



**TUGAS AKHIR – TF145565**

**RANCANG BANGUN SISTEM INSTRUMENTASI  
*MONITORING* PERNAPASAN MANUSIA DENGAN  
SENSOR *PLASTIC OPTIC FIBRE* (POF) BERBASIS  
*USER INTERFACE* ANDROID**

**M EKO YULIANTO WIBOWO  
NRP. 2413031059**

**DOSEN PEMBIMBING  
AGUS MUHAMMAD HATTA, ST. M.Si.Ph.D**

**PROGRAM STUDI D3 METROLOGI DAN INSTRUMENTASI  
JURUSAN TEKNIK FISIKA  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2016**



***FINAL PROJECT – TF145565***

***DESIGN OF HUMAN'S RESPIRATORY MONITORING  
WITH PLASTIK OPTIC FIBRE (POF) BY USING  
ANDROID AS USER INTERFACE***

***M EKO YULIANTO WIBOWO  
NRP. 2413031059***

***SUPERVISOR  
AGUS MUHAMMAD HATTA, ST. M.Si. Ph.D***

***STUDY PROGRAM D3 METROLOGY AND INSTRUMENTATION  
DEPARTMENT OF ENGINEERING PHYSICS  
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2016***

**LEMBAR PENGESAHAN**

**RANCANG BANGUN SISTEM INSTRUMENTASI  
MONITORING PERNAPASAN MANUSIA DENGAN  
SENSOR *PLASTIC OPTIC FIBRE* (POF) BERBASIS  
*USER INTERFACE* ANDROID**

**TUGAS AKHIR**

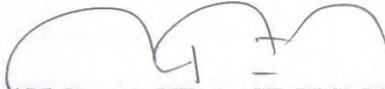
Oleh :

**M. EKO YULIANTO WIBOWO**

**NRP : 2413 031 059**

**SURABAYA, Juli 2016  
Mengetahui/Menyetujui**

**Pembimbing**



**Agus Muhammad Hatta. ST, M.Si. Ph.D**

**NIP. 19780902 200312 1 002**

**Ketua Jurusan  
Teknik Fisika FFI – ITS**



**Agus Muhammad Hatta. ST, M.Si. Ph.D**

**NIP. 19780902 200312 1 002**

**Ketua Program Studi  
DIII Metrologi dan Instrumentasi**



**Dr. Ir. Purwadi Agus Darwito., M.Sc**

**NIP. 19620822 198803 1 001**

**RANCANG BANGUN SISTEM INSTRUMENTASI  
MONITORING PERNAPASAN MANUSIA DENGAN  
SENSOR *PLASTIC OPTIC FIBRE* (POF) BERBASIS  
*USER INTERFACE* ANDROID**

**TUGAS AKHIR**

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat  
Memperoleh Gelar Ahli Madya  
pada  
Bidang Studi Rekayasa Fotonika  
Program Studi D-3 Metrologi dan Instrumentasi  
Jurusan Teknik Fisika  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

**Oleh :**

**M. EKO YULIANTO WIBOWO  
NRP : 2413 031 059**

Disetujui Oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Agus Muhammad Hatta, ST. M.Si.Ph.D ..... Pembimbing
2. Hendra Cordova, ST. MT ..... Ketua Penguji
3. Ir. Tutug Dhanardono, MT ..... Penguji I
4. Bagus Tris Atmaja, ST. M.Sc ..... Penguji II
5. Murry Raditya, ST. MT ..... Penguji III

**SURABAYA  
JULI, 2016**

# **RANCANG BANGUN SISTEM INSTRUMENTASI MONITORING PERNAPASAN MANUSIA DENGAN SENSOR *PLASTIC OPTIC FIBRE* (POF) BERBASIS *USER INTERFACE* ANDROID**

**Nama Mahasiswa** : M. Eko Yulianto Wibowo  
**NRP** : 2413 031 059  
**Program Studi** : D3 Metrologi dan Instrumentasi  
**Jurusan** : Teknik Fisika FTI-ITS  
**Pembimbing** : Agus Muhammad Hatta, ST.M.Si.Ph.D

## **Abstrak**

Serat optik (*optic fibre*) masih mempunyai peran penting sebagai media transmisi data dengan menggunakan cahaya sebagai sumber transmisinya. Kegunaan serat optik sebagai sensor dapat diimplementasikan di berbagai bidang, salah satunya adalah dalam bidang medis. Pada penelitian ini dilakukan untuk mengetahui pola pernapasan manusia dengan menggunakan serat optik plastik. Serat optik digunakan sebagai sensor dengan menghilangkan bagian *cladding* dalam serat optik untuk meningkatkan sensitivitas sensor untuk memantau sinyal pernapasan. Dari penelitian dilakukan monitoring pernapasan biasa, pernapasan disertai batuk dan kelelahan. Pernapasan biasa menghasilkan tegangan keluaran saat inspirasi adalah 2.584 Volt dan 2.219 saat ekspirasi, sedangkan untuk pernapasan disertai batuk tegangan keluaran saat inspirasi sekitar 2.5 Volt dan 2.109 Volt saat ekspirasi, dan pernapasan dengan kondisi kelelahan mempunyai tegangan keluaran sekitar 2.5 Volt saat inspirasi dan 2.1 Volt saat ekspirasi. Hasil keluaran berupa tegangan dapat ditampilkan secara *real time* melalui android dengan *Operating system* Jelly Bean 4.4.2.

**Kata Kunci** : Serat Optik Plastik, Pernapasan, Android

# **RANCANG BANGUN SISTEM INSTRUMENTASI MONITORING PERNAPASAN MANUSIA DENGAN SENSOR *PLASTIC OPTIC FIBRE* (POF) BERBASIS USER INTERFACE ANDROID**

**Name** : *M. Eko Yulianto Wibowo*  
**NRP** : *2413 031 059*  
**Program Study** : *D3 Metrologi dan Instrumentasi*  
**Department** : *Physics Engineering FTI-ITS*  
**Lecture** : *Agus Muhammad Hatta, ST. M.Si.Ph.D*

## ***Abstract***

*Optical fiber still has a significant role as a medium for data transmission by using light as a source transmission. The usefulness of optical fiber as the sensor can be implemented in various fields, one of which is in the medical field. In this study was conducted to determine the pattern of human respiratory using plastic optical fiber. Optical fiber is used as the sensor by removing part of the cladding of optical fiber to increase the sensitivity of the sensor to monitor respiratory signal. From research conducted regular monitoring of breathing, breathing with a cough and fatigue. Pernapsan ordinary produce output voltage when the inspiration is the 2.584 Volt and the 2.219 expiration, while for respiratory cough output voltage when the inspiration approximately 2.5 Volt and 2.109 Volt during expiration, and breathing in a state of exhaustion has the output voltage of about 2.5 volts during inspiration and 2.1 Volt time expiration. The output voltage can be displayed in real time via the operating system Android 4.4.2 Jelly Bean.*

***Keyword*** : *Plastic Optic Fiber, Human Respiratory, Android*

## KATA PENGANTAR

Puji Syukur Alhamdulillah penulis panjatkan kehadiran Allah SWT, berkat Rahmat dan Hidayah-Nya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul :

### **“RANCANG BANGUN SISTEM INSTRUMENTASI MONITORING PERNAPASAN MANUSIA DENGAN SENSOR *PLASTIC OPTIC FIBER* (POF) BERBASIS *USER INTERFACE ANDROID*”**

Penulis mengucapkan terima kasih kepada pihak yang telah membantu dalam pelaksanaan dan penyusunan laporan Tugas Akhir ini. Untuk itu penulis mengucapkan terimakasih atas bantuan dan motivasi kepada :

1. Bapak Agus Muhammad Hatta, ST. M.Si. Ph.D selaku pembimbing penulis dan Ketua Jurusan Teknik Fisika, yang selalu memberikan bimbingan serta dukungan dalam menyelesaikan Tugas Akhir ini.
2. Bapak Dr. Ir. Purwadi Agus Darwito, M.Sc selaku Kaprodi D3 Metrologi dan Instrumentasi dan Mbak Ina selaku karyawan Tata Usaha Prodi D3 Metrologi dan Instrumentasi.
3. Bapak Dr. Dhany Arifianto, ST. M.Eng yang selalu membimbing penulis di setiap semester saat perwalian.
4. Bapak dan Ibu dosen Teknik Fisika dan D3 Metrologi Instrumentasi ITS yang telah memberikan ilmu selama penulis menempuh pendidikan diploma.
5. Keluarga Besar HMI dan Kahmi Komisariat Fisika Teknik Sepuluh Nopember.
6. Koordinator dan asisten Laboratorium Rekayasa Fotonika serta Koordinator dan asisten Laboratorium

Pengukuran Fisis yang memberikan tempat berdiskusi dalam menyelesaikan Tugas Akhir ini.

7. Seluruh teman-teman Prodi D3 Metrologi dan Instrumentasi 2013 dan keluarga besar mahasiswa Teknik Fisika ITS 2013.
8. Seluruh teman-teman seperjuangan Lembaga Dakwah Jurusan Fusi Ulul Albaab.
9. Mas Mirza Quanta AH, ST, Hadrian Hogantara, dan Mbak Nurul Wakhidatul Ummah, S.Kom, yang totalitas memberi dukungan doa, moral, tenaga, maupun fasilitas sarana dan prasana, serta 'Afifah yang selalu memotivasi penulis untuk menyelesaikan Tugas Akhir ini.
10. Rekan-rekan yang namanya tidak bisa penulis sebutkan satu per satu.
11. Orang tua yang penulis cintai, Ayah, Mama, dan adek Nabila yang senantiasa mendoakan penulis dalam berusaha menjadi anak yang berbhakti dan sholih.

Penulis menyadari bahwa penyusunan laporan Tugas Akhir ini masih belum sempurna, untuk itu saran serta kritik yang membangun sangat diharapkan. Penulis berharap semoga laporan ini bermanfaat bagi pembacanya.

Surabaya, Juli 2016

Penulis,

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	<b>i</b>
<b>LEMBAR PENGESAHAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>ABSTRAK</b> .....	<b>v</b>
<b>ABTRACT</b> .....	<b>vi</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>viii</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>ix</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>xi</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN</b>	
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan.....	3
1.5 Sistematika Laporan .....	4
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b>	
2.1 Pernapasan dan Perubahan Parameter Fisisnya .	5
2.2 Kelembaban dan Tekanan .....	8
2.3 Suhu.....	9
2.4 Indeks bias udara .....	10
2.5 Serat Optik.....	11
2.6 <i>Numerical Aperture</i> .....	15
2.7 Rugi-Rugi Daya.....	16
2.8 Sensor Serat Optik.....	17
2.9 Sensor Napas Berbasis Serat Optik .....	18
2.10 Perubahan Parameter Fisis Udara Pernapasan .	19
3.5.1 Pengujian Suhu.....	21
3.5.1 Pengujian Kelembaban.....	22
<b>BAB III METODOLOGI PENELITIAN</b>	
3.1 Langkah-Langkah Penelitian.....	21
3.2 Studi Literatur .....	22

3.3 Alat dan Bahan Penelitian .....	22
3.4 Prosedur Kerja.....	23
3.4.1 Pembuatan Probe Sensor .....	23
3.4.2 Pembuatan Rangkaian Dasar Sensor .....	25
3.4.3 Android.....	26
3.4.4 Bluetooth HC-05 .....	28
3.4.5 Pengujian Untuk Mendeteksi Pernapasan ....	29
3.5 Akuisis Data .....	30
3.5.1 Arduino Uno.....	31
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN</b>	
4.1 Pembuatan Probe Sensor .....	33
4.2 Pembuatan Sistem Instrumentasi .....	34
4.3 Pengujian Sensor Untuk Sinyal Pernapasan .....	36
4.4 Hasil Pengujian Alat Ukur Sensor Pernapasan Dengan <i>Optical Power Meter</i> (OPM) .....	37
4.5 Hasil Pengujian Alat Ukur Sensor Pernapasan Dengan Android .....	39
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN</b>	
5.1 Kesimpulan.....	45
5.2 Saran.....	45
<b>DAFTAR PUSTAKA</b>	
<b>LAMPIRAN A</b>	
<b>LAMPIRAN B</b>	
<b>LAMPIRAN C</b>	
<b>BIOGRAFI PENULIS</b>	

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Sistem Pernapasan Manusia .....	7
Gambar 2.2	lapisan Penyusun Serat Optik .....	11
Gambar 2.3	Perambatan Cahaya Pada Dua Medium .....	12
Gambar 2.4	Macam-Macam Serat Optik.....	14
Gambar 2.5	Sudut Penerimaan .....	15
Gambar 2.6	Sensor Serat Optik Ekstrinsik.....	18
Gambar 2.7	Sensor Serat Optik Intrinsik.....	18
Gambar 2.8	Terjadinya Medan <i>Evanescent</i> .....	19
Gambar 2.9	Hasil Pengukuran Parameter Fisis Udara .....	20
Gambar 2.10	Pengaruh Suhu Pada Keluaran Sensor.....	21
Gambar 2.11	Pengaruh KR Pada Keluaran Sensor .....	22
Gambar 2.12	Kurva Pencocokan Keluaran Sensor .....	23
Gambar 3.1	<i>Flowchart</i> Pembuatan Alat .....	21
Gambar 3.2	Sumber Cahaya Sensor .....	23
Gambar 3.3	Desain Probe Sensor Serat Optik Plastik.....	25
Gambar 3.4	Rangkaian Dasar Sensor .....	26
Gambar 3.5	Logo Android.....	28
Gambar 3.6	Modul Bluetooth HC-05 .....	28
Gambar 3.7	Rangkaian Skematik Bluetooth .....	29
Gambar 3.8	Rangkaian Pengujian Sensor Napas .....	30
Gambar 3.9	Arduino Uno .....	31
Gambar 4.1	Probe Sensor Serat Optik Plastik.....	33
Gambar 4.2	Blok Diagram Sistem Instrumentasi .....	34
Gambar 4.3	Tampilan Hasil Data Akuisi .....	36
Gambar 4.4	Sensor Pernapasan (Masker Nebulizer).....	37
Gambar 4.5	Sinyal Pernapasan Biasa Dengan OPM.....	37
Gambar 4.6	Sinyal Pernapasan Saat Batuk Dengan OPM .	38
Gambar 4.7	Sinyal Pernapasan dalam kondisi kelelahan Dengan OPM .....	39
Gambar 4.8	Sinyal Pernapasan Biasa Dengan Android ...	40

Gambar 4.9 Sinyal Pernapasan Saat Batuk Dengan Android.....	41
Gambar 4.10 Sinyal Pernapasan saat Kelelahan Dengan Android .....	42

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1. Latar Belakang**

Dewasa ini serat optik (*optic fibre*) masih mempunyai peran penting sebagai media transmisi data dengan menggunakan cahaya sebagai sumber transmisinya [1]. Sampai saat ini, serat optik telah banyak dikembangkan sebagai sensor dalam berbagai bidang. Hal ini disebabkan sensor berbasis serat optik memiliki beberapa keunggulan yang dimilikinya seperti, harga yang terjangkau, ringan, mempunyai sensitifitas yang tinggi, tahan terhadap interferensi elektromagnetik, membutuhkan daya yang relative kecil, serta mampu sebagai multiplexer [2].

