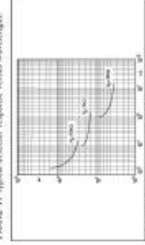


FIGURE 2. Rise and fall times at phototransistor.

FIGURE 3. Construction of fiber optic device.

FIBER TERMINATION INSTRUCTIONS

1. Cut off the end of the optical fiber with a sharp edge razor blade or sharp knife. Try to obtain a precise 90-degree angle (square).
2. Insert the fiber through the locking nut and into the connector until the core tip seats against the internal micro-lens.
3. Screw the connector locking nut down to a snug fit, locking the fiber in place.

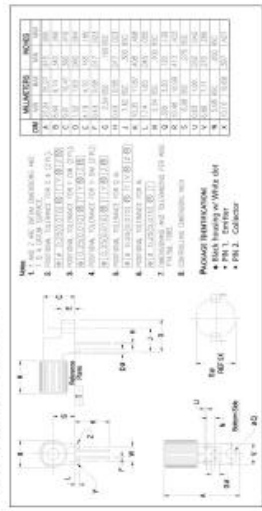
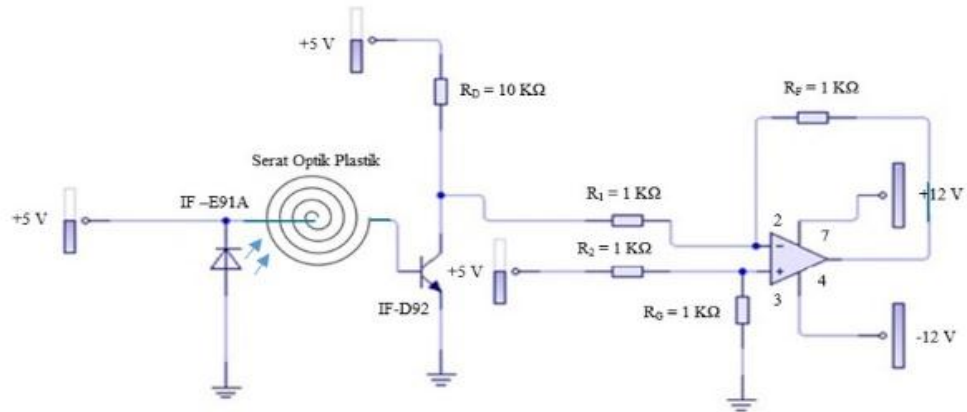


FIGURE 4. Case outline.

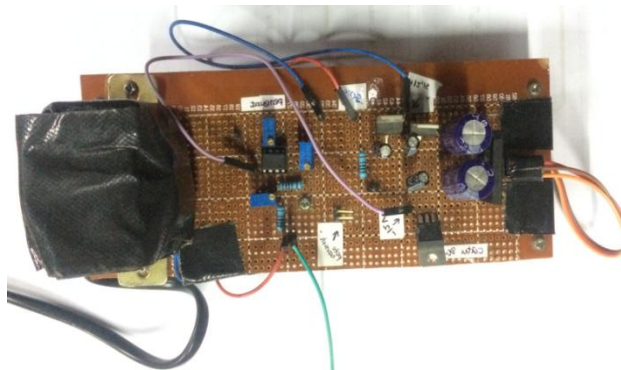
Lampiran 2 Gambar Serat Optik Plastik, LED Infra Merah (biru) dan Fototransistor (hitam).



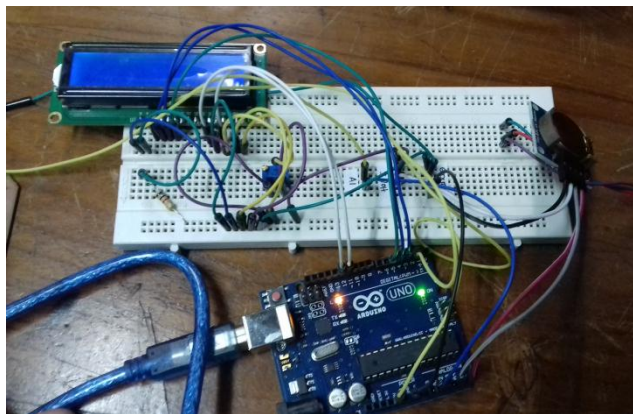
Lampiran 3 Skema Rangkaian Sensor Pernapasan Serat Optik Plastik



