

***DOUBLE SENSOR KADAR OKSIGEN UNTUK  
IDENTIFIKASI PENDERITA *STROKE* DENGAN METODE  
NON-INVASIVE***

Tesis S-2

Untuk Memenuhi Persyaratan Memperoleh Gelar Magister Teknik

Program Studi Magister Teknik Elektro



Diajukan Oleh :

Brama Sakti Handoko

20602100002

**PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK ELEKTRO  
UNIVERSITAS ISLAM SULTAN AGUNG  
SEMARANG**

**2022**

**LEMBAR PENGESAHAN PENGUJI**

Tesis dengan judul :

**DOUBLE SENSOR KADAR OKSIGEN UNTUK IDENTIFIKASI  
PENDERITA STROKE DENGAN METODE *NON-INVASIVE***

Yang dipersiapkan dan disusun oleh

**Brama Sakti Handoko**

NIM : 20602100002

telah dipertahankan di depan Dewan Penguji

Pada tanggal : 1 Oktober 2022

**Susunan Dewan Penguji**

Pembimbing Utama

**Ir. Suryani Alifah, M.T., Ph.D**  
NIDN: 0625036901

Ketua Penguji 1

**Dr. Ir. H. Muhamad Haddin, M.T**  
NIDN : 0618066301

Pembimbing Pendamping

**Arief Marwanto, S.T., M.Eng., Ph.D**  
NIDN : 0628097501

Penguji 2

**Dr. Hj. Sri Arttini Dwi P, M.Si**  
NIDN : 0620026501

Penguji 3

**Imam Much Ibnu Subroto, ST, M.Sc, Ph.D**  
NIDN : 0613037301

Tesis ini telah disetujui sebagai salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar  
Magister Teknik

Tanggal, 1 Oktober 2022

Ketua Program Studi Magister Teknik Elektro



**Dr. Ir. Hj. Novi Marllyana, S.T., M.T., IPU**  
NIDN:0015117601

## PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Brama Sakti Handoko  
NIM : 20602100002  
Progra Studi : Magister Teknik Elektro  
Fakultas : Teknologi Industri

Dengan ini saya menyatakan bahwa Tesis yang diajukan kepada Program Studi Magister Teknik Elektro dengan judul :

**“ *DOUBLE SENSOR KADAR OKSIGEN UNTUK IDENTIFIKASI PENDERITA STROKE DENGAN METODE NON-INVASIVE* ”**

Adalah hasil karya sendiri, judul tersebut belum pernah diajukan untuk memperoleh gelar Sarjana Strata II pada Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Islam Sultan Agung (UNISSULA) Semarang maupun pada Universitas lain serta belum pernah ditulis maupun diterbitkan oleh orang lain kecuali secara tertulis diacu, disitasi dan ditunjuk dalam Daftar Pustaka. Tesis ini adalah milik saya, segala bentuk kesalahan dan kekeliruan dalam Tesis ini adalah tanggung jawab saya.

Semarang, 21 Oktober 2022



**Brama Sakti Handoko**  
NIM : 20602100002

## KATA PENGANTAR

Dengan megucap puji syukur kehadiran Tuhan Yang Maha Esa atas limpahan dan ramat-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan Tesis ini yang berjudul **“DOUBLE SENSOR KADAR OKSIGEN UNTUK IDENTIFIKASI PENDERITA *STROKE* DENGAN METODE NON-INVASIVE”**. Pembuatan dan penyusunan tesis ini diajukan sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan studi Magister Teknik Elektro (S2) dan memperoleh gelar Magister Teknik (M.T) di Fakultas Teknik Industri Universitas Islam Sultan Agung (UNISSULA) Semarang.

Dalam melakukan penelitian dan penyusunan tesis ini penulis telah mendapatkan banyak dukungan dan bantuan dari berbagai pihak. Penulis mengucapkan terimakasih dan penghargaan yang tak sebesar-besarnya kepada :

1. Bapak Prof. Dr. H.Gunarto, S.H., S.E Akt., M.Hum selaku Rektor Universitas Islam Sultan Agung Semarang.
2. Dr. Ir. Hj. Novi Marlyana., S.T., M.T., IPU selaku Dekan Fakultas Teknik Industri dan ketua program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Islam Sultan Agung Semarang.
3. Ibu Ir. Suryani Alifah, MT., Ph.D selaku pembimbing pertama yang telah banyak memberikan masukan, saran, meluangkan waktu serta kemudahan kepada penulis dalam penyusunan tesis ini.
4. Arief Marwanto, ST., M.Eng., Ph.D selaku pembimbing kedua yang telah banyak memberikan masukan, saran, meluangkan waktu serta kemudahan kepada penulis dalam penyusunan ini.
5. Seluruh dosen Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Islam Sultan Agung yang tidak bisa penulis sebutkan semuanya, terima kasih telah memberikan ilmu dan pengalamannya kepada penulis, semoga ilmu yang bapak ibu berikan bermanfaat bagi semuanya dan semoga senantiasa mendapat pahala dari Allah SWT.
6. Ibunda tercinta Sumarsini yang telah memberikan dukungan dan doa restu demi kesuksesan ananda.

7. Istriku Merryana, anakku tersayang Felicia Berta dan Bernadinus Ezra yang selalu mensupport untuk kemajuan papahnya. Semoga kamu bisa meneruskan perjuangan papah.
8. Teman-teman seperjuangan MTE Jogja (Kuat, Tatia, Latif, Mutohar, Irfan, Joko dan Ari) yang selalu memberikan dorongan, motivasi dan semangat selama penulis menyelesaikan tesis ini. Salam sukses buat kita semua.
9. Segenap rekan IPSRS Teknik RSUD Panembahan Senopati Bantul Yogyakarta (Sugianto, Ferli Nuryadi dan Sumartinah).
10. Segenap sahabat-sahabatku Dinas Kesehatan Kabupaten Bantul (Yuniati, Dina dan Herneta Arum Syafira) dan sahabatku di Rumah Sakit Lapangan Khusus Covid-19 Kabupaten Bantul yang telah memberikan dorongan dan motivasi baik moril maupun materiil bagi penulis untuk menyelesaikan studi ini.
11. Teman-teman seangkatan MTE Unisula 2017 yang tidak bisa disebutkan satu-satu. Salam juang tanpa henti!

Pada kesempatan ini, penulis mengucapkan permohonan maaf sebesar-besarnya jika penulis telah banyak melakukan kesalahan dan kekhilafan, baik dalam ucapan maupun tingkah laku. Semua itu adalah murni dari penulis sebagai manusia biasa yang tak pernah luput dari kesalahan dan kekhilafan.

Demikian Tesis ini dibuat, penulis berharap bahwa apa yang disajikan dalam tesis ini dapat bermanfaat untuk masyarakat yang lebih luas dan bisa dikembangkan ke era yang lebih baik.

Semarang, 15 Oktober 2022



**Brama Sakti Handoko**

## DAFTAR ISI

## Halaman

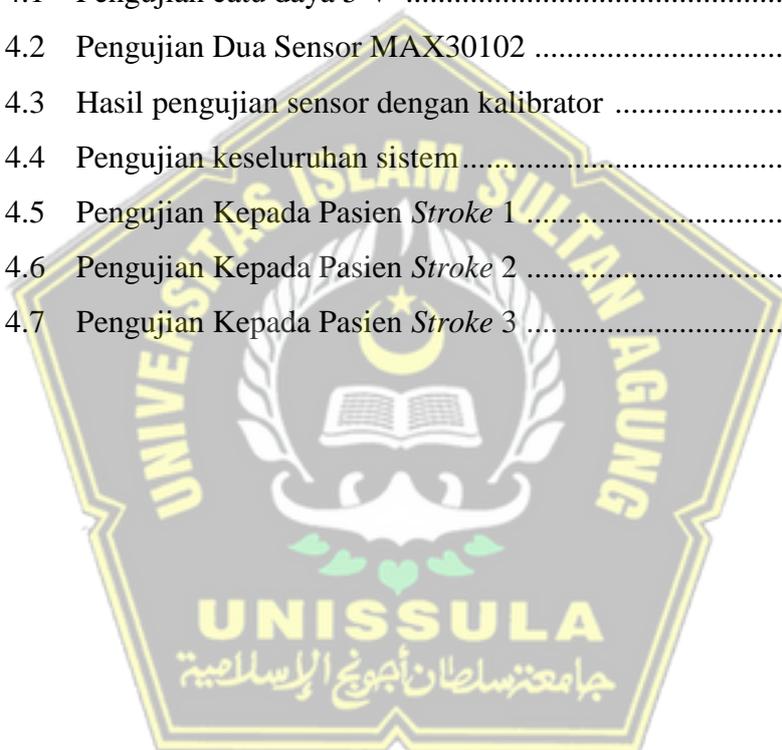
JUDUL .....	i
HALAMAN PENGESAHAN .....	ii
PERNYATAAN .....	iii
KATA PENGANTAR .....	iv
DAFTAR ISI .....	vi
DAFTAR TABEL .....	viii
DAFTAR GAMBAR.....	ix
DAFTAR PERSAMAAN .....	xi
DAFTAR LAMPIRAN.....	xii
ABSTRAK .....	xiii
BAB I PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Perumusan Masalah .....	4
1.3 Batasan Masalah .....	4
1.4 Tujuan Penelitian .....	5
1.5 Manfaat Penelitian .....	5
1.6 Keaslian Penelitian .....	5
1.7 Kontribusi Tesis .....	14
BAB II KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI.....	15
2.1 Penelitian Terdahulu .....	15
2.2 Landasan Teori .....	22
2.2.1 Pulse Oksimetri .....	22
2.2.2 LED .....	28
2.2.3 Dioda <i>Infrared</i> .....	28
2.2.4 Sensor MAX30102 .....	28
2.2.5 Real Time Clock RTC ds 1302 .....	29
2.2.6 Multiplexer TCA9548A .....	30

2.2.7	SD card .....	31
2.2.8	<i>Buzzer</i> .....	32
2.2.9	LCD .....	32
2.2.10	Mikrokontroler Arduino Mega .....	33
2.2.11	Batre Litium Ion 3.7v 2000mah .....	35
BAB III METODE PENELITIAN .....		37
3.1	Metodologi Penelitian .....	37
3.2	Perancangan Hardware .....	39
3.3	Perancangan Software .....	42
3.4	Alur Penelitian .....	45
3.5	Kerangka Pikir Penelitian .....	46
3.6	Langkah Pengukuran .....	47
3.7	Pengujian Prototype.....	47
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....		48
4.1	Pengujian Alat .....	48
4.2	Pengujian perangkat keras .....	48
a.	Pengujian Keypad, <i>buzzer</i> , RTC dan data logger .....	48
b.	Pengujian catu daya .....	49
c.	Pengujian rangkaian LCD .....	50
d.	Pengujian dan Kalibrasi Sensor MAX30102 .....	51
e.	Pengujian Keseluruhan Sistem .....	59
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN .....		68
5.1	Kesimpulan .....	68
5.2	Saran .....	69
DAFTAR PUSTAKA .....		70