Kegunaan serat optik sebagai sensor dapat diimplementasikan di berbagai bidang, salah satunya adalah dalam bidang medis. Sensor serat optik telah dikembangkan fungsinya untuk memantau sinyal pernapasan pada manusia. Pernapasan merupakan fungsi fisiologis yang sangat penting bagi kesehatan manusia. Tingkat pernapasan yang tidak normal dan perubahan dalam tingkat pernapasan adalah salah satu indikator ketidakstabilan kondisi fisik seseorang, dan dalam banyak kasus, tingkat pernapasan adalah salah satu indikator awal ketidakstabilan ini. Dari keadaan pernapasan seorang manusia dapat diperoleh informasi tentang kondisi fisik manusia, termasuk indikasi penyakit yang dideritanya, misalnya *pneumothorax* atau gangguan paru-paru kronis[3]. Selain itu sangat penting untuk mengetahui kondisi fisik manusia melalui pernapasan yang sedang menjalani pemeriksaan medis, pembiusan dan pasien yang mengidap *sleep apnea*. Kegagalan pernapasan dalam beberapa menit akan berakibat fatal bagi jiwa pasien[4].

Adapun sensor napas yang menggunakan serat optik yaitu menggunakan prinsip aliran udara pernapasan[3]. Melalui aliran udara pernapasan, sensor napas dibuat dengan mengukur parameter fisis seperti, suhu, kelembaban dan kandungan gas

CO<sub>2</sub> dari udara pernapasan. Adapun sensor napas lain yang menggunakan serat optik adalah dengan memanfaatkan pergerakan otot-otot dada/diafragma dan otot perut. Pembuatan sensor ini menggunakan prinsip pelekukan secara makro (*macrobending*) pada serat optik.

Sensor napas dapat dibuat dengan mengukur perbedaan suhu, kelembaban, dan kandungan gas CO<sub>2</sub> dalam udara pernapasan antara udara yang masuk (*inhale*) dan udara yang keluar (*exhale*). Sensor napas dengan mengukur kelembaban telah dibuat dengan mengganti kulit (*cladding*) serat optik dengan bahan selulosa. Sementara itu, sensor napas dengan dengan mengukur suhu telah dibuat dengan menambahkan material termokromik pada serat optik.

Sementara itu, udara memiliki indeks bias yang nilainya turut dipengaruhi oleh parameter suhu dan kelembaban[5]. Oleh karena itu parameter-parameter tersebut mengalami perubahan selama proses pernapasan, maka nilai indeks bias udara juga akan mengalami perubahan. Perubahan indeks bias udara tersebut dapat dimanfaatkan untuk membuat sensor napas berbasis serat optik berbahan plastik atau polimer. Jika kulit serat optik adalah udara pernapasan maka indeks biasnya akan berubah-ubah selama manusia bernapas hingga menghasilkan pelemahan (*attenuation*) intensitas cahaya yang berada dalam inti serat optik plastik.

Di sisi lain, Wayan [6] telah membuat sistem *monitoring* pernapasan manusia berbasis serat optik berbahan plastik. Pada penelitian tersebut proses pemantauan sinyal pernapasan manusia menggunakan komputer serta software Delphi 7 sebagai sambungan antarmukanya. Adapun dalam proses pemantauannya dapat menggunakan *Handphone* berbasis Android yang memiliki aplikasi pemantau sinyal pernapasan. *Handphone* berbasis android sangat mungkin digunakan sebagai sambungan antarmukanya untuk memantau sinyal pernapasan manusia yang bertujuan untuk memudahkan dokter atau pasien membaca sinyal pernapasan. Oleh karena itu, pada

penelitian ini dilakukan perancangan dan pembuatan sistem instrumentasi *monitoring* pernapasan manusia dengan sensor *plastik Optik Fiber (POF)* berbasis android.

## 1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dalam penelitian ini yaitu :

- 1) Bagaimana merancang dan membuat sistem instrumentasi menggunakan sensor napas berbasis serat optik plastik?
- 2) Bagaimana kinerja sistem instrumentasi dalam keadaan biasa, pernapasan dalam keadaan kelelahan dan pernapasan yang disertai batuk?

## 1.3. Batasan masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini yaitu :

- 1) Pernapasan yang dideteksi adalah pola pernapasan manusia yang terdiri dari proses menghirup udara (inspirasi) dan menghembuskan udara (ekspirasi).
- 2) Serat optik yang digunakan pada penelitian ini adalah jenis *multimode step index* dengan diameter inti 0.98 mm dan ketebalan kulit 0.02 mm hasil produksi dari *industrial fiber optics*.

## 1.4. Tujuan

Tujuan dari penelitian ini yaitu :

- 1) Merancang dan membuat sensor napas berbasis serat optik plastik.
- 2) Merancang dan membuat sistem instrumentasi untuk memantau sinyal pernapasan menggunakan sensor napas berbasis serat optik plastik.
- 3) Menganalisis kinerja sistem instrumentasi dalam memantau sinyal beberapa keadaan pernapasan, yaitu pernapasan dalam keadaan biasa, pernapasan dalam keadaan kelelahan dan pernapasan dalam yang disertai batuk.

### **1.5. Sistematika Laporan**

Penyusunan laporan tugas akhir ini dilakukan secara sistematis dan tersusun dalam lima bab dengan penjelasan sebagai berikut :

#### **BAB I PENDAHULUAN**

Bab ini dijelaskan tentang latar belakang penelitian, perumusan masalah, tujuan, batasan masalah, dan sistematika laporan.

#### **BAB II TINJAUAN PUSTAKA**

Dalam bab ini dibahas mengenai teori-teori dasar yang terkait dalam penulisan tugas akhir.

#### **BAB III METODOLOGI PENELITIAN**

Bab ini akan dijelaskan mengenai langkah – langkah pengerjaan tugas akhir untuk mencapai tujuan dari penelitian.

#### **BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN**

Bab ini dilakukan analisa data dan pembahasan dari sistem yang telah dibuat

#### **BAB V KESIMPULAN**

Bab ini berisi tentang kesimpulan dari seluruh rangkaian penelitian yang dilakukan serta saran untuk pengembangan penelitian selanjutnya.

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Pernapasan Dan Perubahan Parameter Fisisnya**

Bernapas adalah proses pertukaran udara antara atmosfer dan paru-paru[1]. Bernapas mempunyai fungsi sebagai pertukaran gas antara atmosfer dan darah. Tubuh memasukkan gas  $O_2$  untuk didistribusikan ke jaringan dan mengeluarkan sampah  $CO_2$  yang dihasilkan oleh metabolisme.

Kata respirasi mempunyai arti penting dalam fisiologi. Terdapat dua jenis respirasi yaitu, respirasi seluler yang merujuk pada reaksi intraseluler oksigen dengan molekul organik untuk menghasilkan karbondioksida, air dan energi dalam bentuk ATP. Sedangkan respirasi eksternal adalah pergerakan gas antara lingkungan dan sel tubuh, dimana pada respirasi eksternal terjadi pertukaran gas  $O_2$  dengan  $CO_2$  antara paru dengan darah dan transport gas  $O_2$  dengan  $CO_2$  oleh darah.

Pernapasan terdiri dari dua proses, yaitu inspirasi atau memasukkan udara ke dalam tubuh dan ekspirasi atau mengeluarkan udara ke dalam tubuh. Pada proses inspirasi dan ekspirasi terdapat perubahan presentasi kandungan gasnya. Proses inspirasi akan memperoleh kandungan gas oksigen lebih banyak daripada proses ekspirasi, sedangkan pada saat ekspirasi kandungan gas  $CO_2$  akan lebih banyak dan keadaan udara lebih lembab dari proses inspirasi karena uap air dalam tubuh yang dikeluarkan lebih tinggi.

Ahli fisiologis dan ahli klinis menilai fungsi paru-paru seseorang dengan cara mengukur berapa banyak udara yang dialirkan selama pernapasan tenang dan sewaktu usaha maksimal. Udara yang bergerak selama bernapas dapat dibagi menjadi empat bagian volume paru, yaitu volume tidal, volume cadangan inspirasi, volume cadangan ekspirasi, volume residu. Rata-rata manusia dewasa normal bernapas sebanyak 15-20

kali per menit[6]. Nilai numerik yang digunakan untuk merepresetasikan volume rata-rata pada pria dewasa dengan berat 70 kg mempunyai volume cadangan inspirasi (VCI) sebesar 3000 mL, Volume cadangan ekspirasi (VCE) sebesar 1100 mL, volume tidal (VT) sebesar 500 mL, volume residu (VR) sebesar 5800 mL dan kapasitas paru total adalah 5800 mL. Untuk volume rata-rata pada wanita dewasa lebih kecil dari pria dewasa. Volume cadangan inspirasi (VCI) sebesar 1900 mL, Volume cadangan ekspirasi (VCE) sebesar 700 mL, volume tidal (VT) sebesar 500 mL, volume residu (VR) sebesar 1100 mL dan kapasitas paru total adalah 4200 mL. volume paru sangat bervariasi sesuai jenis kelamin, usia, tinggi dan berat badan, sehingga para klinisi menggunakan algoritma berdasarkan berbagai parameter tersebut untuk memperkirakan volume paru.

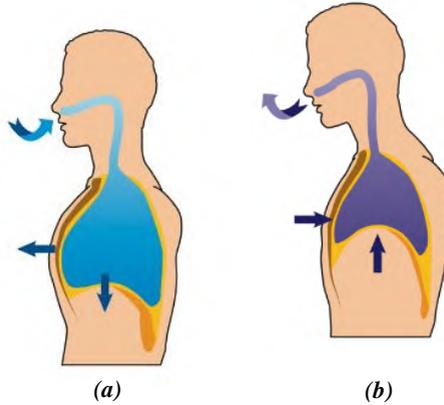
Volume udara yang bergerak selama satu inspirasi dan satu ekspirasi dikenal sebagai volume tidal (VT). Volume tidal rata-rata ketika bernapas dengan tenang adalah sekitar 500 mL. volume tambahan yang dapat dihirup (inspirasi) disamping volume tidal merepresentasikan volume cadangan inspirasi (VCI) sedangkan jumlah udara yang dapat dikeluarkan dengan kuat setelah ekspirasi maksimal disebut dengan volume cadangan ekspirasi (VCE). Sedangkan volume yang tidak dapat diukur secara langsung adalah volume residu. Meskipun udara telah dikeluarkan sebanyak mungkin, akan tetapi masih terdapat udara yang tertinggal di dalam paru-paru dan di dalam saluran udara.

Penjumlahan dua atau lebih volume disebut kapasitas. Kapasitas vital adalah jumlah dari volume cadangan inspirasi, volume cadangan ekspirasi, dan volume tidal. Kapasitas vital merepresentasikan jumlah udara maksimum yang secara sadar dapat dipindahkan ke dalam satu paru selama satu napas.

Kapasitas vital ditambah dengan volume residu akan menghasilkan kapasitas paru total (KPT).

Di dalam pernapasan manusia terdapat perubahan-perubahan parameter fisis selain kandungan gasnya, yaitu kelembaban, suhu, tekanan dan laju aliran udara. Kelembaban udara mengalami perubahan karena terjadi perubahan kadar uap air antara udara inspirasi dengan udara ekspirasi[7]. Hal ini disebabkan udara ekspirasi dikeluarkan melalui alveolus yang lebih lembab dari pada udara inspirasi yang diperoleh melalui udara. Yang Selain itu, udara ekspirasi yang dikeluarkan juga lebih lembab karena udara ekspirasi berasal dari dalam tubuh. Tubuh manusia secara umum mempunyai suhu lebih tinggi dari pada suhu lingkungannya. Dengan demikian udara ekspirasi akan lebih hangat dan udara inspirasi menjadi lebih dingin.

**Gambar 2.1** Sistem pernapasan manusia (a) inspirasi (b)



ekspirasi[1].