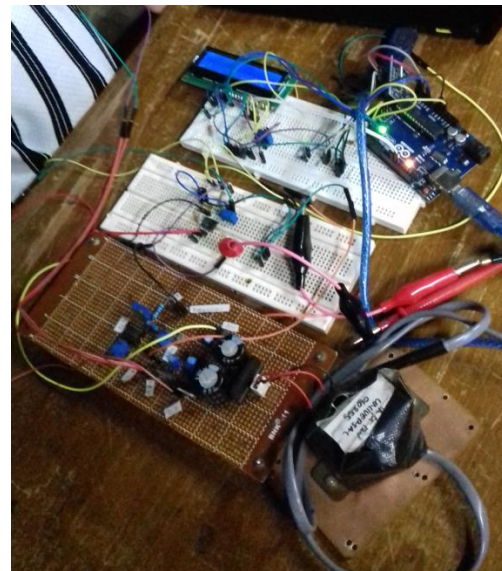
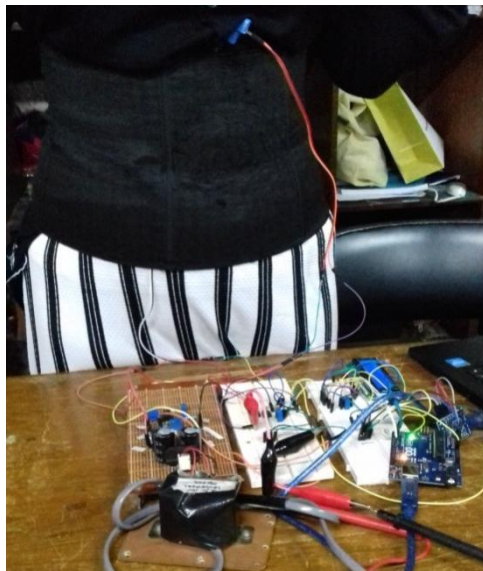
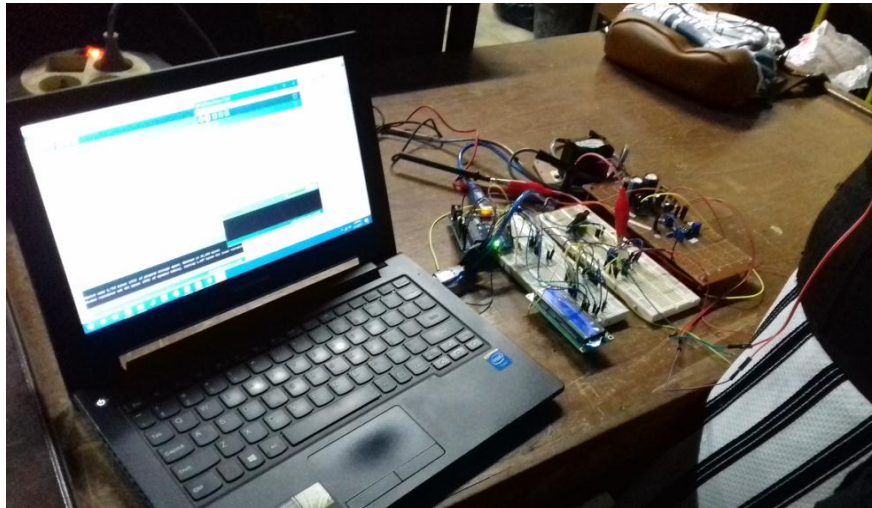
Lampiran 4 Rangkaian Catu Daya dan Penguat Differensial



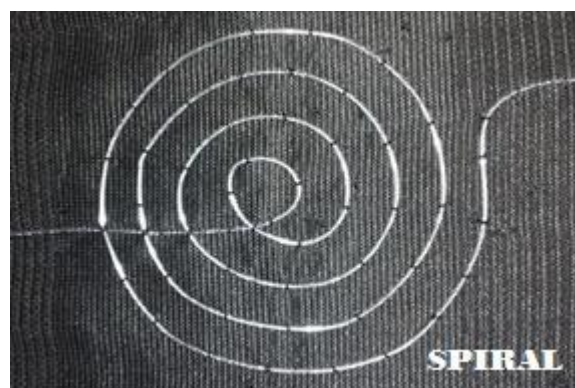
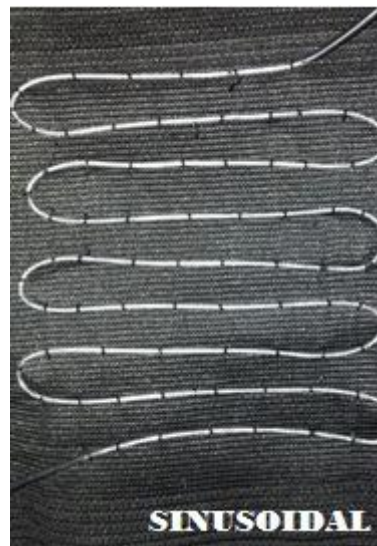
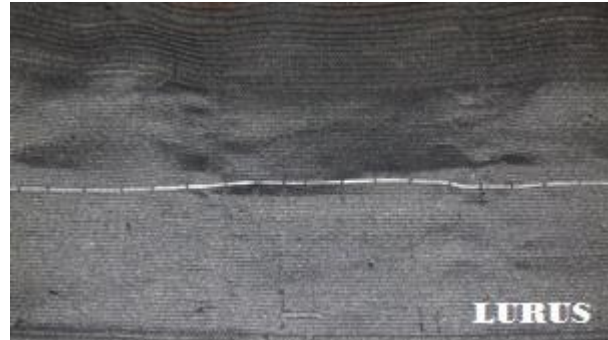
Lampiran 5 Rangkaian Mikrokontroler Arduino Uno



Lampiran 6 Foto-Foto Pengukuran Pernapasan Menggunakan Sensor Berbasis Serat Optik Plastik



Lampiran 7 Foto Sensor pernapasan dengan Konfigurasi Lurus, Sinusoidal dan Spiral



Lampiran 8 Foto Sensor pernapasan dengan Posisi Perut, Dada dan Punggung



Posisi Perut



Posisi Dada



Posisi Punggung