## DAFTAR TABEL

## Halaman

Tabel 1.1	Keaslian Penulisan .....	10
Tabel 2.1	Modified Early Warning System (MEWS) scoring system .....	24
Tabel 2.2	Karakteristik Saturasi Oksigen (SpO2) Penderita <i>Stroke</i> .....	25
Tabel 2.3	Pin Konfigurasi RTC ds 1302 .....	30
Tabel 2.4	Pin konfigurasi Arduino Mega .....	34
Tabel 4.1	Pengujian catu daya 5 V .....	49
Tabel 4.2	Pengujian Dua Sensor MAX30102 .....	53
Tabel 4.3	Hasil pengujian sensor dengan kalibrator .....	58
Tabel 4.4	Pengujian keseluruhan sistem .....	60
Tabel 4.5	Pengujian Kepada Pasien <i>Stroke</i> 1 .....	61
Tabel 4.6	Pengujian Kepada Pasien <i>Stroke</i> 2 .....	63
Tabel 4.7	Pengujian Kepada Pasien <i>Stroke</i> 3 .....	65



## DAFTAR GAMBAR

## Halaman

Gambar 2.1	Probe Pulse Oksimeter .....	22
Gambar 2.2	Cacah kadar oksigen dalam darah melalui jumlah hemoglobin yang mengandung oksigen dan tidak mengandung oksigen .....	23
Gambar 2.3	Sensor MAX30102 .....	29
Gambar 2.4	RTC ds 1302 .....	30
Gambar 2.5	Multiplexer TCA9548A .....	31
Gambar 2.6	Gambar SD Card .....	32
Gambar 2.7	Gambar Buzzer .....	32
Gambar 2.8	Gambar LCD 20x4 .....	33
Gambar 2.9	Arduino Mega .....	34
Gambar 2.10	Batre liion 3.7v 2000mAh .....	35
Gambar 3.1	Arsitektur Sistem Model SpO2 .....	38
Gambar 3.2	Wiring Diagram Vital Sign Monitor .....	39
Gambar 3.3	Tampilan Display SpO2 .....	41
Gambar 3.4	Proses Pemograman Mikrokontroler Berbasis Waterfall Diagram	43
Gambar 3.5	Diagram alir program .....	44
Gambar 3.6	Diagram Alur Penelitian .....	45
Gambar 4.1	Pengujian buzzer, RTC dan data logger .....	49
Gambar 4.2	Sinyal tegangan luaran catu daya pada osiloskop .....	50
Gambar 4.3	Pengujian rangkaian LCD .....	51
Gambar 4.4	Proses Pengujian Kalibrator .....	52
Gambar 4.5	Contoh tegangan luaran dari sensor saat dibaca dengan osiloskop .....	54
Gambar 4.6	Grafik sinyal keluaran sensor dengan protocol I2C .....	55
Gambar 4.7	Grafik kalibrasi oxymeter yang akan digunakan sebagai kalibrator sensor .....	56
Gambar 4.8	Grafik selisih nilai alat ukur yang akan digunakan dan kalibrator .....	56

Gambar 4.9	Grafik perbandingan nilai sensor 1 dengan kalibrator .....	57
Gambar 4.10	Grafik perbandingan nilai sensor 2 dengan kalibrator .....	58
Gambar 4.11	Grafik Perbandingan Bacaan Sensor Antara Dua Tangan Pasien <i>Stroke</i> 1 .....	62
Gambar 4.12	Grafik Perbandingan Bacaan Sensor Antara Dua Tangan Pasien <i>Stroke</i> 2 .....	64
Gambar 4.13	Grafik Perbandingan Bacaan Sensor Antara Dua Tangan Pasien <i>Stroke</i> 3 .....	66



## DAFTAR PERSAMAAN

## Halaman

Persamaan 2.1	Perhitungan Nilai SpO2 .....	24
Persamaan 4.1	Selisih SpO2 Kanan dan SpO2 Kiri Pasien 1 .....	62
Persamaan 4.2	Selisih SpO2 Kanan dan SpO2 Kiri Pasien 2 .....	65
Persamaan 4.3	Selisih SpO2 Kanan dan SpO2 Kiri Pasien 3 .....	67



## LAMPIRAN

## Halaman

lampiran 1	Datasheet MAX30102.....	75
lampiran 2	Pengujian kalibrator Fluke SpO2 Analyzer dan Mindray .....	109
lampiran 3	Pengujian Mindray Dengan Sensor 1 Dan 2 .....	112



## ABSTRAK

*Stroke* merupakan penyebab cacat nomor satu dan penyebab kematian nomor dua di dunia. Aliran darah yang tidak lancar pada pasien *stroke* mengakibatkan gangguan *hemodynamic* termasuk perubahan nilai saturasi oksigen dalam darah (SpO<sub>2</sub>) yang dapat mengganggu fungsi organ dalam termasuk jantung karena kekurangan asupan oksigen. Sehingga dibutuhkan sebuah sistem untuk memantau nilai saturasi oksigen tersebut yang dapat digunakan sebagai indikator awal dalam mengenali pasien *stroke*.

Sistem ini menggunakan deteksi dua buah sensor untuk mengukur saturasi oksigen dalam darah, mikrokontroler untuk mengolah data, monitor untuk menampilkan data, *buzzer* sebagai peringatan batas bawah pengukuran dan modul *micro sd card* untuk menyimpan data pengukuran yang telah berjalan. Parameter yang ditampilkan antara lain tanggal saat pengukuran, ID pasien, SpO<sub>2</sub>-1, SpO<sub>2</sub>-2, *last* SpO<sub>2</sub>-1 dan *last* SpO<sub>2</sub>-2. Sistem ini mengukur dan menampilkan nilai SpO<sub>2</sub> dari kedua lengan kanan dan kiri secara bersamaan. Pasien *stroke* yang mengalami kelemahan pada otot satu tangan dapat mengalami nilai yang berbeda dengan tangan yang tidak mengalami kelemahan otot. Penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan sistem pemantauan SpO<sub>2</sub> yang digunakan untuk mendeteksi pasien *stroke* dengan metode *non-invasive* yaitu metode pengukuran tanpa memasukan sensor kedalam tubuh.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa sistem telah dikembangkan dan dapat digunakan untuk mengukur SpO<sub>2</sub> pasien dari kedua tangan secara bersamaan dengan tingkat galat pengukuran masing-masing sensor dibandingkan dengan kalibrator adalah sebesar  $\pm 2\%$  dari peralatan medis yang baku. Hasil rancang bangun lainnya adalah adanya indikator yang berdering ketika terjadi kesalahan dalam pengukuran saat pembacaan sensor bernilai kurang dari 70% dan layar lcd untuk menampilkan data pengukuran secara *realtime* setiap 10 detik dan data pembacaan 1 menit terakhir. Sistem ini juga memiliki penyimpanan data berupa kartu microSD untuk menyimpan data pengukuran.

**Kata kunci:** Sensor Kadar Oksigen, *Stroke*, Metode *Non-Invasive*

## ABSTRACT

Stroke is the number one cause of disability and the second cause of death in the world. Blood flow that is not smooth in stroke patients causes hemodynamic disturbances including changes in the value of oxygen saturation in the blood (SpO<sub>2</sub>) which can interfere with the function of internal organs including the heart due to lack of oxygen intake. So that we need a system to unify the oxygen saturation values that can be used as an early indicator to recognize stroke patients.

This system uses the detection of two sensors to measure oxygen saturation in the blood, a microcontroller to process data, a monitor to display data, a buzzer as a warning for the lower limit of measurement and a micro sd card module to store measurement data that has been running. Parameters displayed include date of measurement, patient ID, SpO<sub>2</sub>-1, SpO<sub>2</sub>-2, last SpO<sub>2</sub>-1 and last SpO<sub>2</sub>-2. This system measure and display the SpO<sub>2</sub> value of both right and left arms simultaneously. Stroke patients who experience muscle weakness in one hand may experience different values with a hand that does not experience muscle weakness. This study aims to develop an SpO<sub>2</sub> monitoring system that used to detect stroke patients with non-invasive methods that is measurement method without entering a sensor into the body.

The results show that the system has been developed and can be used to measure the patient's SpO<sub>2</sub> from both hands simultaneously with the measurement error rate of each sensor compared to a calibrator is  $\pm 2\%$  of standard medical equipment. Another design result is an indicator that ring when an error occurs in the measurement when the sensor reading is less than 70% and an LCD screen to display real-time measurement data every 10 seconds and the last 1 minute reading data. This system also has data storage in the form of a microSD card for storing measurement data

Keywords: Oxygen Level Sensor, Stroke, Non-Invasive Method

# BAB I PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

*Stroke* merupakan penyebab cacat nomor satu dan penyebab kematian nomor dua di dunia. Penyakit ini telah menjadi masalah kesehatan yang mendunia dan semakin penting, dengan dua pertiga *stroke* terjadi di negara yang sedang berkembang pada pasien *stroke* dimungkinkan mengalami gangguan transfer oksigen atau *cerebro blood flow* menurun sehingga mengakibatkan penurunan perfusi jaringan, sehingga dapat mengakibatkan iskemik [1].

*Stroke* iskemik adalah gangguan fungsi saraf lokal atau global yang muncul mendadak, progresif dan cepat. Gangguan fungsi saraf pada *stroke* iskemik disebabkan oleh gangguan peredaran darah otak non traumatik. Gangguan peredaran non traumatik seperti penyumbatan (*aterotrombosis*) di *arteri serebral* dan *arteri karotis interna*. Gangguan syaraf tersebut menimbulkan gejala antara lain kelumpuhan wajah atau anggota badan, bicara tidak lancar, bicara tidak jelas (pelo), perubahan kesadaran dan gangguan penglihatan [2].

Permasalahan yang terjadi pada pasien *stroke* adalah aliran darah yang tidak lancar yang mengakibatkan gangguan *hemodinamik* termasuk saturasi oksigen. Oleh karena itu diperlukan pemantauan (deteksi) dan penanganan yang tepat karena kondisi *hemodinamik* sangat mempengaruhi fungsi pengantaran oksigen dalam tubuh yang pada akhirnya akan mempengaruhi fungsi jantung [3].