## 2.2 Kelembaban Dan Tekanan

Kelembaban (*humidity*) mempunyai istilah yang merujuk pada adanya uap air pada gas. Kelembaban merupakan

kandungan uap air dalam udara gas atau lainnya[18]. Kelembaban diukur dalam beberapa cara, biasanya kelembaban diukur dalam kuantitas kelembaban (*absolute humidity*), kelembaban relative (*relative humidity*), dan titik embun (*dew point*). Kelembabaan mutlak merupakan konsentrasi massa atau rapat massa uap air dalam udara dan dinyatakan dalam satuan gram per meter kubik ( $\text{g/m}^3$ ), dan dinyatakan dengan persamaan [17] :

$$d_w = \frac{M}{V} \quad (2.1)$$

Keterangan:

$d_w$  : kelembaban mutlak ( $\text{g/m}^3$ )

$m$  : Massa Uap air (g)

$V$  : volume udara ( $\text{m}^3$ )

Tekanan adalah besarnya gaya persatuan luas dimana gaya itu bekerja. Tekanan udara dapat mempengaruhi volume udara. Jika tekanan berubah, maka volume gas juga berubah. Banyaknya molekul air diudara diubah kedalam bentuk fisis berupa tekanan uap air yang berada di udara. Kelembaban relatif adalah perbandingan jumlah uap air yang dikandung udara terhadap jumlah uap air maksimum yang dapat dikandung udara tersebut. Kelembaban relatif dapat dirumuskan sebagai berikut [9].

$$RH = \frac{P_w}{P_s} \times 100\% \quad (2.2)$$

$RH$  = Kelembaban Relatif

$P_w$  = Tekanan Parsial

$P_s$  = Tekanan uap air jenuh pada suhu yang sama

Dari persamaan (2.2) diketahui bahwa kelembaban udara sebanding dengan tekanannya. Jika kelembaban relative pada

suatu udara tinggi maka tekanan parsialnya juga akan tinggi. Perbandingan perubahan kelembaban udara akan sama dengan perbandingan perubahan tekanannya.

### 2.3 Suhu

Suhu merupakan ukuran energy kinetic dari partikel yang bergetar. Getaran partikel-partikel dalam suatu bahan tidaklah sama, sehingga memiliki energi kinetic yang berbeda-beda. Secara makroskopik, suhu suatu bahan akan teramati sebagai suhu rata-rata dari partikel-partikel penyusunnya. Pada dasarnya zat pada akan mengalami perubahan dimensi jika mengalami perubahan suhu. Zat padat akan mengalami pemuaian jika suhunya naik dan mengalami penyusutan jika suhunya turun.

Serat optik jika mengalami perubahan suhu akan mengalami perubahan dimensi jari-jari dan juga panjangnya. Serat optik memiliki koefisien ekspansi termal dan juga memiliki koefisien termo optik (*thermos-optik coefficient*). Koefisien termo optik merupakan faktor yang dapat mempengaruhi perubahan indeks bias serat jika mengalami perubahan suhu. Perubahan indeks bias inti dan kulit serat optik dinyatakan dengan persamaan berikut[10].

$$n_{(inti,kulit)_T} = n_{(inti,kulit)_o} + \xi n_{(inti,kulit)_o} \Delta T \quad (2.3)$$

Keterangan:

$n_{(inti,kulit)_T}$  : indeks bias inti dan kulit setelah perubahan suhu

$n_{(inti,kulit)_o}$  : indeks bias awal

$\xi n_{(inti,kulit)_o}$  : koefisien termo optik

$\Delta$  : perubahan suhu

### 2.4 Indeks Bias Udara

Indeks bias merupakan parameter optik yang penting dalam udara. Indeks bias menunjukkan tingkat kerapatan udara. Perambatan cahaya di udara dipengaruhi oleh indeks bias tersebut. Indeks bias udara bergantung pada suhu, kelembaban, tekanan, kandungan kimia dan panjang gelombang cahaya yang melewatinya. Sedangkan yang mempunyai pengaruh paling signifikan adalah kandungan kimia yaitu karbondioksida ( $\text{CO}_2$ )[11,12].

Edlen [11] menyatakan bahwa nilai indeks bias ( $n$ ) udara adalah hasil perkalian dua faktor, yaitu faktor disperse ( $K_\lambda$ ) dan faktor densitas atau kelembaban ( $D_{TP}$ ) dengan menggunakan persamaan sebagai berikut.

$$(n - 1)_{TP} = K_\lambda D_{TP} \quad (2.4)$$

Dengan  $(n - 1)_{TP}$  merupakan nilai indeks bias udara pada suhu  $T$  dan tekanan  $P$  lalu dikurangi satu. Faktor dispersi hanya bergantung pada panjang gelombang cahaya ( $\lambda$ ) sedangkan faktor densitas tidak bergantung pada panjang gelombang cahaya, tetapi bergantung pada suhu, kelembaban, tekanan, dan kandungan kimia.

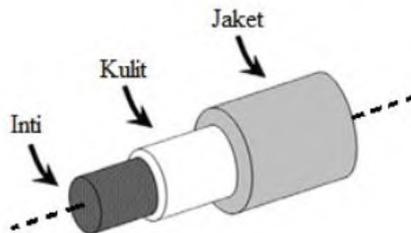
Edlen [11] menurunkan faktor densitas dari persamaan Lorentz dan persamaan keadaan gas, yaitu:

$$\frac{PV}{RT} = 1 - \varepsilon_T P \quad (2.5)$$

Dengan  $\varepsilon_T$  adalah konstanta dielektrik pada suhu  $T$ . kemudian nilai  $\frac{PV}{RT}$  dihitung untuk udara kering pada kondisi yang berbeda-beda. Persamaan faktor densitas yang diturunkan Edlen dinyatakan sebagai berikut :

## 2.5 Serat Optik

Serat optik merupakan suatu media transparan yang digunakan untuk mentransmisikan cahaya [13]. Secara umum, serat optik tersusun oleh tiga bagian yaitu, inti (*core*), kulit (*cladding*), jaket (*jaket*). Inti dan kulit dari serat optik terbuat dari material yang transparan, biasanya dari bahan kaca atau plastic. Inti merupakan lapisan utama dari serat optik dimana cahaya dapat merambat sedangkan kulit adalah lapisan pemantul atau penahan agar cahaya tetap merambat pada inti serat optik. Selain sebagai lapisan pemantul, kulit dari serat optik juga menjadi tempat perambatan sebagian kecil cahaya,. Sedangkan jaket adalah pelindung utama dari serat optik yang mengakibatkan kerusakan dari faktor eksternal atau mekanik. Penampang sebuah serat optik ditunjukkan pada gambar 2.2.

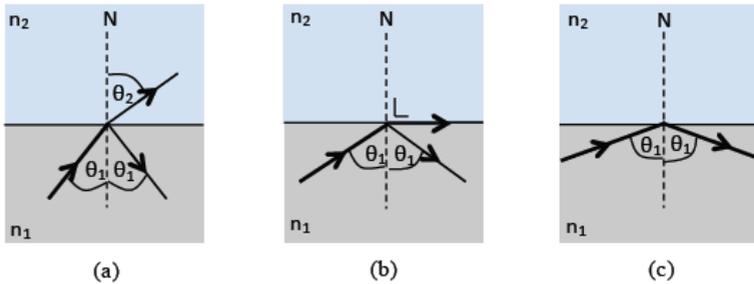


**Gambar 2.2** Lapisan penyusun serat optik [14].

Cahaya yang masuk ke dalam serat optik akan ditransmisikan secara baik jika terjadi pemantulan sempurna pada bidang batas antara inti dan kulit. Namun apabila cahaya tersebut dibiarkan dan memasuki kulit maka cahaya tersebut tidak ditransmisikan secara sempurna di dalam inti serat optik. Agar kulit serat optik berfungsi sebagai pemantul sempurna, maka indeks bias kulit harus lebih kecil dari pada indeks bias inti dari serat optik.

Pada gambar 2.3 menunjukkan bahwa peristiwa perambatan cahaya pada dua medium dengan indeks bias yang

berbeda. Medium satu dengan indeks bias  $n_1$  dan medium dua dengan indeks bias  $n_2$  dimana  $n_1 > n_2$ . Berkas cahaya tersebut akan mengalami pemantulan dan dapat mengalami pembiasan saat melalui bidang batas kedua medium tersebut. Gambar (a) merupakan cahaya dengan sudut datang,  $\theta_1 < \theta_c$  dan mengalami pemantulan dengan sudut pantul  $\theta_1$  dan pembiasan dengan sudut bias  $\theta_2$ . Sedangkan gambar (b) merupakan cahaya dengan sudut datang  $\theta_1 = \theta_c$  dan mengalami pemantulan dengan sudut pantul  $\theta_1$  dan pembiasan dengan sudut bias yang tegak lurus terhadap garis normal. Pada gambar (c), cahaya datang dengan sudut  $\theta_1 > \theta_c$  dan mengalami pemantulan sempurna.



**Gambar 2.3** Perambatan cahaya pada dua medium [14]

Pemantulan dan pembiasan cahaya dalam serat optik mengikuti Hukum Snellius. Hukum Snellius untuk pembiasan pada gambar 2.3 (a), yaitu:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$$

$$\sin \theta_1 = \frac{n_2}{n_1} \sin \theta_2 \quad (2.6)$$

Oleh karena  $n_1 > n_2$  maka  $\theta_2 > \theta_1$ . Jika diperbesar sampai diperoleh  $\theta_2 = 90$  maka sinar bias akan merambat melalui

bidang batas kedua medium, seperti yang ditunjukkan oleh gambar 2.3 (b). sudut datang sinar yang menghasilkan sudut bias sebesar 90 dinamakan sudut kritis ( $\theta_c$ )[14].

$$\sin \theta_1 = \frac{n_2}{n_1} \sin \theta_2$$

$$\sin \theta_c = \frac{n_2}{n_1} \sin 90^\circ$$

$$\sin \theta_c = \frac{n_2}{n_1}$$

$$\theta_c = \sin^{-1} \frac{n_2}{n_1} \quad (2.7)$$

Apabila sinar datang dengan sudut datang yang lebih besar dari sudut kritis, maka sinar tersebut akan mengalami pemantulan total (*total internal reflection*), seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.3 (c).

Serat optik terdiri dari beberapa jenis, yaitu serat optik *singlemode step index*, serat optik *multimode step index* dan serat optik *multimode graded index*. Serat optik *singlemode* hanya dapat dilalui oleh satu macam cahaya dan memiliki diameter inti yang kecil, sehingga menyebabkan cahaya yang merambat pada garis yang cenderung lurus. Serat optik *multimode* memiliki diameter inti yang lebih besar dan membawa lebih dari satu macam cahaya dengan frekuensi yang berbeda. Jika perbedaan indeks bias inti dan kulit dibuat perbedaan yang cukup besar, maka disebut serat optik *step index*, sedangkan jika perbedaan index bias inti dan kulit dibuat secara perlahan-lahan maka disebut serat optik *graded index* [14].

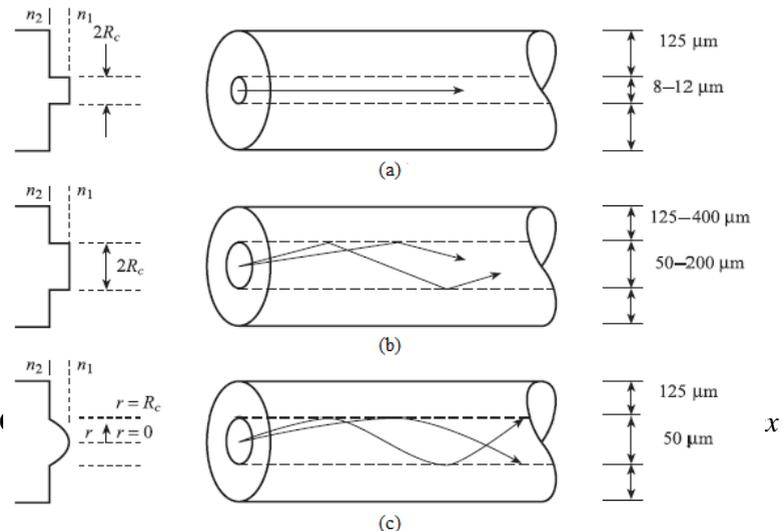
Pada gambar 2.4, terlihat bahwa serat optik jenis *singlemode step index* memiliki diameter inti yang paling kecil dibandingkan dengan serat optik jenis lainnya. Kondisi ini mengakibatkan serat optik jenis ini memiliki bandwidth yang

lebih lebar. Demikian juga untuk perbedaan indeks bias antara inti dan kulitnya, serat optik jenis *singlemode step index* memiliki perbedaan nilai indeks bias yang kecil sehingga mengakibatkan nilai *Numerical aperture*-nya menjadi kecil. *Numerical aperture* yang kecil membutuhkan tingkat presisi yang tinggi untuk penghubungannya[23].

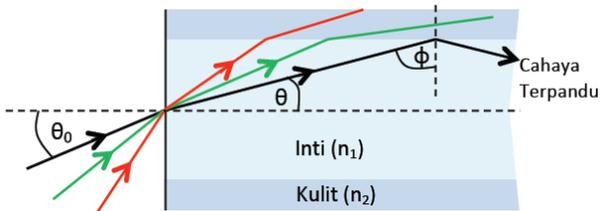
Sementara itu, serat optik jenis *multimode* memiliki diameter inti yang lebih besar dibandingkan dengan jenis *singlemode*. Serat optik jenis *multimode step index* memiliki diameter inti yang paling besar. Hal ini menyebabkan bandwidth serat optik jenis ini memiliki *bandwith* yang paling rendah dibandingkan dengan jenis serat optik lainnya. Namun pada aplikasinya, serat optik jenis *multimode* ideal digunakan untuk koneksi jarak dekat dan tidak membutuhkan *bandwith* yang terlalu besar[16].

**2.6 Numerical Aperture**

Numerical aperture (NA) merupakan parameter yang merepresentasikan sudut penerimaan maksimum dari serat optik dimana berkas cahaya masih bisa merambat di dalam inti



dari serat optik. Gambar 2.5 menunjukkan sudut penerimaan suatu serat optik. Berkas sinar mengalami pembiasan saat mengenai bidang batas antara inti dan kulit, sedangkan berkas sinar yang mengalami pemantulan sempurna. Dengan demikian, hanya berkas sinar hitam yang dapat terpandu oleh inti dari serat optik sedangkan kedua sinar lainnya akan terlepas.



**Gambar 2.5** Sudut penerimaan [22].

Berkas sinar hitam dapat terpandu pada inti serat optik disebabkan oleh besar sudut datangnya ( $\theta_o$ ) dari udara ke serat optik. Seperti yang telah didapatkan pada persamaan sebelumnya bahwa sinar yang dapat terpandu dalam inti serat optik adalah berkas sinar yang datang pada bidang batas antara inti dan kulit dengan sudut datang lebih besar atau sama dengan sudut kritis, yaitu  $\phi \geq \theta_c$  maka dari gambar 2.4 didapatkan :

$$\sin \phi \geq \frac{n_2}{n_1}$$

$$\cos \phi \geq \sqrt{1 - \left(\frac{n_2}{n_1}\right)^2} \quad (2.8)$$

$\theta_o$  adalah sudut datang sinar inti maka diperoleh

$$n_o \sin \theta_o = n_1 \sin \theta$$

$$n_o \sin \theta_o = n_1 \cos \phi \quad (2.9)$$

Jika persamaan (2.8) di substitusi ke persamaan (2.9), maka didapatkan:

$$\sin\theta \leq \frac{n_1}{n_o} \sqrt{1 - \left(\frac{n_2}{n_1}\right)^2}$$

Jika medium luar adalah udara, maka  $n_o = 1$  sehingga sudut penerimaan maksimumnya adalah :

$$\sin\theta_{maks} = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} = NA \quad (2.10)$$

Dari persamaan diatas, diketahui bahwa *Numerical aperture* bergantung pada indeks bias inti dan kulit dari serat optik. Semakin besar NA maka semakin besar sudut penerimaan maksimum sehingga semakin banyak jumlah cahaya yang dapat dipandu oleh serat optik. Akan tetapi sebanding dengan kenaikan NA akan menyebabkan lebar pita berkurang, dan rugi penyebaran serta penyerapan akan bertambah. Nilai *Numerical aperture* hanya digunakan untuk aplikasi transmisi jarak pendek dengan kecepatan rendah.

## 2.7 Rugi-rugi Daya

Rugi-rugi daya serat optik merupakan logaritma perbandingan daya masukan (*input*) dengan daya keluaran (*output*). Besarnya rugi-rugi (dB/Km) dinyatakan oleh persamaan berikut ini[23].

$$loss = -\frac{10}{L} \text{Log} \left( \frac{I}{I_0} \right) \quad (2.11)$$

Keterangan:

L = Panjang serat optik

I = Daya masukan (*Watt*)

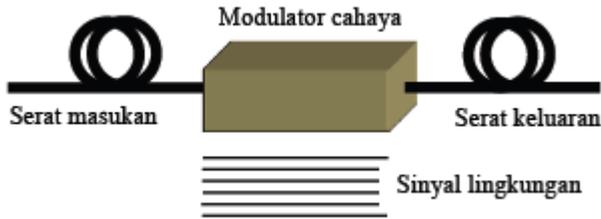
I<sub>0</sub> = Daya keluaran (*Watt*)

Rugi-rugi daya biasanya disebabkan oleh karena penyerapan (*absorpsi*) energi sinyal oleh bahan, efek hamburan (*scattering*) dan pengaruh radiasi. Semakin besar rugi-rugi daya, berarti semakin sedikit cahaya yang dapat mencapai detektor, dengan demikian semakin pendek kemungkinan jarak jangkauan antar pengulang.

## **2.8 Sensor Serat Optik**

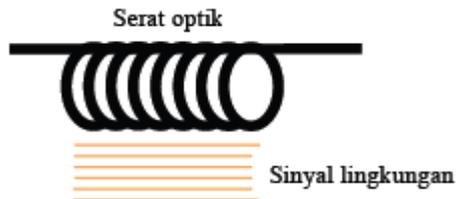
Sensor merupakan alat yang dapat menerima stimulus dan memberikan respon dengan sinyal listrik. Sensor akan mengukur jumlah, sifat, atau kondisi yang diukur dan diubah ke dalam besaran listrik[16]. Pada pengukuran pernapasan, maka stimulusnya adalah parameter-parameter yang mengalami perubahan pada udara pernapasan pada manusia, misalnya adalah perubahan parameter kelembaban, suhu, tekanan dan kandungan gas CO<sub>2</sub>. Perubahan parameter yang diukur akan menghasilkan perubahan sinyal listrik yang dikeluarkan oleh sensor. Sinyal listrik yang dimaksud dapat berupa tegangan listrik, arus listrik, atau muatan listrik. Sinyal listrik tersebut dapat dinyatakan dalam bentuk amplitude, frekuensi, fasa, atau kode digital. Dengan demikian, sebuah sensor memiliki sifat-sifat input dan output yang bermacam-macam[16].

Sensor serat optik sering dikelompokkan menjadi dua kelompok dasar, yaitu sensor serat optik intristik dan serat optik ekstrinsik. Sensor serat optik ekstrinsik menggunakan modulator cahaya yang responsif terhadap perubahan kondisi lingkungan. Berkas cahaya yang melewati serat optik akan terganggu oleh modulator sehingga cahaya yang keluar dari serat optik akan tereduksi atau bahkan bertambah intensitasnya. Karakteristik sensor serat optik ekstrinsik ditunjukkan pada gambar 2.6



**Gambar 2.6** Sensor serat optik ekstrinsik [17].

Sensor serat optik intrinsik yaitu sensor serat optik yang bergantung pada perambatan cahaya yang termodulasi dalam serat optik oleh karena efek lingkungan, baik secara langsung maupun melalui perubahan panjang lintasan optik yang terinduksi oleh lingkungan. Cahaya yang termodulasi dalam serat optik misalnya disebabkan adanya perubahan jari-jari lekukan serat optik, atau perubahan struktur kulit serat optik. Karakteristik sensor serat intristik ditunjukkan pada gambar 2.7

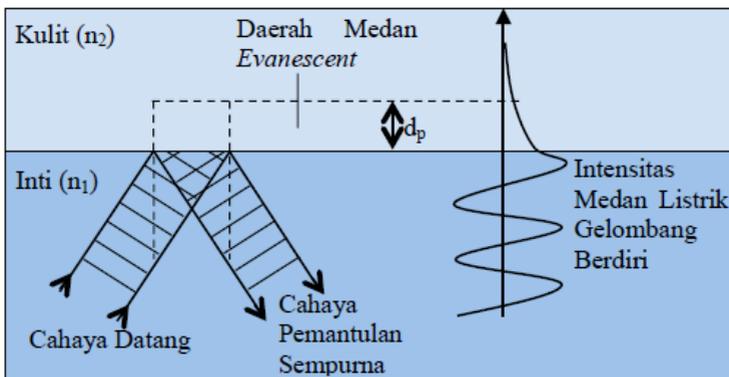


**Gambar 2.7** Sensor serat optik intrinsik [17]

## 2.9 Sensor Serap Napas Berbasis Serat Optik

Sensor serat napas berbasis serat optik dengan mengukur kelembaban didasarkan pada fenomena absorpsi medan *evanescent* (*evanescent field*) yang menembus masuk ke dalam kulit serat optik. Gambar 2.8 menunjukkan proses terjadinya

medan evanescent dalam serat optik. Medan evanescent timbul bermula dari adanya pemantulan sempurna pada bidang batas inti dengan kulit serat optik. Cahaya datang dan cahaya pantul pada peristiwa pemantulan sempurna pada bidang batas inti dengan kulit serat optik. Cahaya datang dan cahaya pantul pada peristiwa pemantulan sempurna tersebut kemudian mengalami interferensi. Dari interferensi tersebut kemudian terjadi gelombang berdiri pada setiap titik terjadinya pemantulan sempurna. Gelombang berdiri tersebut merambat pada inti serat optik dan menembus masuk ke kulit.



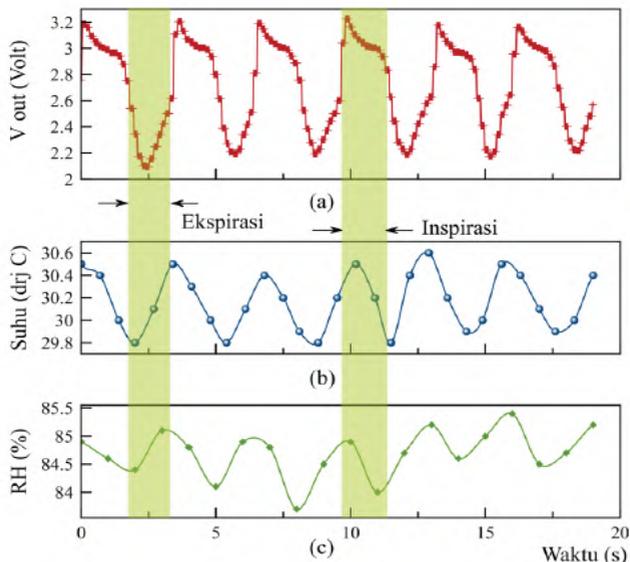
**Gambar. 2.8** Terjadinya medan evanescent[18].

## 2.10. Perubahan Parameter Fisis Udara Pernapasan

Wayan [6] melakukan pengukuran parameter fisis udara pernapasan untuk suhu, kelembaban relative, dan tekanan. Suhu diukur menggunakan termokopel yang dipasang pada masker sedangkan KR dan tekanan diukur berturut-turut menggunakan SHT11 dan barometer yang juga dipasang pada masker. Udara pernapasan yang diukur adalah udara pernapasan biasa. Hasil pengukuran ditunjukkan pada Gambar 2.9 udara pernapasan terhadap suhu, KR dan tekanan.

Pada hasil pengujian menunjukkan bahwa suhu dan KR mengalami perubahan sedangkan tekanan tidak mengalami

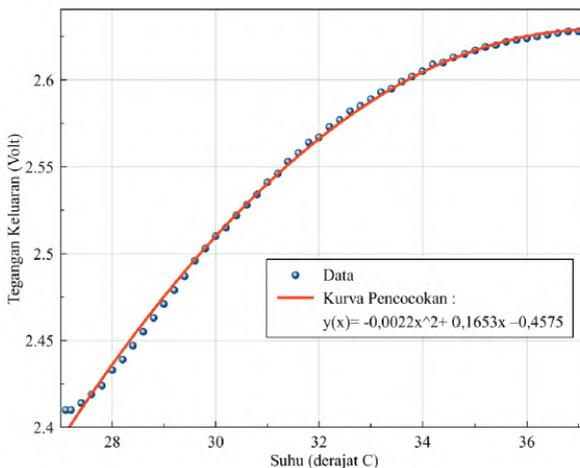
perubahan pada udara pernapasan biasa. Hasil pengukuran suhu pada Gambar 2.9 menunjukkan bahwa suhu udara saat ekspirasi mengalami peningkatan dan saat inspirasi mengalami penurunan. Hal ini karena udara saat ekspirasi berasal dari dalam tubuh yang suhunya lebih tinggi dari lingkungan. Suhu minimum saat inspirasi adalah  $29.8\text{ }^{\circ}\text{C}$  sedangkan suhu maksimum saat ekspirasi adalah  $30.6\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Hasil Kelembaban relatif (KR) menunjukkan bahwa KR saat ekspirasi mengalami peningkatan dan saat inspirasi mengalami penurunan. Selain suhunya lebih tinggi, udara saat ekspirasi juga lebih lembab sehingga KR-nya meningkat. KR minimum saat inspirasi yang diperoleh dari hasil pengukuran adalah  $83.7\%$  sedangkan KR maksimum saat ekspirasi adalah  $85.4\%$ . Sementara itu, dengan alat barometer yang nilai skala terkecilnya  $0.1\text{ KPa}$  menghasilkan pengukuran tekanan yang tidak berubah,  $100.3\text{ KPa}$  [6].



**Gambar 2.9** Hasil Pengukuran Parameter Fisis Udara  
(a)Suhu, (b) KR dan (c) Tekanan [6]

### 2.10.1. Pengujian Suhu

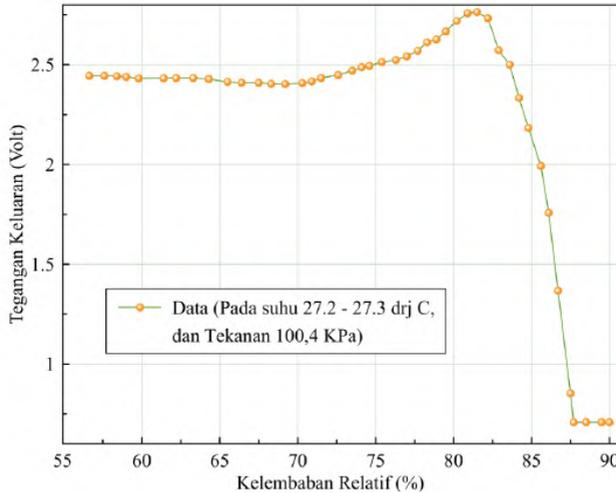
Pengujian pengaruh suhu dilakukan dengan memvariasikan suhu udara di dalam ruang uji menggunakan elemen pemanas. Pada saat yang sama kelembaban udara dijaga agar tetap konstan dengan cara mengatur pelembab. Data hasil pengujian yang dilakukan oleh Wayan [6] terhadap tegangan keluaran sensor ditunjukkan oleh Gambar 2.11. dari grafik tersebut tampak bahwa tegangan keluaran sensor mengalami kenaikan saat suhu udara dinaikkan. Kurva pencocokan pengaruh suhu terhadap keluaran sensor didekati dengan menggunakan persamaan parabola, yaitu  $y(x) = -0,0022x^2 + 0,1653x - 0,4575$  dengan  $y$  adalah keluaran sensor (volt) dan  $x$  adalah suhu ( $^{\circ}\text{C}$ ). Jangkauan untuk  $x$  adalah  $27,2 - 37^{\circ}\text{C}$  dan jangkauan untuk  $y$  dari  $2,410 - 2,660$  Volt. Sensitivitas sensor ( $b$ ) merupakan kemiringan dari kurva dan nilainya bergantung pada  $x$ . persamaan sensitivitas diperoleh dengan mendiferensialkan persamaan kurva pencocokan, diperoleh  $b(x) = -0,00044x + 0,1653$ . Semakin besar  $x$ , sensitivitas sensor menjadi semakin kecil [6].