Pada pasien *stroke* yang mengalami kelemahan pada otot tangan sebelah bisa mengalami perbedaan nilai saturasi oksigen (SpO<sub>2</sub>) dengan tangan yang tidak mengalami kelemahan otot. Terlebih pasien *stroke* yang dirawat di rumah sakit dengan salah satu lengan yang dipasang infus *intravena* dapat menyebabkan perbedaan deteksi nilai SpO<sub>2</sub> antara jari kanan dan kiri [2]

Perkembangan teknologi komponen yang sudah modern memungkinkan untuk membuat suatu peralatan/instrumentasi yang praktis, kompak, handal, efektif dan efisien. Pada bidang kesehatan sebagai salah satu komponen penting kehidupan juga tidak luput dari dukungan teknologi modern. Hal ini dapat dilihat dari pekerjaan yang dahulu dikerjakan oleh tenaga kesehatan secara manual tetapi

kini telah diganti dengan peralatan elektronik yang sangat bisa meringankan pekerjaan tenaga kesehatan.

SpO<sub>2</sub> (*Saturation of Peripheral Oxygen*) atau saturasi oksigen adalah alat untuk mendeteksi ukuran seberapa banyak persentase oksigen yang mampu dibawa oleh *hemoglobin*. *Hemoglobin* merupakan molekul protein didalam darah yang dapat mengikat oksigen. Salah satu indikator yang sangat penting dalam supply oksigen didalam tubuh adalah oksigen saturasi (SpO<sub>2</sub>). Karena oksigen saturasi bisa menunjukkan apakah *hemoglobin* dapat mengikat oksigen atau tidak. SpO<sub>2</sub> merupakan alat untuk memonitor keadaan saturasi oksigen dalam darah (arteri) pasien, untuk membantu pengkajian fisik pasien, tanpa harus melalui analisa tes darah. Saturasi adalah persentase daripada *hemoglobin* yang mengikat oksigen dibandingkan dengan jumlah total *hemoglobin* yang ada di dalam darah [4].

Metode pendeteksian pengukuran kadar oksigen yang terdapat pada *Hemoglobin* bisa menggunakan 2 cara yaitu dengan metoda *invasive* dan metode *non invasive*. Pada metode *invasive*, untuk mengukur kadar oksigen sensor dimasukkan kedalam tubuh dengan cara melukai jaringan tubuh, sehingga menimbulkan ketidak tenangan pada pasien karena sakit, dan kemungkinan timbulnya infeksi serta pendarahan merupakan kelemahan dari metode ini. Metode *non-invasive* menggunakan dua sensor cahaya dengan memanfaatkan perbedaan panjang gelombang dari cahaya merah (660 nm) dan cahaya infra merah (940 nm) yang berasal dari sensor *infrared*. Kemudian cahaya merah dan cahaya *infrared* tersebut melewati pembuluh balik dan pembuluh kapiler pada jari tangan, dan ditangkap oleh sensor deteksi. Data dari sensor deteksi tersebut dikirim ke mikrokontroler kemudian ditampilkan ke LCD. Berdasarkan resiko penggunaan alat secara *invasive*, penelitian ini menggunakan metode *non-invasive* dalam mendeteksi kadar oksigen pasien *stroke*.

SpO<sub>2</sub> menggunakan LED merah 660 nm dan inframerah 940 nm serta fotodiode didalamnya. LED merah dan inframerah memiliki serapan panjang gelombang yang berbeda. Panjang gelombang untuk LED merah adalah 660nm sedangkan LED inframerah memiliki panjang gelombang 940 nm. Kedua LED

berfungsi sebagai pemancar dan fotodiode sebagai penerima. LED ini mentransmisikan cahaya melalui pembuluh darah dan fotodiode menerima output dari kedua LED tersebut. Output dari fotodiode kemudian dapat digunakan untuk menghitung persentase konsentrasi oksigen [5].

*Hemoglobin* merupakan molekul protein di dalam darah yang dapat mengikat oksigen. Saturasi oksigen merupakan salah satu indikator yang sangat penting dalam suplai oksigen di dalam tubuh. Karena saturasi oksigen bisa menunjukkan apakah *hemoglobin* dapat mengikat oksigen dengan baik atau tidak. Sehingga kekurangan oksigen yang beresiko pada kerusakan organ–organ penting dalam tubuh dapat ditanggulangi. Apalagi pada pasien yang baru selesai menjalani operasi, ataupun yang mengalami gangguan pernapasan dan kardiovaskuler sangat membutuhkan pemantauan terhadap oksigen saturasi.

Persentase oksigen yang telah bergabung dengan molekul *hemoglobin* digambarkan oleh saturasi oksigen adalah dimana untuk memenuhi kebutuhan tubuh, oksigen bergabung dengan *hemoglobin* dalam jumlah yang cukup, pada saat yang sama oksigen dilepas untuk memenuhi kebutuhan jaringan. Gambaran saturasi oksigen dapat mengetahui kecukupan oksigen dalam tubuh sehingga dapat membantu dalam penentuan terapi lanjut.

Dari beberapa penelitian-penelitian sebelumnya dan alat alat yang sudah ada dipasaran maupun perkembangan teknologi saat ini masih menggunakan single sensor sehingga untuk menampilkan nilai SpO<sub>2</sub> yang akurat pada pasien *stroke* secara paralel belum bisa digunakan. Kadar oksigen pada pasien *stroke* yang mengalami kelemahan pada otot tangan sebelah bisa mengalami perbedaan nilai dengan tangan yang tidak mengalami kelemahan otot. Belum adanya alat yang menggunakan SD card sebagai penyimpanan data. Maka diperlukan sebuah alat yang dapat mengukur kinerja monitoring vital sign secara lengkap dan akurat menggunakan 2 sensor SpO<sub>2</sub> dan dilengkapi SD card sebagai media penyimpanan datanya agar memudahkan dokter dalam menganalisa *history* hasil SpO<sub>2</sub> selama rentang waktu tertentu.

Berdasarkan latar belakang diatas fokus penelitian ini mendesain sebuah alat SpO<sub>2</sub> yang bisa digunakan pada pasien *stroke* menggunakan 2 buah sensor SpO<sub>2</sub>

dengan *metode non-invasive* dan membandingkan hasil pembacaan sensor SpO<sub>2</sub> tersebut terhadap alat SpO<sub>2</sub> yang sudah terkalibrasi oleh badan kalibrasi yang tersertifikasi. Dengan adanya sistem ini diharapkan memungkinkan tenaga kesehatan untuk dapat menegakkan diagnosa atas perbedaan nilai SpO<sub>2</sub> antara jari kanan dan jari kiri serta memonitoring nilai SpO<sub>2</sub> pada pasien secara akurat, terutama pasien *stroke* yang mengalami kelemahan otot disalah satu tangan karena kadar oksigen dalam pembuluh arteri pada tangan tersebut mengalami penurunan, sedangkan tangan yang tidak mengalami kelemahan otot, kadar oksigen dalam pembuluh arteri pada tangan tersebut bernilai normal.

## 1.2 Perumusan Masalah

Adapun rumusan masalah yang diambil dalam penelitian ini antara lain :

- a. Bagaimana merancang dan membuat *prototype system* monitoring kadar oksigen untuk pasien *stroke* dengan metode non invasive menggunakan *double sensor* SpO<sub>2</sub>.
- b. Didasarkan pada Pedoman Pengujian Dan Kalibrasi Alat Kesehatan Departemen Kesehatan RI Direktorat Jenderal Pelayanan Medik Jakarta 2001, bagaimana menggunakan dua sensor SpO<sub>2</sub> MAX 30102 secara *realtime* dan secara bersamaan dalam satu alat untuk memonitoring pasien *stroke*.

## 1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah yang diambil dalam penelitian ini adalah :

- a. Sistem ini hanya untuk berjalan satu arah, yaitu dari instrumen pengukur kadar oksigen dalam darah. Alat ini hanya bersifat sebagai pemantau, bukan sebagai pengendali.
- b. Sensor SpO<sub>2</sub> MAX30102 dibuat dengan menggunakan 2 sensor dipasang di telunjuk tangan kanan dan telunjuk tangan kiri.
- c. Tampilan pada display menggunakan 6 parameter yaitu tanggal saat pengukuran, ID Pasien, SPO<sub>2</sub> 1, SpO<sub>2</sub> 2, *last SpO<sub>2</sub> 1* dan *last SpO<sub>2</sub> 2*
- d. Pengukuran hanya diaplikasikan pada pasien *stroke*.

#### 1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan yang ingin dicapai pada penelitian ini adalah:

- a. Menghasilkan alat monitoring kadar oksigen yang dapat digunakan pada pasien penderita *stroke*.
- b. Mengaplikasikan alat monitoring kadar oksigen menggunakan metode *non invasive* yang dapat digunakan pada pasien penderita *stroke*.
- c. Mengukur tingkat akurasi alat monitoring SpO<sub>2</sub> yang dibuat berdasarkan kalibrator standar.

#### 1.5 Manfaat Penelitian

Adapun manfaat yang diharapkan dalam penelitian ini yaitu :

- a. Memberikan keakurasian dalam memonitoring nilai SpO<sub>2</sub> yang hasilnya ditampilkan pada satu layar LCD sehingga memudahkan user dalam memantau kondisi pasien.
- b. Memberikan kemudahan user dalam pencatatan hasil karena dapat di simpan kedalam SD card.
- c. *Buzzer* berfungsi untuk memberikan informasi jika SpO<sub>2</sub> dibawah nilai normal.
- d. Memberikan kenyamanan kepada pasien dalam pemeriksaan karena metode yang digunakan menggunakan metode *noninvasive* sehingga pasien tidak merasakan sakit.

#### 1.6 Keaslian Penelitian

Penelitian dan studi telah banyak dilakukan oleh peneliti sebelumnya tentang monitoring SpO<sub>2</sub>, diantaranya sebagai berikut ini.

- a. Perancangan Pulse Oximetry Dengan Sistem Alarm Prioritas Sebagai Vital Monitoring Terhadap Pasien [6]. Alat ini menggunakan sensor merk Nellcor DS100A dan mikrokontroler ATmega 8535 sebagai pengolah data serta LCD sebagai penampil data hasil pengukuran. Metode yang di gunakan antara lain melakukan wawancara kepada narasumber guna mengumpulkan

informasi mengenai alat dan system yang digunakan saat ini dan melakukan pengujian kepada 5 orang pada setiap 5 jari yang berbeda-beda. Kelebihan alat ini menerapkan alarm prioritas jika pasien yang menjalani pengukuran SpO<sub>2</sub> menunjukkan hasil dibawah standar yang sudah ditetapkan. Kelemahan alat ini, hasil pengujian SpO<sub>2</sub> menunjukkan maksimal pada angka 98%, sehingga perlu dikaji lebih lanjut terhadap hasil yang ditampilkan, selain itu nilai pulse rate tidak bisa dikeluarkan karena masih banyak *noise* atau gangguan pada sensor.