**Gambar 2.10** Pengaruh suhu pada keluaran sensor pada rentang KR 67,0 – 71,3% [6]

### 2.10.2. Pengujian Kelembaban

Pengujian pengaruh kelembaban dilakukan dengan bervariasikan KR udara di dalam ruagn uji menggunakan pelembab. Pada saat yang sama suhunya dijaga agar tetap konstan. Variasi KR dimulai dari KR kamar samapai dengan 90%.

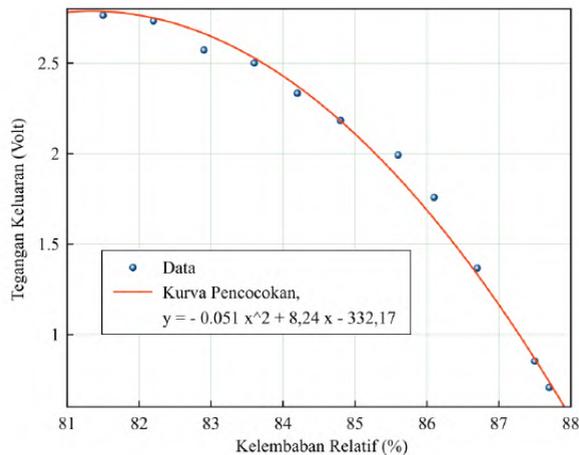


**Gambar 2.11** Pengaruh KR terhadap keluaran sensor [6]

Respon sensor terhadap perubahan kelembaban udara ditunjukkan pada gambar 2.12. keluaran sensor tidak mengalami perubahan secara signifikan terhadap perubahan KR pada rentang 56,7 – 72,6%. Keluaran sensor tidak mengalami perubahan. Pada daerah KR 72,6 – 81,5% diperoleh keluaran sensor yang meningkat cukup signifikan pada tegangan sensor. Kenaikan tegangan keluaran sensor pada daerah KR  $\leq$  81,5% disebabkan terjadinya penurunan indeks bias udara yang melingkupi serat optik. Berlawanan dengan hasil KR  $>$  81,5% tegangan

keluaran sensor turun secara drastis sampai pada KR 87,7%. Penurunan keluaran sensor secara drastis ini mengindikasikan adanya kenaikan indeks bias lingkungan yang melingkupi probe sensor. Pada rentang KR ini uap air mengalami pengembangan sehingga menjadi titik-titik air yang menutupi permukaan probe sensor. Seperti diketahui bahwa secara umum indeks bias air lebih besar dari indeks bias udara maka peralihan nilai indeks bias ini mengakibatkan turunnya keluaran sensor secara drastis.

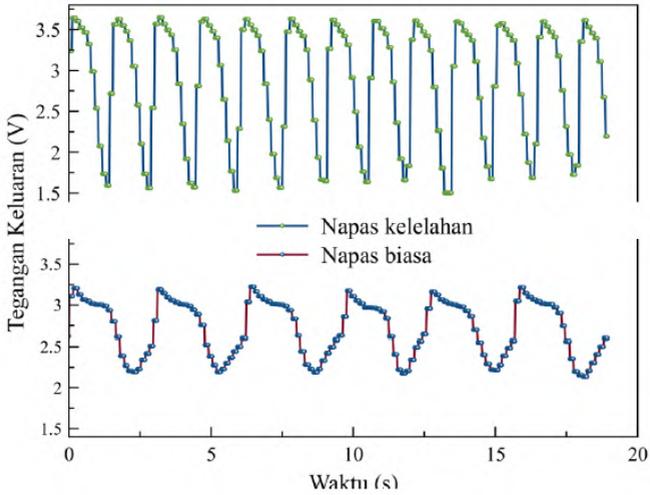
Kurva pencocokan pengaruh KR terhadap keluaran sensor pada rentang tersebut didekati dengan persamaan parabola, yaitu dengan persamaan  $y(x) = -0,051x^2 + 8,24x - 332,17$  dengan  $y$  adalah keluaran sensor, dan  $x$  adalah KR. Sementara itu sensitivitas sensor dalam rentang tersebut,  $(b)$  meruapak fungsi dalam  $x$  yaitu  $b(x) = -0,102x + 8,24$  [6].



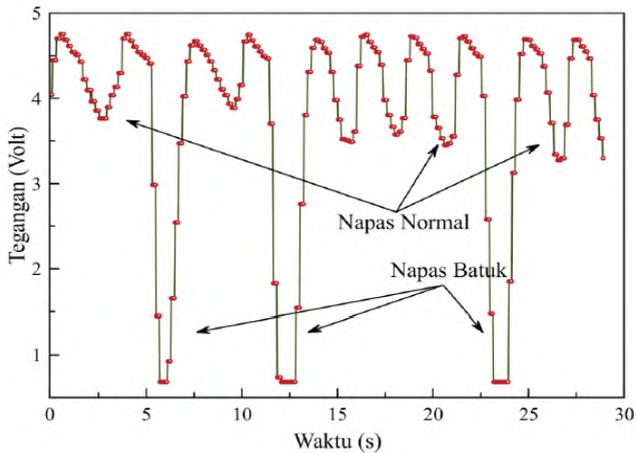
**Gambar 2.12** Kurva pencocokan keluaran sensor 1 untuk KR81,7 – 87,7 [6]

Sedangkan hasil pengujian pernapasan yang dilakukan oleh Wayan [6] ditunjukkan pada gambar 2.13 untuk pernapasan dalam kondisi biasa dan kelelahan. Sedangkan untuk pernapasan dalam kondisi batuk ditunjukkan pada gambar 2.14

Gambar 2.13 Pola Sinyal Pernapasan biasa dan



kelelahan [6]



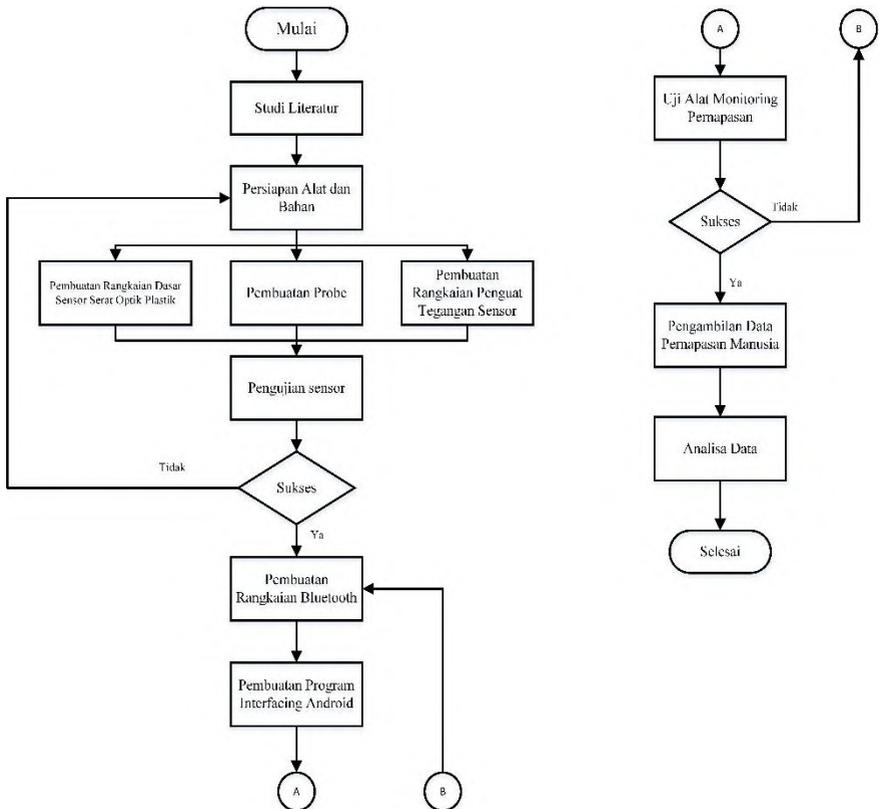
Gambar 2.10 Pola Sinyal pernapasan Batuk [6]

### BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini berisi tentang metodologi penelitian yang terdiri dari langkah-langkah yang dilakukan dari awal hingga akhir untuk tercapainya tujuan tugas akhir ini.

#### 3.1 Langkah-Langkah Penelitian

Dalam mengerjakan penelitian ini terbagi menjadi beberapa bagian. Perutama adalah pembuatan rangkaian dasar sensor serat optik plastic dan pengujian sensor terhadap pernapasan manusia.



Gambar 3.1. Flowchart pembuatan alat

### 3.2 Study Literatur

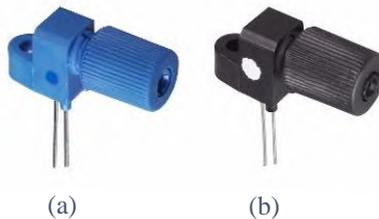
Dalam pengerjaan tugas akhir ini dimulai dengan studi literature. Studi literature merupakan kegiatan yang dilakukan untuk mempelajari prinsip dasar serat optik plastik, pengaruh udara pernapasan manusia yang dikeluarkan dari dalam tubuh terhadap inti serat optik plastik. Literatur yang digunakan antara lain, buku, jurnal penelitian, artikel ilmiah, disertasi, tesis serta laporan tugas akhir yang membahas mengenai serat optik plastik.

### 3.3 Alat dan Bahan Penelitian

Alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini dibagi menjadi tiga macam, yaitu alat dan bahan yang digunakan untuk membuat probe sensor napas dan rangkaian dasar sensor, rangkaian penguat tegangan, dan rangkaian antarmuka.

Alat yang digunakan untuk membuat probe sensor napas dan rangkaian dasar yaitu.

1. POF *multimode step index* dengan diameter 1 mm, produk dari *industrial fiber optik*. (30 cm).
2. *Infrared LED* jenis IF-E91A, produk dari *industrial fiber optic* (1 buah).
3. Fototransistor jenis IF-D92, produk dari *industrial fiber optic* (1 buah).
4. Silet/pemotong serat optik plastic (secukupnya).
5. Masker *Nebulizer* (1 buah).
6. PCB *dot matrix* (.2 lembar).
7. Resistor 1k
8. Kawat timah.
9. Solder timah.
10. *Switching power* 5V (1 buah).
11. Konektor (secukupnya).
12. *Multimeter digital*.
13. Kaca akrilik (secukupnya).



**Gambar 3.2** Sumber cahaya Sensor (a) *Photodiode*, (b) *Photodetector*

Alat dan bahan yang digunakan untuk membuat rangkaian antarmuka dan Arduino , yaitu:

1. Arduino Uno (1 buah).
2. Kabel konektor (secukupnya).
3. Battery 9 V (1 buah).
4. Bluetooth HC-05 (1 buah).
5. Resistor 2k (1 buah).
6. Resistor 1 k (1 buah).
7. Handphone android (1 buah).
8. *Pin header* (secukupnya).

### 3.4 Prosedur Kerja

Prosedur kerja pada penelitian ini dibagi menjadi tiga macam, yaitu pembuatan probe sensor napas berbasis serat optik plastic, pembuatan rangkaian penguat, dan pembuatan rangkaian antarmuka. Uraian dari masing-masing prosedur yaitu seperti dibawah ini.

#### 3.4.1. Pembuatan Probe Sensor

Probe sensor diperlukan untuk mendeteksi udara pernapasan manusia. Pada sensor napas yang akan dibuat, dilakukan proses penghilangan (*removal*) pada jaket dan *cladding* dari serat optik plastik. Hal ini

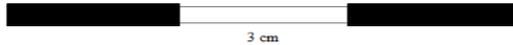
bertujuan untuk membuat sensor lebih sensitif terhadap perubahan fisis yang akan berhubungan langsung dengan inti serat optik plastik.

Prinsip yang digunakan untuk membuat serat optik plastik menjadi sebuah sensor yang dapat mengukur pernapasan manusia adalah dengan mengelupas selubung serat optik (*jacket*) pada daerah sensitif. Dimana perubahan nilai dari pernapasan mempunyai hubungan dengan perubahan indeks bias, suhu dan kelembaban.

Menurut Rebecca J. Barlet (2000) untuk melakukan pengelupasan selubung pada serat optik plastik dapat digunakan dua metode, yaitu secara mekanik dilakukan dengan cara menggosok serat optik dengan menggunakan polishing fiber secara hati-hati. Namun terdapat kelemahan yaitu adanya kemungkinan ketidakrataan dalam proses pengelupasan *cladding* pada serat optik plastik. Pengelupasan secara kimia dilakukan dengan menggunakan larutan aseton. Berikut adalah langkah-langkah pengelupasan selubung yang dilakukan, yaitu :

1. Serat optik dipotong dengan panjang 13 cm menggunakan pemotong serat optik.
2. Jaket pelindung dari serat optik dikupas dengan menggunakan silet serat optik.
3. Jepit ujung-ujung serat pada suatu pemegang sehingga kondisinya tergantung.
4. Letakkan tisu berukuran 2 x 5 cm pada bagian yang ingin dikelupas dengan cara digantung.
5. Teteskan 5 tetes aseton pada tisu dan seketika dengan cepat putar tisu dan gesr pada seluruh daerah yang akan dikelupas dengan gerakan satu arah.

6. Setelah 10 detik, kemudian teteskan alkohol untuk mengangkat kotoran yang masih menempel pada inti serat optik.
7. Serat optik dikeringkan dengan menggunakan tisu kering.



**Gambar 3.3** Desain Probe Sensor Serat Optik Plastik

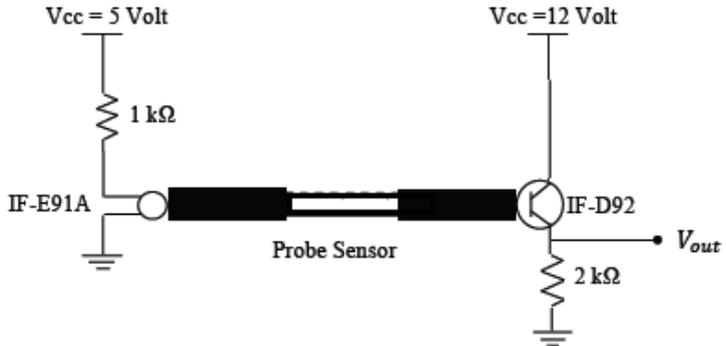
#### **3.4.2. Pembuatan Rangkaian Dasar Sensor**

Rangkaian dasar sensor merupakan rangkaian yang menghubungkan sumber cahaya dan detector dengan probe sensor. Rangkaian dasar sensor ditunjukkan oleh gambar 3.4 dibawah. Sumber cahaya yang digunakan adalah LED inframerah IF-E91A, dihubungkan ke salah satu ujung probe sensor. Detector cahaya yang digunakan adalah fototransistor IF-D92, dan dihubungkan pada ujung probe sensor yang lainnya. Penggunaan LED infrared dan fototransistor bertujuan untuk mencegah pengaruh cahaya luar yang dapat mengganggu kinerja sensor saat bekerja.

Pada gambar 3.4 rangkaian LED inframerah Photodiode dialiri arus sebesar 5 mA. Tegangan keluaran asli sensor ( $V_{out}$ ) merupakan hasil dari pembagi tegangan antara hambatan  $2\text{ K}\Omega$  dengan hambatan fototransistor. Nilai hambatan fototransistor bergantung pada intensitas cahaya yang diterimanya. Semakin besar intensitas cahaya yang diterima kaki basis fototransistor maka semakin kecil hambatan fototransistor tersebut. Jika hambatan fototransistor kecil maka  $V_{out}$  menjadi semakin besar, sesuai dengan persamaan :

$$V_{out} = \frac{R_B}{R_B + R_f} V_{CC} \quad (3.1)$$

Dengan  $R_B = 2 \text{ K}\Omega$ , dan  $R_f$  adalah hambatan fototransistor.



**Gambar 3.4.** Rangkaian Dasar Sensor

### 3.4.3. Android

Android adalah sebuah sistem operasi untuk perangkat *mobile* yang mencakup sistem operasi, *middleware* dan aplikasi. Android menyediakan platform terbuka bagi para pengembang untuk menciptakan aplikasi. Awalnya, Google Inc. membeli Android Inc yang merupakan pendatang baru pembuat perangkat lunak untuk ponsel/*smartphone* dengan membentuk *Open Handset Alliance* (OHA). Pada saat perilis perdana Android pada 5 November 2007, Android bersama OHA menyatakan mendukung pengembangan *Open Source* pada perangkat *mobile*.

Android berjalan di dalam *Dalvik Virtual Machine* (DVM) bukan pada Java Virtual Machine. *Virtual machine* yang digunakan pada android digunakan untuk memastikan beberapa fitur Android agar berjalan lebih efisien pada perangkat *mobile*. DVM adalah *register bases*, semua hardware berbasis

Android dijalankan dengan menggunakan virtual machine untuk mengeksekusi aplikasi.

Dalam android terdapat android SDK (*software development Kit*) yang merupakan tools API (*Application Programming Interface*) dipergunakan untuk mulai mengembangkan aplikasi pada platform android menggunakan Bahasa Java. Beberapa fitur yang paling penting dalam SDK antara lain :

- Framework, aplikasi yang mendukung penggantian komponen dan reusable.
- Mesin virtual Dalvik dioptimalkan untuk perangkat mobile.
- Integrated Browser berdasarkan engine open source webkit
- Grafis yang dioptimalkan dan didukung oleh libraris 2D, grafis 3D berdasarkan spesifikasi open gl ES 1.0
- SQLite untuk penyimpanan data.
- Media support yang mendukung audio, video, dan gambar (MPEG4, H,264, MP3, AAC, AMR, JPG, PNG, GIF), GSM *telephony* (tergantung hardware)
- Bluetooth, EDGE, 3G, dan Wifi (tergantung Hardware)
- Kamera, GPS, Kompas dan accelerometer (tergantung hardware).

ADK (*Android development tools*)

ADK adalah plugin yang di desain untuk IDE Eclipse yang memberikan kemudahan dalam aplikasi android menggunakan IDE Eclipse. Dengan ADT pengguna dapat melakukan pembuatan package android (.apk) yang digunakan untuk distribusi aplikasi android yang pengguna buat. Semakin tinggi platform android yang digunakan, sebaiknya menggunakan ADT yang terbaru, karena biasanya

muncul platform baru yang diikuti oleh munculnya versi ADT baru.



**Gambar 3.5** Logo Android

#### **3.4.4. Bluetooth HC-05**

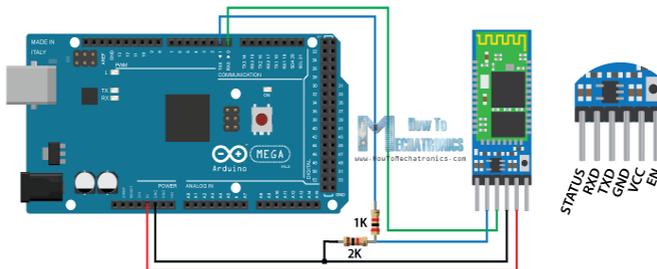
HC-05 merupakan modul Bluetooth SPP (*serial Port Protocol*) yang digunakan untuk komunikasi serial wireless (*nirkabel*) pada gelombang radio dengan frekwensi 2.4 GHz dengan pilihan koneksi sebagai slave atau sebagai master. Modul Bluetooth HC-05 ini menggunakan interface serial RXD, TXD, VCC dan GND yang dilengkapi dengan LED sebagai indikator koneksi Bluetooth.

Modul HC-05 membutuhkan tegangan masukan antara 3.6 – 6 V agar dapat difungsikan sebagai pengirim data dari sensor menuju android melalui berbagai macam mikrokontroler. Jarak jangkauan HC-05 untuk dapat berkomunikasi dengan efektif adalah 10 meter.



**Gambar 3.6.** Modul Bluetooth HC-05

Pada gambar 3.7 menunjukkan bahwa modul Bluetooth memperoleh sumber dengan rentang antara 3.6 – 6 V dari arduino. Dalam gambar skematik tersebut input yang digunakan adalah sebesar 5V dari modul Arduino UNO, selain itu terdapat rangkaian tegangan pembagi dengan menggunakan resistor dengan nilai resistansi 2 K $\Omega$  dan 1 K $\Omega$  yang terhubung ke TX dan RX pada modul Bluetooth. Hal ini dimaksudkan agar Bluetooth mempunyai waktu hidup (*life time*) yang lebih lama dan menjaga agar komponen modul tidak terbakar.



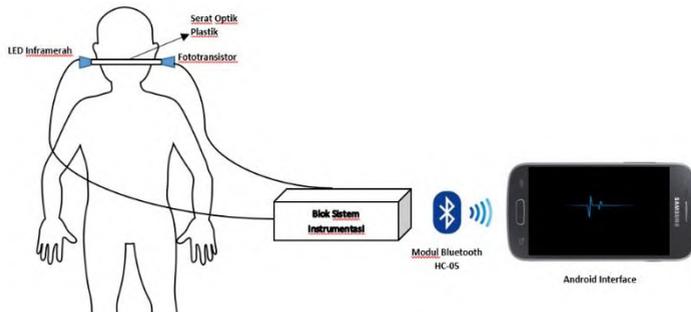
**Gambar 3.7.** Skematik rangkaian Modul HC-05

#### 3.4.5. Pengujian Untuk Mendeteksi Pernapasan

Pengujian probe sensor 1 untuk mendeteksi pernapasan dilakukan pada tiga keadaan pernapasan, yaitu pernapasan biasa dan pernapasan dalam keadaan kelelahan. Pernapasan biasa merupakan pernapasan seseorang dimana seseorang berada dalam kondisi relaksasi atau istirahat. Keadaan kelelahan yaitu keadaan pernapasan seseorang setelah melakukan aktifitas fisik, yaitu berlari selama 5 menit. Kemudian hasil pengujian sensor digunakan untuk mengukur sinyal pernapasan yang diperoleh untuk dilihat hasil

pernapasannya melalui data grafik secara *real time*. Dari hasil pengujian ini akan dianalisis bagaimana pengaruh pernapasan seseorang pada dua keadaan yang berbeda terhadap keluaran sensor napas.

Probe sensor yang akan diuji, ditempatkan pada masker nebulizer lalu menghubungkan blok-blok rangkaian instrumentasi satu dengan yang lain. Pada pengujian ini akuisisi data dilakukan oleh Arduino dan hasilnya akan ditampilkan ke dalam android. Masker yang telah disisipi probe sensor lalu dipasangkan ke wajah seseorang dimana peletakan probe sensor berada tepat di depan hidung. Perangkaian blok-blok instrumentasi untuk pengujian ini dimulai dari menghubungkan catu daya, sumber cahaya (LED inframerah), fotodetektor (fototransistor), rangkaian pengkondisi tegangan, rangkaian Bluetooth, dan handphone android. Setelah itu diamati keadaan pernapasannya.



**Gambar 3.8.** Rangkaian Pengujian sensor napas

### 3.5. Akuisisi Data

Ketika terjadi perubahan indeks bias inti ( $n_1$ ) dan atau kulit sensor serat optik ( $n_2$ ) yang disebabkan oleh suhu dan atau kelembaban udara yang melingkupi sensor maka terjadi

perubahan medan *evanescent* yang terpadu pada serat optik. Perubahan medan *evanescent* mengakibatkan intensitas cahaya yang ditangkap fototransistor. Akhirnya, perubahan intensitas cahaya tersebut mengubah hambatan fototransistor ( $R_f$ ) dan menghasilkan perubahan tegangan keluaran ( $V_{out}$ ).  $V_{out}$  ini kemudian diintegrasikan dengan Bluetooth melalui Arduino lalu ditampilkan kedalam android secara *real time*.

### 3.5.1. Arduino Uno

Arduino uno adalah Arduino board yang menggunakan mikrokontroler ATmega328. Arduino memiliki 14 pin digital (6 pin dapat digunakan sebagai output PWM), 6 output aalaog, 16 MHz osilator Kristal, sebuah koneksi USB, sebuah konektor sumber tegangan, sebuah header ICSP, dan sebuah tombol reset. Arduino Uno memuat segala hal yang dibutuhkan untuk mendukung sebuah mikrokontroler. Hanya dengan menghubungkan ke sebuah komputer melalui USB atau memberikan tegangan DC dari baterai atau adaptor AC ke DC. Arduino Uno menggunakan chip ATmega16U2 yang diprogram sebagai *USB-to-serial converter* untuk komunikasi serial ke komputer melalui port USB.



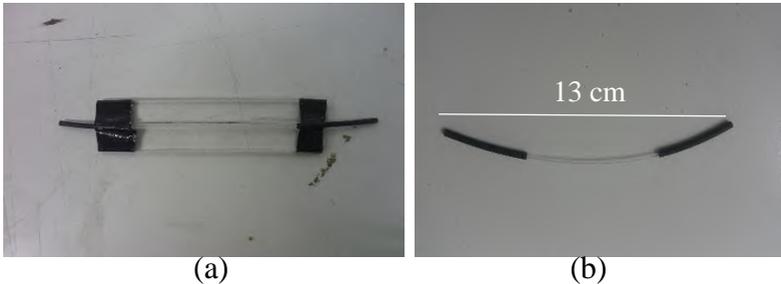
**Gambar 3.9.** Arduino Uno

*(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)*

## BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

### 7.1. Pembuatan Probe Sensor

Probe sensor napas dibuat dengan menggunakan serat optik plastik jenis *multimode step index* yang diproduksi oleh *industrial fibre optics*. Diameter yang dimiliki oleh inti (*core*) serat optik tersebut adalah 0,98 mm dan ketebalan kulit (*cladding*) 0,02 mm. Sensor serat optik plastik dipotong dengan panjang 13 cm dan panjang kupasan untuk sensor adalah 5 cm. Setelah sensor serat optik plastik dipotong, kemudian serat dikupas bagian *jacket* dengan menggunakan silet pada daerah yang berada di depan hidung atau keluarnya udara saat ekspirasi, sedangkan pengelupasan kulitnya (*cladding*) dilakukan dengan menggunakan cairan aseton dan alkohol.