- b. Proof-of-Concept Simulasi Kadar Saturasi Oksigen untuk Evaluasi Pulse Oksimeter [7]. Metoda yang digunakan menambahkan sesnsor cahaya OPT101 guna mendeteksi perubahan cahaya dari alat referensi. Kelebihan dari alat ini terletak pada komponen yang digunakan menggunakan komponen yang mudah didapat dipasaran dengan harga terjangkau. Penelitian ini dititik beratkan pada pembuatan alat SpO<sub>2</sub> yang murah dibandingkan alat yang ada dipasaran. Kelemahan alat ini terletak pada *noise* atau derau yang dihasilkan oleh tegangan jala-jala 50Hz. Juga ketika sensor tidak di letakkan pada jari, display menunjukkan hasil pengukuran. Hal ini dikarenakan alat ini belum memakai HPF atau LPF untuk meminimalisir derau tersebut.
- c. Rancang Bangun Oksimeter Digital Berbasis Mikrokontroler ATmega16 [8]. Metode yang digunakan adalah menggunakan 3 LED merah, biru dan hijau sebagai sumber cahayanya dan menggunakan sensor TEMT6000 sebagai foto transistornya. Kelebihan alat ini, menggunakan sensor TEMT6000 yang memiliki nilai kepekaan yang lebih akurat dibandingkan fotodioda. Keluaran dari sensor TEMT6000 sebagai foto transistornya dikuatkan dengan ampliflier cascade sebanyak 3 kali yang terdiri dari LPF dan HPF. Kelemahan alat ini terletak pengujiannya yang belum diuji dengan alat strandar. Hasil

penelitian masih menunjukkan ketidakstabilan jika dibandingkan dengan alat pabrikan.

- d. Rancang Bangun Pulse Oximetry Berbasis Personal *Computer* Sebagai Deteksi Kejenuhan Oksigen Dalam Darah [9]. Metoda yang digunakan menghitung nilai *photoplethysmography* (PPG) yang keluar dari ADC dan mengolahnya agar mendapat nilai Amplitudo sinyal PPG IR dan R, kemudian dihitung nilai ratio  $R_o$  dan akhirnya didapat nilai SpO<sub>2</sub>. Kelebihan alat ini yaitu berbasis PC sehingga data yang dihasilkan bisa disimpan dan diolah langsung lewat PC tersebut. Kelemahan alat ini adalah hasil yang belum akurat, pengujian alat menggunakan orang sebagai sampelnya menunjukkan hasil 88,69% dan 90,75%. Pada kondisi normal, nilai SpO<sub>2</sub> seseorang >94%. Jadi bisa dikatakan sensor yang digunakan belum bisa dipercaya hasilnya. Kelemahan lainnya terletak pada dimensi alatnya. Alat ini bergantung pada PC sehingga tidak bisa untuk penggunaan mobile.
- e. Rancang Bangun SpO<sub>2</sub> Non Invasive Dilengkapi Alarm Untuk Diagnosa Abnormal Berbasis Arduino Atmega 328 [10]. Metoda yang digunakan menggunakan sensor *infra* merah dan LED yang memancarkan cahaya ke jari, cahaya yang diserap oleh jari terima oleh sensor *photodiode*. Cahaya yang di terima *photodiode* dirubah menjadi sinyal lalu dikuatkan oleh rangkaian penguat dan di filter untuk menghilangkan noise yang diakibatkan oleh denyut jantung. Kemudian sinyal yang masih analog tersebut di rubah ke digital dan diolah oleh Arduino untuk menampilkan hasil SpO<sub>2</sub> di LCD. Kelebihan alat ini, pengujiannya dilakukan dengan membandingkan dengan alat pembanding yang sudah dikalibrasi. Jadi bisa dikatakan hasil yang diperoleh akurat. Selain itu alat ini sudah dilengkapi dengan alarm jika hasil pemeriksaan SpO<sub>2</sub> <85%. Kekurangan alat ini menggunakan LCD 16x2, dimana tampilannya masih terbatas. Catu daya yang digunakan belum

menggunakan batre, sehingga alat hanya bisa di gunakan di satu tempat.

- f. Rancang Bangun Telemonitoring Oximetry, Ecg, Dan Temperature Nirkabel [11]. Metoda yang digunakan menggabungkan 3 parameter SpO<sub>2</sub>, suhu dan ecg dan mengkombinasikan dengan mikrokontroller ke PC dan mengirimkannya ke *smartphone* melalui media *bluetooth SPC Bluelink* yang digunakan untuk pengiriman paket data (transmisi paket data) dari software ke *smartphone* berbasis android. Kelebihan alat ini sudah berbasis android dengan menggabungkan 3 parameter. Pada modul ECG sudah dilengkapi dengan HPF, LPF dan *Notch Filter* sehingga dapat meminimalisir gangguan frekuensi yang masuk ke modul ECG tersebut. Pada modul ini sudah dilengkapi dengan *battery*, sehingga memudahkan user untuk penggunaan *mobile*. Kekurangan alat ini pada metoda pengujiannya, tidak semua parameter di uji dengan simulator. Hanya ecg yang diuji dengan simulator, sedangkan SpO<sub>2</sub> dan suhu di uji dengan tubuh pasien yang sebenarnya. Selain itu pengiriman sinyal masih menggunakan *Bluetooth*, dimana jarak pengiriman sinyal dari modul ke *smartphone* hanya berjarak maksimal 10 meter.
- g. Sistem Vital Sign Monitoring Secara Multipoint Menggunakan Wireless Sensor Network Zigbee [12]. Metode yang digunakan menggunakan *Zigbee* sebagai jaringan nirkabel untuk memonitoring *vital sign* kondisi tubuh pasien dengan parameter suhu, tekanan darah dan detak jantung permenit (BPM) dan hasil pengukuran *vital sign* ditampilkan ke komputer dan ditampilkan ke layar komputer. Kelebihan modul ini menggunakan komunikasi nirkabel *Zigbee* dimana *ZigBee* adalah teknologi dengan penggunaan daya yang rendah, data rate rendah dan biaya rendah. Kekurangan modul ini tidak menyertakan SpO<sub>2</sub> di parameter

yang dipantau. Selain itu komunikasi nirkabel dengan system Zigbee memiliki jangkauan yang pendek, sehingga hanya bisa dipakai di 1 ruangan.

- h. *Telemonitoring Oksimeter Berbasis Labview [13]*. Metode penelitian ini menggunakan sistem telemonitoring hasil pembacaan SpO<sub>2</sub> yang diakses menggunakan *smartphone*. Menggunakan *software* Labview pada PC dan menggunakan aplikasi *NI Data Dashboard* untuk menampilkan pada *smartphone*. Kelebihan modul ini tidak menggunakan rangkaian filter dan penguat karena sinyal keluaran yang dihasilkan oleh sensor dapat dibaca oleh ADC Arduino Mega. Sinyal yang dikonversikan melalui ADC akan dikirim ke *Personal Computer* melalui USB kemudian akan diolah dengan LabVIEW. Data yang diperoleh kemudian difilter melalui pemograman LabVIEW untuk mencari sinyal kadar oksigen dalam darah, data yang diperoleh dapat diakses melalui *Smartphone*. Kekurangan alat ini, rangkaiannya masih terhubung langsung dengan PC pada saat pemeriksaan pasien, sehingga alat ini belum bisa digunakan secara *mobile*.
- i. *The Ear As An Alternative Site For A Pulse Oksimeter Finger Clip Sensor [14]*. Metoda yang digunakan menggunakan sensor SpO<sub>2</sub> yang ditempatkan pada telinga dan membandingkan hasilnya dengan penempatan sesor SpO<sub>2</sub> yang di letakkan pada jari. Kelebihan penelitian ini memanfaatkan obyek sensor yang biasanya diletakan pada jari lalu di tempatkan pada telinga dimana obyek ini tidak mempunyai faktor pergerakan seperti jari dan terbebas dari cat kuku yang akan mengganggu proses pembacaan sensor SpO<sub>2</sub>. Kelemahan penelitian ini menggunakan sensor SpO<sub>2</sub> yang didesain pada jari sehingga hasil yang didapatkan tidak akurat.

j. *A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO2 and Pulse Rate* [15]. Penelitian ini mengimplementasikan perangkat keras yang dibuat kemudian membandingkan sensor LED (merah dan infra merah) dengan fotodetektor yang dipasang pada sisi yang berlawanan dengan LED. Karakteristik dari penyerapan dari dua cahaya merah dan infra merah dibandingkan dan ditampilkan dalam bentuk PPG. Kelebihan alat ini menggunakan perangkat keras dengan komponen yang biayanya rendah dan menggunakan perangkat lunak *LabView* dimana platform ini menggunakan bahasa pemrograman visual yang membantu menciptakan desain, kontrol, dan aplikasi pengujian yang fleksibel dan dapat diukur. Kekurangan alat ini terletak pada preprosesing sinyal yang dihasilkan belum begitu baik, jadi sangat berpengaruh jika pada saat pengukuran, obyek yang diukur bergerak-gerak. Pasien seperti orang tua dan anak-anak, kadang-kadang sangat sulit untuk menghitung SpO2 dan denyut nadinya karena tingginya pergerakan jari mereka.

Penjelasan keaslian penelitian disajikan dalam bentuk Tabel 1.1.

**Tabel 1.1.** Keaslian Penelitian

No Reff	Topik Penelitian	Metode Sensor Yang Digunakan	Hasil (Akurasi)	Kelemahan
6	Perancangan pulse oximetry dengan penambahan sistem alarm prioritas sebagai vital monitoring terhadap pasien	Nellcor DS100A	Alat hanya mampu membaca hasil SpO2 max 98%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tampilan saturasi oksigen real time.</li> <li>- Belum ada <i>memory</i> penyimpanan data.</li> <li>- Power supply yang besar hingga 9V DC</li> <li>- Alat belum dilakukan pengujian kalibrasi dengan alat standar</li> </ul>

No Reff	Topik Penelitian	Metode Sensor Yang Digunakan	Hasil (Akurasi)	Kelemahan
7	Simulasi kadar saturasi oksigen untuk evaluasi pulse oksimeter	LED Combo dan OPT101	Alat hanya mampu membaca hasil spo2 82% - 89%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tampilan saturasi oksigen real time.</li> <li>- Belum ada memory penyimpanan data.</li> <li>- Arsitektur sensor yang digunakan terpisah sehingga perlu ketelitian saat pemasangan agar penerima dan pemancar bisa sejajar.</li> </ul>
8	Rancang bangun oksimeter digital berbasis mikrokontroler ATMega16	TEMT6000	Akurasi alat Max 94%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tampilan saturasi oksigen real time.</li> <li>- Belum ada memory penyimpanan data.</li> <li>- Menggunakan LED warna biru dan hijau dimana sensor tersebut tidak efektif untuk diterima detektor.</li> <li>- Menggunakan mikrokontroler ATMega16 dengan Bahasa C dimana Bahasa ini masih memiliki kekurangan akan fleksibilitas penulisan program.</li> </ul>
9	Rancang bangun pulse oximetry berbasis personal computer sebagai pendeteksi kadar oksigen dalam darah	Led Merah, Infra Merah dan photodiode	Akurasi alat Max 90%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Desain alat tidak <i>portable</i>.</li> <li>- Alat belum dilakukan uji kalibrasi dengan alat standar.</li> </ul>

No Reff	Topik Penelitian	Metode Sensor Yang Digunakan	Hasil (Akurasi)	Kelemahan
10	Rancang bangun SpO2 non invasive yang dilengkapi dengan alarm untuk diagnose abnormal berbasis Arduino ATMEGA328	Led merah, infra merah dan photodiode	Keakurasian alat mencapai maksimal 97,31%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Box alat yang relatif besar.</li> <li>- Alat belum dilengkapi dengan catu daya baterai.</li> <li>- Alat belum dilakukan uji kalibrasi dengan alat standar.</li> <li>- Noise sensor masih terlalu tinggi.</li> </ul>
11	Rancang bangun monitoring oximetry	Led Merah, Infra Merah dan photodiode	Keakurasian alat mencapai maksimal 96%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sensor yang digunakan masih modular sehingga keakurasian hasilnya kurang maksimal.</li> <li>- Alat belum dilengkapi dengan catu daya baterai.</li> <li>- Tampilan hanya <i>real time</i>.</li> <li>- Belum ada <i>memory</i> penyimpanan data.</li> <li>- Alat belum dilakukan uji kalibrasi dengan alat standar.</li> </ul>
12	Sistem vital sign monitoring secara multipoint	MGW830	Keakurasian alat mencapai maksimal 98%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Terjadi <i>delay</i> pada saat pengukuran, dikarenakan kemampuan data rate pada Xbee yang lebih kecil jika dibandingkan dengan data rate pada perangkat sensor MGW830 menyebabkan hasil vital sign monitoring tubuh pada PC menjadi tersendat atau hasil pembacaan sedikit terlambat dan bisa saja terjadinya kehilangan</li> </ul>

				<p>data pada saat proses monitoring berlangsung.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Tampilan hanya real time.</li> <li>- Alat belum dilakukan uji kalibrasi dengan alat standar.</li> </ul>
13	Rancang bangun oximeter	NPN2n2222	Keakurasian alat mencapai maksimal 87%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Tampilan hanya <i>real time</i>.</li> <li>- Keakurasian sensor yang belum sesuai dengan standar.</li> <li>- Belum dilengkapi dengan <i>system alarm</i> dan <i>memory</i>.</li> </ul>
14	Rancang bangun oximeter yang dengan sensor yang di letakkan di telinga	Clip Sensor	Keakurasian alat mencapai maksimal 90%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sensor yang digunakan tidak memberikan efek klinis.</li> <li>- Hasil kurang akurat.</li> <li>- Penempatan sensor yang membuat pasien tidak nyaman.</li> <li>- Alat belum dilakukan uji kalibrasi dengan alat standar.</li> </ul>
15	Rancang bangun SpO2 secara realtime	Nellcor	Keakurasian alat mencapai maksimal 98%	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kekurangan alat ini terletak pada preprosesing sinyal yang dihasilkan belum begitu baik, jadi sangat berpengaruh jika pada saat pengukuran, obyek yang diukur bergerak-gerak. Pasien seperti orang tua dan anak-anak, kadang-kadang sangat sulit untuk menghitung SpO2 dan denyut nadinya karena tingginya pergerakan jari mereka.</li> <li>- Belum dilengkapi dengan <i>system alarm</i> dan <i>memory</i>.</li> </ul>

Kesimpulan sementara, nilai keakuratan menggunakan single sensor masih dalam tingkat keraguan, maka diperlukan sebuah metode baru untuk pengukuran SpO<sub>2</sub> menggunakan 2 sensor atau lebih agar hasil lebih akurat. Hal ini juga berguna pada pasien yang mengalami *stroke* pada bagian salah satu dari tangan, dimana salah satu tangan bisa berkurang nilai SpO<sub>2</sub> nya, sehingga jika menggunakan 2 sensor bisa di letakkan di kedua jari tangan sehingga akan lebih akurat pemeriksaannya.

### 1.7 Kontribusi Tesis

Belum adanya alat monitoring SpO<sub>2</sub> untuk pasien *stroke* secara paralel yaitu alat monitoring SpO<sub>2</sub> menggunakan double sensor sehingga menyebabkan diagnosa dokter kurang tepat dalam memberi terapi dimana kadar oksigen pasien dengan kondisi tersebut harus sering dipantau agar kadar oksigennya tetap stabil. Jika pasien *stroke* mengalami kekurangan oksigen pada otak, jika tidak langsung ditangani bisa berakibat fatal. Penelitian ini menciptakan pengukur kadar oksigen dengan metode *non invasive* yang mampu untuk mengukur kadar oksigen pada pasien penderita *stroke* dan memberikan fasilitas *last record* pada dokter yang dapat digunakan sebagai tambahan analisa pemeriksaan.

## BAB II

### KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

#### 2.1 Penelitian Terdahulu

Setelah peneliti melakukan telaah terhadap beberapa penelitian terdahulu ada beberapa yang memiliki keterkaitan dengan penelitian yang peneliti lakukan, dalam daftar berikut ini.

- a. Rancang Bangun Alat Ukur Kadar Hemoglobin dan Oksigen Dalam Darah dengan Sensor Oximeter Secara Non-Invasive [4]. Penelitian ini mengimplementasikan *prototype* sistem Oksimeter menggunakan oxisensor dengan receiver berupa photodiode dan menggunakan pengkondisian sinyal berupa filter AC dan DC dari infrared dan LED merah, Mikrokontroler ATmega 8535 dan rangkaian amplifier IC UA741CN dengan penguatan 1 kali. Prinsip kerja dari penelitian ini adalah membandingkan nilai sensor SpO<sub>2</sub> terhadap alat kalibrator SpO<sub>2</sub> simulator terlebih dahulu dengan tujuan untuk mengetahui keakuratan probe oximeter dan sistem keseluruhan dari sensor oksimeter tersebut. Setelah itu baru dilakukan pengukuran oksimeter ke sejumlah responden dengan masing-masing responden di ukur di setiap jarinya. Sistem monitoring oksimeter pada penelitian ini ditampilkan pada LCD 2x16 yang terhubung menggunakan kabel dengan mikrokontroler ATmega8535. Kelemahan dari penelitian ini adalah rangkaian filter yang digunakan untuk mengoutputkan arus DC tidak diketahui batas frekuensi *cut-off* nya dan tidak menggunakan kapasitor. Dari hal ini perlu dipasang kapasitor sebagai filter (*smoothing*) sehingga dapat meloloskan tegangan berfrekuensi rendah yang merupakan tegangan DC.
- b. Rancang Bangun Pulse Oximetry Digital Berbasis Mikrokontroler dari jurusan Teknik Elektronika Politeknik Elektronika Negeri Surabaya [16]. Alat ini menggunakan oxisensor D-25 yang terdiri dari LED dan *Infrared* sebagai *transmitter* dan LDR sebagai *receiver* kemudian menggunakan rangkaian penguat *cascade* (bertingkat). Kelemahan dari penelitian ini

adalah menggunakan *receiver* berupa LDR, LDR lebih rentan terhadap noise karena tidak hanya menerima sinar *infrared* dan LED merah, melainkan menerima seluruh cahaya yang ada (Dian, 2015). Dan ditinjau dari blok diagram, penelitian ini memiliki kelemahan pada blok rangkaian pengkondisian sinyal berupa dua keluaran yaitu arus AC dari *infrared*+LED merah dan arus DC adalah dari *infrared*+LED merah. Hal ini menyebabkan tidak dapat diketahui secara pasti nilai arus AC dan DC pada tiap-tiap komponen *infrared* dan LED merah.

- c. Perancangan Alat Ukur Saturasi Oksigen Dalam Darah Tampil Lcd Grafik [17]. Penelitian ini dibangun dengan menggunakan *finger sensor*, ATmega32, rangkaian amplifier menggunakan ICLF353, rangkaian filter Menggunakan LPF 0,8Hz, menggunakan rangkaian *a stable* dan *driver* IC NE555 dan *demultiplexer*. Penelitian menghasilkan sistem yang dapat memonitoring nilai SPO2 kemudian hasilnya ditampilkan dalam bentuk numerik dan grafik. Kelemahan penelitian ini belum memakai batre, belum ada buzzer jika nilai SpO2 dibawah normal, masih banya noise jika responden bergerak dan masih menggunakan IC NE555 sebagai penggerak rangkaian *astable*, dimana IC tersebut bisa diganti dengan IC mikrokontroler yang lebih stabil.
- d. Prototype Alat Pendeteksi Kadar Oksigen Dalam Darah (Hemoglobin/hb) Menggunakan Mikrokontroler Atmega 8535 [18]. Penelitian ini dibangun menggunakan led *infrared* dan sensor foto dioda untuk mendeteksi kadar oksigen dalam darah, menggunakan mikrokontroler Atmega 8535. Penelitian ini mengajukan mekanisme monitoring kadar oksigen dan data yang diperoleh dari hasil pendeteksian led merah dan sensor *infrared* serta *photodiode* dikontrol dengan menggunakan Mikrokontroller Atmega 8535 yang sudah terlebih dahulu diprogram dengan menggunakan bahasa pemrograman bahasa C AVR sebagai alat untuk mendeteksi kadar oksigen dalam darah dapat dilakukan dengan benar. Perbedaan dengan Peneliti sebelumnya adalah pada system *power supply* nya sudah menggunakan battery sehingga alat lebih *portable*. Kelemahan

penelitian ini tidak membandingkan alat yang sudah di buat dengan alat ukur standar sehingga tidak diketahui nilai errornya. Penelitian ini juga masih memerlukan perbaikan sensor agar nilai kadar oksigen dalam darah yang diperoleh tidak dipengaruhi oleh cahaya disekitar sensor.