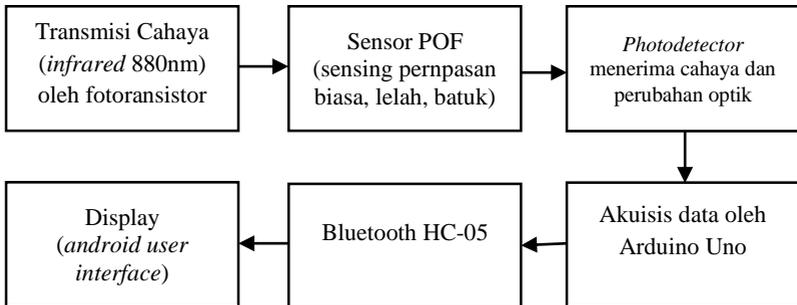
**Gambar 4.1** (a) Probe sensor (b) sensor optik plastik tanpa *cladding*.

Probe sensor yang telah dibuat kemudian dibentuk menjadi lurus. Untuk meluruskannya, probe sensor diletakkan pada pengerat dengan isolasi, seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 4.3 (a). Seluruh bagian permukaan probe yang terkelupas kulitnya diusahakan agar tidak menyentuh permukaan pengerat supaya terlindungi oleh udara

disekitarnya. Dengan begitu, yang menjadi kulit dari sensor adalah udara.

Hasil pengujian keluaran asli probe sensor menunjukkan bahwa probe sensor menghasilkan tegangan keluaran asli yang cukup stabil. Keluaran asli merupakan tegangan yang keluar dari rangkaian dasar sensor. Setelah diukur dengan multimeter, diperoleh tegangan keluaran asli probe sensor adalah 2.584 Volt.

## 7.2. Pembuatan Sistem Instrumentasi



**Gambar 4.2** Blok diagram sistem

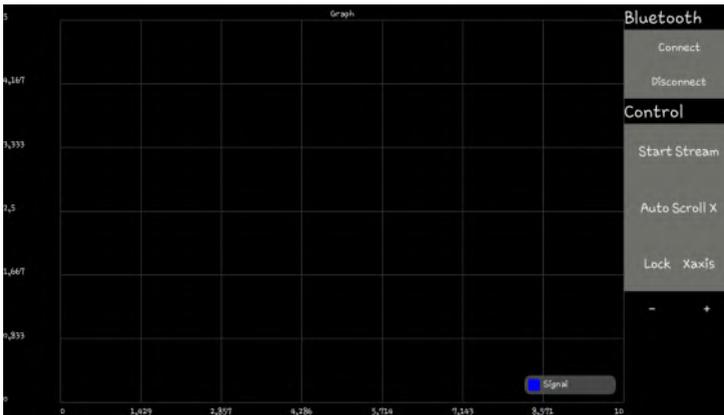
Telah dibuat sistem instrumentasi yang digunakan untuk memantau/mendeteksi adanya sinyal pernapasan manusia yang terdiri dari beberapa rangkaian dan komponen elektronika, yaitu *power supply/switching power* yang digunakan sebagai catu daya bagi rangkaian agar dapat bekerja, rangkaian dasar sensor diperlukan untuk mengaktifasi photodiode dan phototransistor, hasil keluaran dari fototransistor kemudian akan dihubungkan dengan Arduino Uno untuk melakukan komunikasi data melalui modul Bluetooth HC-05 yang selanjutnya akan ditampilkan kedalam *handphone* android dengan Operating System jelly bean 4.4.2.

Prinsip kerja dari sistem sesuai dengan Gambar 4.2 adalah cahaya *infrared* dengan panjang gelombang 880 nm ditransmisi oleh fototransistor, sinar *infrared* akan melewati serat optik sebagai sensor yang telah dimodifikasi seperti pada gambar 4.1, sensor akan mengalami perubahan optik saat terjadi proses pernapasan. Keluaran sensor akan ditangkap oleh fotodetektor yang mempunyai keluaran berupa tegangan. Hasil keluaran dari fotodetektor akan di masukkan ke dalam *board* Arduino Uno untuk ditransmisikan dengan gelombang radio sebesar 2.4 GHz melalui modul Bluetooth HC-05. Selanjutnya adalah koneksi modul Bluetooth HC-05 dengan *android user interface* yang telah dibuat aplikasinya akan memungkinkan aktivitas *monitoring* dalam handphone android. Keluaran grafik berupa tegangan akan sesuai dengan pola pernapasan manusia dengan tiga macam pernapasan yaitu pernapasan biasa, pernapasan disertai batuk, dan pernapasan dalam kondisi kelelahan.

Secara umum, sistem instrumentasi memiliki kemampuan yang cukup baik dalam beroperasi. Rangkaian sensor merupakan rangkaian pembagi tegangan yang diberi input daya sebesar 5 V. Fototransistor bersifat sebagai resistor yang nilai resistansinya bergantung pada intensitas cahaya yang mengenai basis kakinya. Rangkaian mikrokontroler yang mengaplikasikan Arduino Uno digunakan untuk akuisi data dari keluaran sensor ke sinyal input analog (A0). Selain itu Arduino digunakan untuk mengaktifkan rangkaian Bluetooth HC-05 agar dapat menstranmisi data ke *handphone* android. Arduino pada umumnya menggunakan clock sebesar 16 MHz, sehingga dibutuhkan sebuah *prescaler*. Besar *prescaler* yang dibutuhkan 128 sehingga kecepatan ADC adalah 125 KHz. Sedangkan sampel yang dapat dikonversi oleh ADC adalah sebesar 9.6 kSa/s (kilo sampel per detik).

Hasil dari akuisisi data oleh Arduino lalu ditampilkan pada tampilan handphone berbasis android menggunakan

komunikasi bluetooth. Bluetooth HC-05 mampu mentransmisi data 3 Mbps dengan memanfaatkan gelombang radio sebesar 2.4 GHz yang mampu mengirim data 2 -3 kali lebih cepat. Tampilan android ini menampilkan nilai tegangan yang diterima oleh sensor secara *real time*. Data yang ditampilkan berupa grafik. Sumbu vertikal adalah grafik tegangan yang dikeluarkan rangkaian dasar sensor.



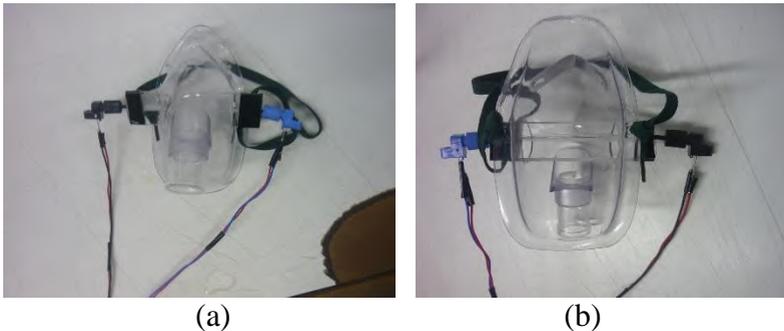
**Gambar 4.3** Tampilan hasil akuisisi data

### 7.3. Pengujian Sensor untuk Memantau Sinyal Pernapasan

Setelah mengetahui respon Sensor terhadap pernapasan, kemudian dilakukan pengujian untuk mendeteksi sinyal pernapasan manusia. Hasil pengujian Sensor kemudian diamati dengan menggunakan aplikasi android untuk memantau sinyal pernapasan di handphone android yang telah disediakan. Tujuan dari pengamatan tersebut adalah untuk mengetahui hasil dari pernapasan manusia dalam keadaan normal, keadaan kelelahan dan keadaan batuk.

Sebelum dilakukan pengujian, probe sensor ditempatkan pada masker sedemikian rupa sehingga posisinya

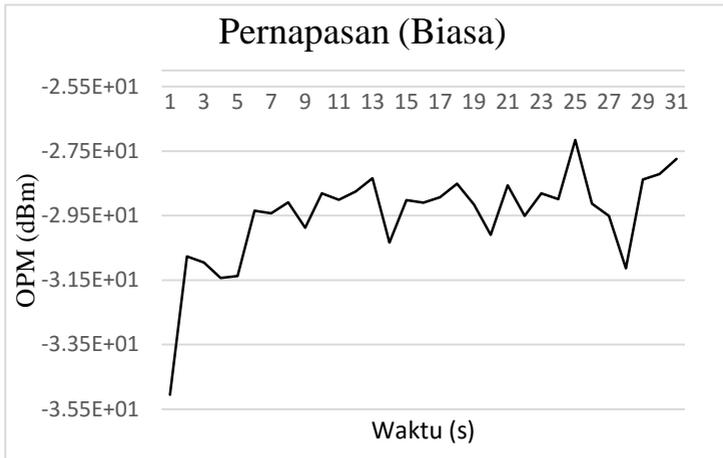
mendatar dan berada pada jarak 2 cm di depan lubang hidung. Masker yang digunakan adalah masker oksigen (nebulizer) yang tersedia di apotek-apotek. Masker tersebut dimodifikasi supaya dapat menampung probe sensor napas. Probe sensor yang ditempatkan pada masker ditunjukkan oleh Gambar 4.4.



**Gambar 4.4** Sensor Pernapasan, (a) tampak depan, (b) tampak belakang.

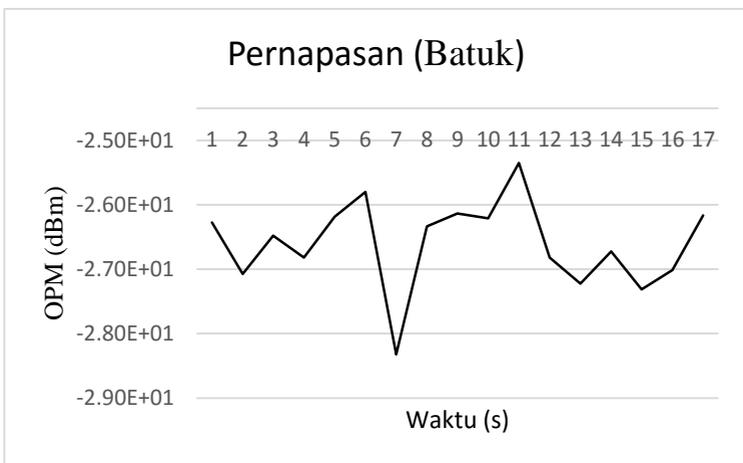
#### **7.4. Hasil Pengujian Alat Ukur Sensor Untuk Pernapasan Dengan *Optical Power Meter* (OPM)**

Pengambilan data dilakukan dengan memasang masker yang telah diselipkan sensor napas di wajah seseorang. Setelah masker terpasang dan pernapasan seseorang itu teratur, kemudian dilakukan konfigurasi instrument untuk disambungkan dengan Optical Power Meter produk ThorLab dengan menggunakan software PM100D. Besarnya panjang gelombang yang digunakan diatur sebesar 880 nm sesuai dengan spesifikasi dari photodiode dan phototransistor. Satuan yang digunakan dalam melakukan pengambilan data adalah dBm.



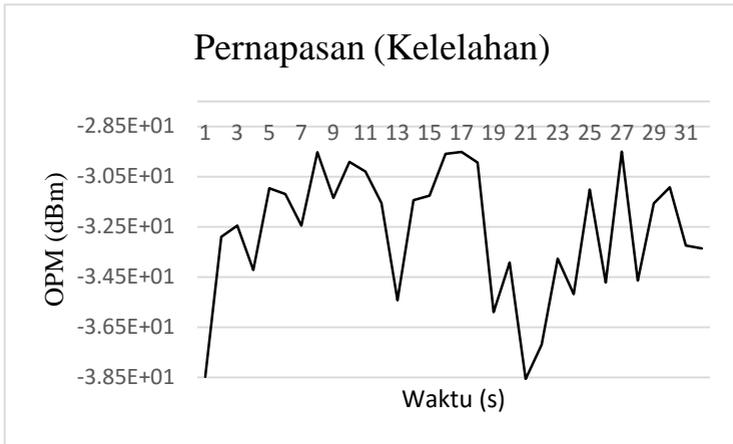
**Gambar 4.5** Sinyal Pernapasan biasa dengan OPM

Setelah melakukan pengukuran sinyal pernapasan dengan menggunakan *Optical Power Meter* (OPM) diperoleh hasil seperti gambar 4.5. Untuk pernapasan biasa, keluaran rata-rata saat inspirasi adalah  $-2.90E+01$  dBm dan  $-3.11E+01$  dBm saat ekspirasi.



**Gambar 4.6** Sinyal pernapasan saat Batuk dengan OPM

Gambar 4.6 menunjukkan sinyal pernapasan yang disertai dengan batuk. Hasil sinyal pernapasan yang direkam oleh *Optical Power Meter* (OPM) saat inspirasi rata-rata  $-2.60E+01$  dan saat terjadi batuk pada keluaran dari OPM adalah  $-2.80E+01$  dBm.