- e. Rancang Bangun Alat Penentuan Status Denyut Nadi Melalui Pendeteksian Jari Tangan Dan Keluaran Suara Berbasis Mikrokontroler [19]. Komponen yang digunakan sensor pulse oximetry, Mikrokontroler ATmega 8535, LCD 16x2 dan *buzzer*. Pembuatan alat ini didasarkan akan kebutuhan penyandang tuna netra menentukan status denyut nadi dengan keluaran suara. Kelemahan alat ini belum memanfaatkan secara penuh sensor oximetry yang dipakai. Sensor oximetry yang dipakai hanya menampilkan denyut nadi per menitnya.
- f. Rancang Bangun Pulse Oximetry Digital Berbasis Mikrokontroler Atmega 16 [20]. penelitian ini menggunakan komponen LED, diode infra merah, sensor photo diode, Downloader ISP Programmer, LCD 2x16 dan ATmega 16 sebagai mikrokontrolernya. Pembuatan alat ini didasari akan harga unit pulse Oksimeter yang mahal dipasaran. Sehingga penulis membuat alat dengan komponen yang murah dan mudah didapat dipasaan. Penguatan kaskade alat ini yang berfungsi untuk memisahkan sinyal AC dan sinyal DC sudah dienkapi dengan *high pass filter* dan *low pass filter*. Kelemahan alat ini terletak pada desain penjepit sensor yang digunakan belum sempurna sehingga belum memiliki hasil yang akurat dan belum tersedia SD card sebagai media penyimpanannya.
- g. Rancang Bangun Pulse Oximetry Menggunakan Arduino Sebagai Deteksi Kejenuhan Oksigen Dalam Darah [21]. Komponen yang digunakan LED merah dan inframerah sebagai sumber cahaya serta *photodiode* sebagai sensor cahaya. Sementara untuk kepentingan otomatisasi, alat ini dirancang-bangun berbasis PC (*Personal Computer*) dengan menggunakan arduino sebagai akuisisi datanya. Alat ini berbasis PC karena dirancang khusus sebagai instrumentasi yang berada di dalam suatu ruangan yang permanen dalam suatu instansi kesehatan maupun

ruang keluarga. PC dapat mengolah sinyal sehingga dapat menampilkan grafik sinyal, menyimpan data atau data dapat diolah untuk kepentingan lebih lanjut yaitu penentuan kadar oksigen darah pasien.

- h. Fingerstip Pulse Oxymeter Tampil Pc ( Bpm ) [22]. Alat ini dilengkapi dengan parameter pengukur detak jantung (HR= *heart rate*) yang di hubungkan di PC dan layar monitor sebagai *display* nya. Rancangan penelitian ini menggunakan dengan jenis penelitian *After Only Design*, dengan menggunakan alat ukur osiloskop dan *patient monitor* buatan pabrik sebagai pembandingnya. Alat ini dilengkapi dengan indikator jika bpm < 60 dan > 100. Kekurangan alat ini adalah belum tersedianya penyimpanan untuk proses analisa sinyal *Pleth, noise* frekuensi dari luar masih mempengaruhi dengan sangat mudah, perlu penyempurnaan *software* pada referensi masing-masing kepekatan darah pada manusia yang bermacam-macam sehingga pada tampilan mampu tersetting secara otomatis.
- i. Alat Pengukur Kadar Oksigen Pada Tubuh Manusia [23]. Alat ini menggunakan sensor yang terdiri dari led merah, led inframerah dan phototransistor. Hasil pendeteksian kemudian diolah pada mikrokontroler Atmega328 yang sudah termasuk pada Arduino. Alat ini dilengkapi *buzzer* yang digunakan sebagai indikator ketika kandungan oksigen kurang dari batas terendah. Kelemahan alat ini masih menggunakan 7 *segment* sebagai *display* nya, dimana komponen ini termasuk teknologi lama yang sudah jarang dipakai saat ini. Selain itu pembanding alat ini bukanlah alat ukur, sehingga toleransi kesalahan yang didapat semakin besar. Ukuran sensor dan modul yang masih besar sehingga tidak bisa digunakan secara *mobile*.
- j. Sistem Deteksi Gejala Hipoksia Berdasarkan Saturasi Oksigen dan Detak Jantung Menggunakan Metode Fuzzy Berbasis Arduino [24]. Alat ini dibuat dengan tujuan untuk mendeteksi gangguan hipoksia dimana kondisi ini dapat mengganggu fungsi otak, hati, dan organ lainnya dengan cepat. Dalam penelitian ini menggunakan sensor Max30100

sebagai sensor *noninvasive* yang dijepitkan ke ujung jari untuk dapat mengetahui hasil dari gejala awal hipoksia. Metode yang digunakan menggunakan metode fuzzy sugeno sehingga didapatkan output sesuai *rule* yang ada. Hasil yang tertampil dikirimkan ke smartphone menggunakan *Bluetooth*. Kelemahan alat ini menggunakan sensor Max30100, dimana sensor ini pemancar (led merah dan led inframerah) dan penerimanya (phototransistor) terletak sejajar, sehingga sensor ini susah untuk dibandingkan dengan alat ukur yang ada dipasaran, dimana letak pemancar (led merah dan led inframerah) dan penerimanya (phototransistor) terletak berhadapan. Pengujian alat ini tidak dibandingkan dengan alat ukur melainkan dibandingkan dengan *bed side monitor* yang ada di rumah sakit.

- k. Design Software For Pulse Oximeter Accuracy Testing Using LabVIEW [25]. Alat ini dibuat untuk meneliti keakurasian pulse Oksimeter ketika digunakan untuk monitoring kondisi pasien. Alat kalibrasi Oksimeter dihubungkan dengan *bed side monitor* lalu di komunikasikan ke PC. Di PC tersebut data diolah menggunakan program Lab View untuk diteliti keakurasian hasil pengukuran Oksimeter. Sistem tersebut digunakan untuk menentukan nilai perkiraan dari keakurasian pulse Oksimeter secara cepat dan mudah. Simulator pulse Oksimeter menggunakan produk dengan merk Fluke Index 2MF SPO2 Simulator. Program ini dibuat untuk mengkontrol SpO2 simulator untuk menghasilkan nilai saturasi oksigen dari pulse oksimeter yang terhubung dan menampilkan hasilnya di PC dalam bentuk grafik dan tabel. Kelemahan alat ini standar ISO 80601-2-61 tidak bisa digunakan pada pasien simulator untuk memvalidasi keakuratan peralatan pulse Oksimeter. Selain itu peralatan yang dibuat tidak memungkinkan dijalankan secara mobile.
- l. Portable Pulse Oximeter [26]. Sensor MAX30102 digunakan pada penelitian ini untuk memonitor saturasi oksigen dalam darah (SpO2) dan detak jantung (BPM). Mikrokontroler IC Atmega 2560-16AU digunakan untuk memproses data yang dibaca oleh sensor MAX30102. Layar LCD

TFT 2,4 inci sebagai layar untuk menampilkan nilai SpO2 dan BPM. Alat ini dilengkapi dengan 2 buah baterai sebagai catu dayanya. Sebagai alat pembanding menggunakan Finger Pulse Oksimeter dengan merek Puremed tipe Oxy-777. 2 resistor digunakan sebagai resistor pull-up sebelum memasuki mikrokontroler. Resistor *pull-up* digunakan untuk mencegah nilai *float* pada kondisi high dengan menambahkan resistor pada jalur sumber tegangan dan paralel dengan jalur input ke microcontroller. Dengan pull-up resistor, pin input akan terbaca high saat tombol tidak ditekan. Dengan kata lain, sejumlah kecil arus mengalir antara VCC dan pin input (tidak ke ground), sehingga pin input dibaca mendekati VCC. Kelemahan alat ini belum tersedia SD card yang digunakan untuk menyimpan hasil memory. Selain itu, untuk kalibrasinya tidak menggunakan alat ukur seperti SpO2 simulator melainkan menggunakan alat SpO2 portable. Faktor dari pemasangan sensor yang belum tepat dan pergerakan jari dari responden masih menjadi kelemahan alat ini, sehingga menyebabkan nilai kesalahan menjadi semakin besar.

- m. SpO2 portable [27]. Perancangan alat ini menggunakan sensor MAX30100, dan rangkaian minimum system Arduino AT mega 2560-16AU sebagai mikrokontrolernya. Alat ini sudah dilengkapi dengan baterai portable, sehingga memungkinkan alat untuk dibawa secara mobile. Sensor MAX30100 yang digunakan pada penelitian ini untuk memonitor saturasi oksigen dalam darah (SpO2). Sistem ini menggunakan resistor *pull-up* sebesar 47k ohm yang diletakan pada pin SDA dan SCL (pin digital 20 dan 21), juga menggunakan tegangan +5vdc dan ground. Kelemahan alat ini jika ada gerakan yang ditimbulkan dari pergerakan jari responden maka nilai error akan semakin besar, desain sensor yang belum maksimal memungkinkan intensitas cahaya dari luar mempengaruhi hasil pembacaan data alat ini belum dilengkapi SD card sebagai memory hasil pembacaannya.

- n. Patient Monitor Tampil Pc ( SpO2 Dan Bpm ) [28]. Alat ukur osiloskop dan patient monitor pabrik digunakan pada penelitian ini dan rancangan ini berjenis one grup post test design. Alat ini dihubungkan dengan Personal Computer (PC), sehingga apabila display mengalami kerusakan tidak perlu lagi membongkar seluruh board yang normal. Program Delphi digunakan untuk interface ke PC dengan baud rate sebesar 9600. Untuk kontrol sistem alat ini menggunakan rangkaian minimum sistem Atmega 8535. Software mikrokontroler menggunakan setting XTAL 11.059200 MHz untuk mengurangi error baud rate dan bertujuan agar tidak mengurangi besarnya data ADC yang dikirim. Untuk pembanding alat ini menggunakan SpO2 simulator dengan merk Index 2XL SpO\_2 Simulator. Kelemahan alat ini jika pasien banyak bergerak akan memperbesar nilai error yang dihasilkan, perbedaan sensor finger juga berpengaruh terhadap hasil pembacaan. Alat ini harus selalu terhubung di *Personal Computer* (PC) dan rangkaian dikemas di dalam box atau chasing yang masih relative besar sehingga menyulitkan jika digunakan untuk keperluan *mobile*.
- o. Monitoring Heart Rate Dan Saturasi Oksigen Melalui Smartphone [29]. Sistem IoT (*Internet of Things*) digunakan pada alat ini, dimana alat ini menggunakan sensor yang digunakan yaitu sensor *heart rate* dan sensor SPO2 MAX 30100, serta mikrokontroler Arduino nano dan ESP01 sebagai pengolah data dan koneksi Wi-Fi kemudian data tanda vital akan ditampilkan pada smartphone android menggunakan aplikasi blynk. Hasil monitoring yang ditampilkan pada smartphone berisikan hasil pembacaan saturasi oksigen dan heart rate yang dihasilkan dari sensor max 30100 yang dibaca oleh mikrokontroler arduino Nano kemudian Arduino Nano akan mengirimkan data pembacaan melalui perangkat ESP8266 ESP01 ke *smartphone*, sehingga smartphone dapat memonitoring secara langsung, kapanpun dan dimanapun. Cara kerja sensor yaitu terdapat 2 led yang terdiri dari led merah dan IR (*Infrared*) photodetektor. Pendeteksi cahaya yang terdapat di masing-masing sisi probe

menyebarkan cahaya melalui jaringan tubuh menuju ke pendeteksi cahaya. Cahaya inframerah terserap lebih banyak pada *hemoglobin* dengan kadar oksigen yang lebih, sedangkan pada *hemoglobin* yang tidak memiliki kadar oksigen akan menyerap cahaya merah. Setiap detiknya melakukan beberapa kali pengukuran untuk penyerapan cahaya relatif. Hasil dari pengukuran tersebut kemudian di proses pada mikrokontroller. Hasil dari pengukuran selama 3 detik akan diambil sebagai nilai rata-rata. Kelemahan alat ini, masih ada perbedaan pembacaan parameter antara LCD dan smartphone karena factor delay yang dihasilkan. Alat ini belum tersedia SD card sebagai media penyimpanan datanya dan alat ini juga belum tersedia baterai sebagai cadangan catu dayanya, sehingga belum bisa digunakan untuk keperluan *mobile*.

## 2.2 Landasan Teori

### 2.2.1 Pulse Oksimetri

SpO<sub>2</sub> (*Saturation of Peripheral Oxygen*) berfungsi mengamati saturasi oksigen darah. Hal ini dilakukan untuk menjamin kadar oksigen cukup pada pembuluh darah. Biasanya dipakai pada pasien yang mengalami under anesthesia, neonates (bayi baru lahir yang berusia di bawah 28 hari (Stoll, 2007), pasien yang mengalami kondisi buruk (*critically*). Alat ini menampilkan frekuensi denyut jantung dan saturasi oksigen, parameter yang menjadi andalan dan sangat berguna untuk mengetahui kondisi pasien saat pemeriksaan. Oksimeter termasuk alat medis *non invasive* dan *portabel*. Proses penggunaan probe sensor dengan menjepit bagian ujung jari seperti pada Gambar 2.1.



**Gambar 2.1** Probe Pulse Oksimeter [8]

Sensor dibangun dengan menggunakan LED (Light Emitting Diode) berwarna merah dan LED *infrared*. Perlu diketahui *hemoglobin* yang mengandung oksigen (*oxyhemoglobin*) akan menyerap panjang gelombang cahaya 940 nm dan *hemoglobin* yang tidak mengikat oksigen (*deoxyhemoglobin*) menyerap panjang gelombang cahaya 660 nm sehingga hal inilah yang mengapa LED merah dan inframerah digunakan sebagai komponen utama pembangun sensor karena kedua LED ini memiliki panjang gelombang yang sesuai kriteria. Secara umum, pengukuran dilakukan dengan mengetahui jumlah *hemoglobin* yang mengikat oksigen dan *hemoglobin* yang tidak mengikat oksigen berdasarkan jumlah *hemoglobin* yang mengalir pada area sensor dalam waktu tertentu. Pencacahan ini dapat dilakukan berdasarkan respon dari *photodiode* yang berperan sebagai penerima sinyal cahaya, jika *photodiode* menerima cahaya dari LED maka akan dikirimkan sinyal aktif pada prosesor sensor dan akan mulai dilakukan pencacahan. Dikarenakan prinsip dari *hemoglobin* yang menyerap cahaya pada panjang gelombang tertentu, maka jumlah cacah akan berkebalikan dengan jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen dan tidak mengandung oksigen. Visualisasi dari kondisi cacah tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.2.



**Gambar 2.2.** Cacah kadar oksigen dalam darah melalui jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen dan tidak mengandung oksigen

Berdasarkan Gambar 2.2 dapat dilihat bahwa perhitungan dilakukan dengan meninjau jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen dari total keseluruhan *hemoglobin* yang dicacah, rasio jumlah cacah *hemoglobin* yang mengandung oksigen dengan total cacah *hemoglobin* secara keseluruhan tersebut dikalikan dengan 100% akan menghasilkan nilai konsentrasi oksigen dalam darah. Sebagai bentuk perhitungan dari visualisasi pada Gambar 2.2, didapatkan perhitungan nilai SpO<sub>2</sub> pada persamaan (2.1).

$$SpO_2 = \frac{\Sigma \text{oxygenated Hemoglobin}}{\Sigma \text{oxygenated Hemoglobin} + \Sigma \text{deoxygenated Hemoglobin}} * 100\% \dots (2.1)$$

Indikator hasil pengukuran pulse oximetry dapat dilihat pada Tabel 2.1 *Modified Early Warning System (MEWS) scoring system*.

**Tabel 2.1** *Modified Early Warning System (MEWS) scoring system* [30]

NO	SATURASI OKSIGEN	KRITERIA
1	90-100%	Normal
2	86-90%	Hipoksemia ringan
3	81-85%	Hipoksemia sedang
4	< 61-81%	Hipoksemia berat
5	< 60%	Hipoksemia super berat

Hal-hal yang menyebabkan penurunan nilai saturasi oksigen (hipoksemia) dapat disebabkan karena pernafasan pasien lambat dan dangkal (hipoventilasi). Pernaafaasan lambat bisa disebabkan oleh opioid dan dangkal. Hal ini diakibatkan oleh pelumpuhan otot yang masih bekerja.[30]

Saturasi oksigen adalah persentase oksigen yang telah bergabung dengan molekul *hemoglobin* dimana oksigen bergabung dengan *hemoglobin* dalam jumlah yang cukup untuk memenuhi kebutuhan tubuh, pada saat yang sama oksigen dilepas untuk memenuhi kebutuhan jaringan. Gambaran saturasi oksigen dapat mengetahui kecukupan oksigen dalam tubuh sehingga dapat membantu dalam penentuan terapi lanjut. Aliran darah yang tidak lancar pada pasien *stroke* mengakibatkan gangguan *hemodinamik*

termasuk saturasi oksigen. Oleh karena itu diperlukan pemantauan dan penanganan yang tepat karena kondisi hemodinamik sangat mempengaruhi fungsi pengantaran oksigen dalam tubuh yang pada akhirnya akan mempengaruhi fungsi jantung[3]. Berdasarkan hasil penelitian Christine Roffe[31], pada kasus pasien yang menderita *stroke* terjadi penurunan nilai saturasi oksigen dalam darah yang cenderung terjadi pada malam hari. Gejala ini terindikasi ketika nilai saturasi oksigen dalam darah pasien turun hingga di bawah 94% pada malam hari. Pada kondisi ini dapat dikatakan bahwa pasien *stroke* memiliki kecenderungan mengalami nilai saturasi oksigen di bawah rata-rata orang sehat yakni 99%-100% akan tetapi masih belum dikategorikan sebagai hipoksemia.

Adapun karakteristik saturasi oksigen (SpO<sub>2</sub>) penderita *stroke* dapat dilihat pada Tabel 2.2.

**Tabel 2.2** Karakteristik Saturasi Oksigen (SpO<sub>2</sub>) Penderita *Stroke*

No	Referensi	Jenis Stroke	Metodologi	Kadar SpO <sub>2</sub>
1	Hypoxia and stroke[31].	Hypoxia stroke	Menghubungkan antara <i>hypoxia</i> dan <i>stroke</i> . Mengukur kadar SpO <sub>2</sub> pasien dengan mengatur posisi dan memberikan treatment oksigen rutin pada pasien.	Kadar SpO <sub>2</sub> < 94 %.
2	Unexpected Nocturnal Hypoxia in Patients With Acute Stroke[32].	Acute Stroke	Pengukuran dilakukan pada sejumlah 118 pasien yang sudah dirawat setelah 72 jam. Pasien yang menggunakan oksigen tidak ikut dalam penelitian. Penelitian menggunakan SpO <sub>2</sub> Minolta 3i dan diukur selama 5 menit pada saat pasien bangun dan tertidur dari jam 23.00 - 07.00.	Pada saat terjaga kadar SpO <sub>2</sub> <94% dan pada saat tertidur kadar SpO <sub>2</sub> <90%.

No	Referensi	Jenis Stroke	Metodologi	Kadar SpO2
3	Implementasi Evidence Based Nursing pada Pasien dengan Stroke Non-Hemoragik Studi Kasus[33].	Stroke Non-Hemoragik	Pengukuran dilakukan pada pasien berumur 63 tahun yang sudah tidak bisa bisaca saat dipanggil dan anggota badan bagian akan lemah di Rumah Sakit Umum Daerah Dr.Achmad Mochtar Bukittinggi Sumatera Barat.	Kadar SpO2 91%.
4	Magnetic Resonance Brain Imagin In Patient With Acute Stroke[34] .	Stroke akut	Melakukan studi kasus sejumlah 136 pasien selama 34 minggu yang menjalani pemeriksaan MRI sebagai modalitas pencitraan pada <i>stroke</i> akut.	Kadar SpO2 minimal 74%.
5	Is Tube Feeding Associated With Altered Arterial Oxygen Saturation In Stroke Patients ?[35].	Stroke Iskemik dan Hemoragik	Memonitoring sejumlah 20 pasien pria maupun wanita di bawah 75 tahun selama 14 hari dengan metode pemberian makanan pada pasien secara oral atau NGT menggunakan alat pulse oximeter Datex Ohmeda 3700.	Kadar SpO2 <90%.
6	Is Overnight Tube Feeding Associated With Hypoxia In Stroke?[36].	Dysphagic acute stroke (stroke dengan kondisi susah menelan)	Studi observasi SpO2 menggunakan alat merk Datex Ohmeda 3700 secara berturut turut dalam kondisi yang sama, pada 165 pasien yang berada di unit <i>stroke</i> rumah sakit selama 9 bulan diaman pasien mengalami <i>stroke</i> disfagia dengan metode pemeriksaan diberi makan secara oral atau NGT di sebuah bangsal penyakit <i>stroke</i> . Seluruh pasien sudah menjalani pemeriksaan pencitraan otak.	Rata-rata SpO2 pasien adalah 94%.

No	Referensi	Jenis Stroke	Metodologi	Kadar SpO2
7	Does Feeding Alter Arterial Oxygen Saturation In Patients With Acute Stroke ?[37].	Stroke Iskemik dan Hemoragik	Memonitor sejumlah 134 pasien kurang dari 12 hari yang telah mengalami serangan <i>stroke</i> dengan kriteria pasien yang masih bisa makan secara oral dan dibandingkan dengan pasien lansia (kasus non neurologis) sebuah rumah sakit. Pemeriksaan dilakukan menggunakan pulse oximeter Kontron 7250 selama 10 menit berturut-turut dengan metode sebelum, pada saat dan setelah makan.	Hasil SpO2 rata rata 95% dengan 24% pasien adalah $\leq 90\%$ dengan pemeriksaan selama dan setelah makan.
8	Hypoxia after stroke a review of experimental and clinical evidence[38].	Stroke Iskemik dan Hemoragik	Penulis mereview jurnal no 35,36,37 dan menyimpulkan Hampir $\frac{1}{4}$ pasien <i>stroke</i> dari ketiga jurnal tersebut hasilnya $<90\%$ dan hasilnya SpO2 tersebut tidak berkaitan dengan waktu serta pemberian makanan yang diberikan secara oral dan NGT.	KadarSpO2 $<90\%$ .
9	Countinous Pulse Oximetry in Accute Hemiparetic Stroke[38].	Hypoxia stroke	Memonitor 49 pasien <i>stroke</i> secara berturut-turut menggunakan alat pulse oximeter selama 48 jam, pasien di berikan terapi oksigen tambahan.	Kadar SpO2 kurang dari 96%.