**Gambar 4.7** Sinyal pernapasan dalam kondisi kelelahan

Sedangkan Gambar 4.7 merupakan sinyal pernapasan dalam kondisi kelelahan. Hasil sinyal pernapasan dalam kondisi kelelahan ini saat diukur dengan *Optical Power Meter* (OPM) saat inspirasi rata-rata adalah  $-3.13E+01$  dBm, sedangkan saat ekspirasi adalah sekitar  $-3.71E+01$  dBm

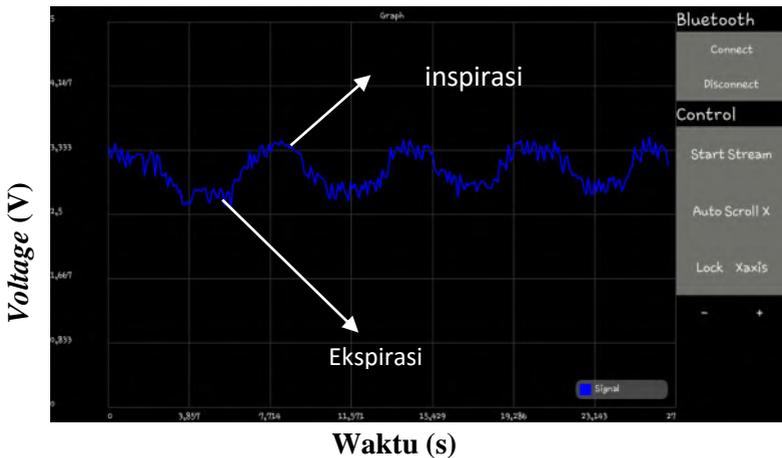
### 7.5. Hasil Pengujian Sensor Pernapasan dengan Android

Untuk melakukan uji sinyal pernapasan dengan menggunakan android, pengambilan data dilakukan dengan memasang masker nebulizer kepada pasien. Setelah masker terpasang, pastikan android dan Bluetooth telah tersambung (*paired*) dalam aplikasi yang ada dalam android sehingga android dapat mendeteksi pola sinyal pernapasan

dari keluaran rangkaian dasar sensor.pemantauan pernapasan manusia. Pemantauan dilakukan selama 20 detik. Pengujian ini menghasilkan data analog tegangan keluaran dan grafik tegangan sensor terhadap fungsi waktu secara *real time*. Dari grafik tersebut dapat diketahui kemampuan dasar sensor dalam mendeteksi pola sinyal pernapasan manusia.

### 7.5.1. Pengujian Sinyal Pernapasan Biasa

Hasil pengujian sensor untuk mendeteksi pola sinyal pernapasan biasa ditunjukkan oleh Gambar 4.8. hasil pengujian menunjukkan sensor menghasilkan tegangan keluaran yang tinggi pada saat inspirasi dan tegangan keluaran yang rendah saat ekspirasi.



**Gambar 4.8** Sinyal pernapasan biasa

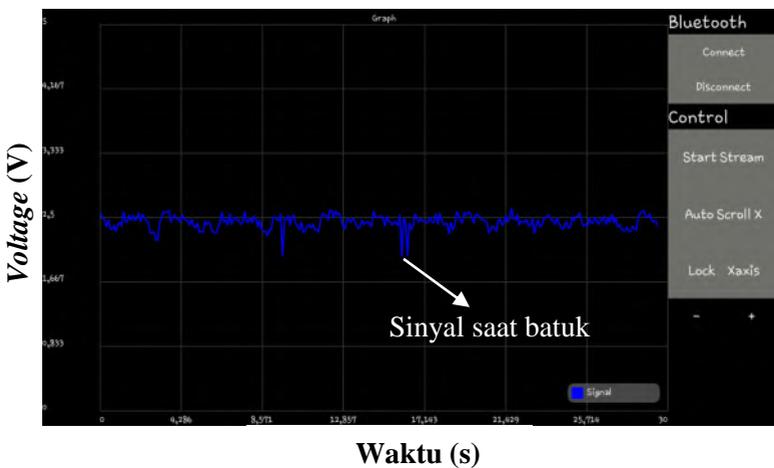
Hasil keluaran sensor pernapasan yang telah ditunjukkan pada Gambar 4.8 menunjukkan bahwa sensor pernapasan dapat melakukan *monitoring* sinyal pernapasan dengan baik. Tegangan yang dikeluarkan sensor saat inspirasi adalah 2.584 Volt. Setelah sensor mendapat pengaruh dari proses respirasi, yaitu ekspirasi, terjadi penurunan tegangan

pada keluaran sensor seperti yang ditampilkan pada gambar 4.7, tegangan keluaran sensor saat ekspirasi adalah 2.219 Volt. Penurunan tegangan terjadi karena pengaruh resistansi pada photodetektor yang menerima cahaya inframerah dari photodiode. Cahaya yang ditransmisikan melalui inti fiber optik plastik menjadi berkurang intensitasnya akibat terpengaruh oleh udara pernapasan yang keluar dari tubuh manusia. Udara pernapasan tersebut bercampur dengan suhu tubuh, kelembaban dan gas karbondioksida ( $\text{CO}_2$ ) yang membuat nilai tegangan pada sensor menurun.

Setelah ekspirasi, akan terjadi proses inspirasi. Pada proses ini tegangan akan kembali naik pada tegangan sekitar 2.5 Volt.

### 7.5.2. Pengujian Sinyal Pernapasan Disertai Batuk

Setelah didapatkan hasil pola sinyal pernapasan biasa, kemudian dilakukan pengujian sensor untuk membedakan pola sinyal pernapasan yang tidak biasa. Sensor dicoba untuk mendeteksi bagaimana keluarannya terhadap pernapasan dengan pola lain, yaitu pernapasan yang disertai batuk, dan pernapasan dalam kelelahan setelah melakukan aktivitas fisik selama 5 menit.

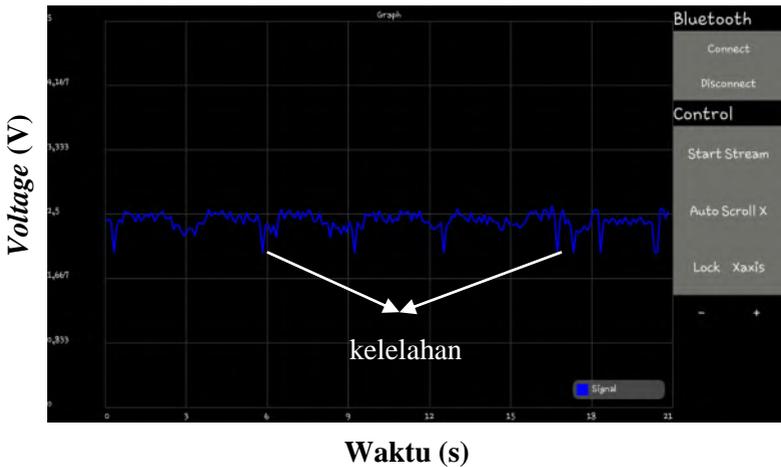


**Gambar 4.9.** Sinyal pernapasan saat batuk

Gambar 4.9 merupakan hasil dari pola pernapasan dengan disertai batuk. Sinyal yang dikeluarkan pada sinyal ini menghasilkan amplitudo yang signifikan turun ketika sensor mendapat pengaruh dari pernapasan yang disertai dengan batuk. Terjadi perubahan tegangan yang dihasilkan dari sensor. Tegangan yang terjadi saat inspirasi atau saat tidak batuk adalah sekitar 2.5 Volt, sedangkan saat terjadi batuk tegangan yang dihasilkan adalah sekitar 2,109 Volt.

### 7.5.3. Pengujian Sinyal Pernapasan Dengan Kondisi Kelelahan

Pengujian yang terakhir adalah mengamati sinyal pernapasan saat kelelahan. Hasil keluaran sensor menunjukkan pola yang hampir sama dengan pola pernapasan biasa, akan tetapi dalam Gambar 4.10 terdapat amplitudo yang turun secara drastis karena pernapasan dalam kondisi kelelahan terjadi dengan pola nafas (ekspirasi) yang lebih kuat dengan frekwensi yang lebih cepat.



**Gambar 4.10** Sinyal pernapasan saat kelelahan

Sinyal pernapasan yang ditunjukkan pada gambar 4.10 merupakan pola pernapasan dalam keadaan kelelahan. Grafik menunjukkan sinyal pernapasan memiliki keluaran tegangan yang berbeda. Tegangan keluaran yang dihasil saat inspirasi adalah sekitar 2.5 Volt sedangkan tegangan saat ekspirasi adalah sekitar 2.1 Volt.

*(halaman ini sengaja dikosongkan)*



## **BAB V PENUTUP**

### **5.1. Kesimpulan**

Berdasarkan data dan hasil pembahasan dari penelitian diperoleh kesimpulan sebagai berikut :

1. Telah dihasilkan sistem instrumentasi yang mampu mendeteksi sinyal pernapasan manusia dengan menggunakan sensor serat optik plastik dan android sebagai *user interface*.
2. Sistem instrumentasi mampu membaca pola sinyal pernapasan manusia dengan kulit serat optik plastik yang terkelupas. Sensor serat optik plastik menghasilkan keluaran berupa tegangan, untuk pernapasan biasa keluaran tegangan rata-rata adalah 2.584 Volt, untuk pernapasan disertai batuk saat inspirasi adalah 2.5 Volt sedangkan saat ekspirasi adalah 2.109 Volt, dan pernapasan dalam kondisi kelelahan saat inspirasi adalah 2.5 Volt, sedangkan saat ekspirasi adalah sekitar 2.1 Volt.

## DAFTAR PUSTAKA

- Human physiology: an integrated approach, 6<sup>th</sup> edition, ISBN 0321750071 by silverthorn, dee unglaub. Pearson education.2013
- Lizuka, k. (2008). *Engineering Optics Third Edition: Springer series in optical science*. canada: Springer.
- Zubia, J., & Arrue, J. (2001). *Plastic optical fibers: An introduction to their technological processes and applications*. Opt. Fiber Technol.
- Y Liang, A. P. (2006). *Fibre Bragg Grating Sensor for Respiratory Monitoring*. Melbourne – Australia: ACOFT/AOS 2006-Proceedings.
- Jens Witt, François Narbonneau, Marcus Schukar, Katerina Krebber, Julien De Jonckheere, Mathieu Jeanne, Damien Kinet, Bernard Paquet, Annick Depré, Lorenzo T. D'Angelo, Torsten Thiel, and Regis Logier, (2010). *Medical textileswith embedded fiber optic sensors for monitoring of respiratory movement*. IEEE.
- B. Edlén, (1966). *The Refractive Index of Air*, Metrologia 2, Hal 71-80.
- Suana, Wayan, (2012). Rancang bangun Sistem Instrumentasi Untuk memantau sinyal pernapasan berbasis serat optik plastik. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Yoshifumi Nishida, Masashi Takeda, Taketoshi Mori, Hiroshi Mizoguchi, and Tomomasa Sate, (1997). *Monitoring Patient Respiration and Posture Using Human Symbiosis System*. IROS 97 0-7803-4119-8/97/\$10©1997 IEEE.
- Robert D. Allen, (1995). *Biology, A Critical Thinking Approach*. USA: WCB Publishers.

- Palais, Joseph C.(2005).*fiber optic communication*.United states of America.
- T.L. Yeo, (2008). *Fibre-optic sensor technologies for humidity and moisture measurement, Sensors and Actuators A* Vol. 144, Hal. 280–295
- A.M. Hatta, Y. Semenova, G. Rajan, P. Wang, J. Zheng, G. Farrell, (2009),*Analysis of temperature dependence for a ratiometric wavelength measurementsystem using SMS fiber structure based edge filters*, Journal OpticsCommunications 283 (2010) Hal. 1291–1295.
- B. Edlén, (1966). *The Refractive Index of Air*, Metrologia 2, Hal 71-80.
- K.P. Birch, M.J. Downs, *An updated Edlén equation for the refractive indexof air*, Metrologia 30 (1993) Hal. 155-162.
- John Crisp, (2001). *Introduction to Fiber Optics*. Oxford: Newnes.
- John P. Bentley, (2005). *Principles of Measurement Systems*. Harlow England: Prentice Hall.
- Mark G. Kuzyk, (2007). *Polymer Fiber Optics*. Boca Raton USA: Taylor & Francis Group, LLC.
- Jacob Fraden, (2006). *Handbook of Modern Sensors*. AIP Press, San Diego California.
- Francis T. S. Yu, and Shizhuo Yin, (2002). *Fiber Optic Sensors*. New York: Marcel Dekker Inc.
- Grattan dan Meggitt. *Optical Fiber Sensor Technology volume 3 aplication and system*. ISBN 978-1-4419-4736-9

## BIOGRAFI PENULIS



Nama lengkap penulis adalah M. Eko Yulianto Wibowo, merupakan putra pertama yang dilahirkan di Kota Lamongan pada tanggal 4 Juli 1994. Penulis memperoleh pendidikan tingkat dasar di SDN 1 Sukodadi, kemudian melanjutkan pendidikan tingkat menengah pertama di SMPN 1 Pucuk dan menamatkan pendidikan menengah atas di SMAN 1 Sukodadi Lamongan

dengan baik. Sebelum melanjutkan pendidikan di Prodi D3 Metrologi dan Instrumentasi Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) pada tahun 2013, penulis terlebih dahulu belajar ketrampilan Bahasa Inggris di *Basic English Course* (BEC) Pare-Kediri selama 9 bulan. Penulis semenjak menjadi mahasiswa dari tahun pertama telah mengikuti berbagai aktivitas di organisasi Islam ekstra kampus tertua di Indonesia yaitu Himpunan mahasiswa Islam (HMI) komisariat Fisika Teknik Sepuluh Nopember. Di organisasi ini penulis pernah menjabat sebagai Bendahara Umum pada tahun 2015 dan Ketua Umum Komisariat Fisika Teknik pada tahun 2016 untuk jabatan tertinggi yang di amanahkan kepada penulis. Selain itu penulis juga aktif dalam lembaga dakwah di tingkat Jurusan Teknik Fisika ITS (LDJ) FUSI Ulul Albaab dan menjabat sebagai Ketua Umum di tahun yang sama. Untuk dapat menghubungi penulis dapat mengirim melalui via email [meko.yw@gmail.com](mailto:meko.yw@gmail.com).