No	Referensi	Jenis Stroke	Metodologi	Kadar SpO2
10	The Combination Of Bedside Swallowing Assessment And Oxygen Saturation Monitoring Of Swallowing In Acute Stroke : A Safe And Humane Screening Tool[39].	Stroke akut	Memantau 53 pasien dengan umur 18 – 19 tahun yang sudah terkonfirmasi dengan gambaran scan tomografi dimana kondisi pasien adalah pasien dengan gejala <i>stroke</i> akut. Penelitian menggunakan alat merk Minolta Pulsox 7.	Hasil SpO2 86%.

### 2.2.2 LED

Light Emiting Diode (LED) dapat mengeluarkan cahaya bila diberikan forward bias. Dioda jenis ini banyak digunakan sebagai indikator dan display. Misalnya dapat digunakan untuk *seven segmen* (display angka)[17].

### 2.2.3 Dioda *Infrared*

Dioda *Infrared* termasuk ke dalam jenis Dioda Cahaya (*Light Diode*). Dioda *Infrared* adalah dioda yang memancarkan cahaya yang tidak terlihat dengan mata manusia yaitu cahaya inframerah[17].

### 2.2.4 Sensor MAX30102

Sensor MAX30102 merupakan salah satu jenis sensor SpO2 yang dapat mendeteksi saturasi oksigen darah yang di produksi oleh Maxim Integrated. Seperti yang terlihat pada Gambar 2.3, sensor ini memiliki sumber LED merah dan inframerah dengan dilengkapi photodioda yang letaknya bersebelahan serta memiliki *noise* yang rendah dengan penolakan cahaya di sekitar sensor. Photo dioda adalah sensor cahaya yang termasuk

kategori sensor cahaya photo *conductive* yaitu sensor cahaya yang akan mengubah perubahan intensitas cahaya yang diterima menjadi perubahan konduktansi pada terminal sensor tersebut.

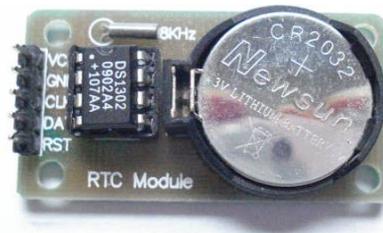
Photo dioda merupakan sensor cahaya yang akan mengalirkan arus listrik satu arah saja dimana akan mengalirkan arus listrik dari kaki anoda ke kaki katoda pada saat menerima intensitas cahaya pada umumnya, sensor MAX30102 digunakan sebagai perangkat memonitoring secara berkala kondisi tubuh maupun realtime [17]. MAX30102 beroperasi pada catu daya tunggal sebesar 1,8V dan catu daya 3,4V yang terpisah untuk LED internal. Modul sensor ini dilengkapi dengan I2C sebagai antarmuka standar yang kompatibel antara perangkat seluler dengan mikrokontroler. Karakteristik dan spesifikasi sensor secara lengkap dapat dilihat pada Lampiran 1.



**Gambar 2.3.** Sensor MAX30102[26]

### 2.2.5 Real Time Clock RTC ds 1302

RTC (Real Time Clock) merupakan chip IC yang mempunyai fungsi untuk menghitung waktu yang dimulai dari detik, menit, jam, hari, tanggal, bulan, hingga tahun dengan akurat. Untuk menjaga atau menyimpan data waktu yang telah di-ON-kan pada module terdapat sumber catu daya sendiri yaitu baterai jam kancing. Keakuratan data waktu yang ditampilkan digunakan osilator kristal eksternal. (Maximintegrated, 2015). Gambar RTC ds 1302 ditunjukkan pada Gambar 2.4 RTC ds 1302.



**Gambar 2.4.** RTC ds 1302

RTC ds 1302 memiliki beberapa pin konfigurasi yang seperti ditunjukkan oleh Tabel 2.3 pin konfigurasi RTC ds 1302

**Tabel 2.3** Pin Konfigurasi RTC ds 1302

Arduino Mega pin	Module micro SD Card adapter
GND	GND
5V	VCC
6	CLK
7	DAT
8	RST

### 2.2.6 Multiplexer TCA9548A

Multiplexer TCA9548A merupakan perangkat yang mempunyai 8 saklar penerjemah dua arah yang dapat dikontrol oleh komunikasi bus I2C. TCA9548A dapat berkomunikasi hingga 64 sensor dengan alamat I2C yang sama atau berbeda dengan menetapkan saluran tertentu ke setiap sub-bus sensor. Multiplexer TCA9548A memungkinkan berkomunikasi dengan beberapa perangkat I2C yang memiliki alamat yang sama. Sehingga memudahkan untuk berinteraksi dengan komponen-komponen yang ada. Multiplexer TCA9548A adalah multiplexer I2C saluran delapan chanel (dua arah) yang memungkinkan delapan perangkat I2C terpisah untuk

dikendalikan oleh bus I2C single host. Sensor I2C dapat dipasang pada bus multiplex SCn/SDn. Adapun gambar dari Multiplexer TCA9548A dapat di tunjukan pada Gambar 2.5.



**Gambar 2.5.** Multiplexer TCA9548A

### **2.2.7 SD Card**

Secure Digital (SD) card adalah *memory Card* atau kartu memori merupakan sebuah alat (card) yang berfungsi sebagai tempat penyimpanan data digital. Pada penelitian yang berjudul Sistem pemantau suhu dan kelembaban ruang dengan notifikasi via email data monitoring tersimpan pada SD card, dimana ketika mikro pengendali dihidupkan maka data suhu, kelembaban, waktu dan tanggal akan dituliskan terus-menerus ke kartu memori (yang berukuran sebesar 8 GB) melalui modul SD Card setiap satu detik sekali. Berkas yang dihasilkan bernama data.csv atau memiliki format Comma-Separated Values [40], dalam penelitian yang lain juga memanfaatkan SD card sebagai sistem pemantauan lingkungan indoor berbiaya rendah dengan penyimpanan kartu digital (SD) yang aman, Bentuk fisik dari SD Card ditampilkan pada Gambar 2.6.



**Gambar 2.6.** Gambar SD Card[40]

### 2.2.8 Buzzer

*Buzzer* adalah merubah dari sinyal listrik menjadi suara, nada *buzzer* ini biasanya difungsikan sebagai pemberi suatu peringatan pada suatu kejadian, dapat juga digunakan sebagai penanda bahwa suatu proses sudah selesai atau dapat digunakan sebagai *reminder* jika terjadi suatu masalah pada alat. *Buzzer* difungsikan menjadi *buzzer* aktif sebagai indikator yang menjadi satu dalam node coordinator. Bentuk fisik dari buzzer ditampilkan pada Gambar 2.7.



**Gambar 2.7.** Gambar Buzzer[5]

### 2.2.9 LCD

LCD berfungsi sebagai penampil, sehingga data dapat ditampilkan secara jelas. LCD dapat menampilkan huruf, angka dan symbol. LCD lebih bagus daripada penampil-penampil menggunakan *seven segment* LED (Light Emitting Diode) yang sudah umum digunakan di pasaran. Modul LCD sudah mempunyai *basic interface* yang sudah baik dimana sudah sesuai dengan minimum system. Modul LCD ini sudah juga sesuai dengan keluarga mikrokontroler yang lain. Bentuk dan ukuran modul-modul LCD ini banyak ragamnya. Salah satu variasi bentuk dan ukuran yang tersedia dan dipergunakan pada peralatan ini adalah 20x4 karakter. LCD 20x4

digunakan untuk menampilkan pulsa SpO<sub>2</sub>. LCD ini memiliki spesifikasi 20 karakter dengan 4 baris. Dengan dimensi 98 x 60 x 13,6 mm, dilengkapi dengan *backlight*. Bentuk LCD 20x4 diperlihatkan pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8. Gambar LCD 20x4 [5]

#### 2.2.10 Mikrokontroler Arduino Mega

Arduino Mega2560 adalah papan mikrokontroler yang menggunakan IC ATmega2560. Arduino Mega2560 ini memiliki 54 pin input / output digital (15 di antaranya dapat digunakan sebagai output PWM), 16 input analog, 4 UART (hardware port serial), osilator kristal 16 MHz, koneksi USB, colokan listrik, header ICSP, dan tombol reset. Board ini berisi semua yang diperlukan untuk mendukung fungsi sebagai mikrokontroler. Cukup sambungkan ke komputer dengan kabel USB atau daya dengan adaptor AC-ke-DC atau baterai untuk sumber tegangannya. Board Arduino Mega 2560 kompatibel dengan sebagian besar shield yang dirancang untuk Mega dan papan sebelumnya *Duemilanove* atau *Diecimila*. Berikut Gambar 2.9 Arduino Mega.



**Gambar 2.9** Arduino Mega [27]

Arduino Mega memiliki beberapa pin konfigurasi yang seperti ditunjukkan oleh Tabel 2.4.

**Tabel 2.4.** Pin konfigurasi Arduino Mega

Micrkontroller	ATmega2560
Tegangan operasi	5V
Input tegangan (recommended)	7-12V
Input tegangan (limit)	6-20V
Digital I/O Pin	54 (of which 15 provide PWM output)
Analog Input Pin	16
arus DC per I/O Pin	20 mA
arus DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Panjang	101.52 mm
Lebar	53.3 mm
Berat	37 g

Untuk mendukung mikrokontroler agar dapat digunakan, cukup hanya menghubungkan Board Arduino Mega ke komputer dengan menggunakan

kabel USB atau listrik dengan AC ke adaptor DC atau baterai untuk menjalankannya.

Mega berbeda dengan semua board sebelumnya dalam hal koneksi USB-to-serial yaitu menggunakan fitur Atmega8U2 yang diprogram sebagai konverter USB-to-serial berbeda dengan board sebelumnya yang menggunakan chip FTDI driver USB-to-serial.

Arduino Mega dapat diaktifkan melalui koneksi USB atau dengan catu daya eksternal (otomatis). Eksternal (non-USB) daya dapat berasal baik dari AC-ke adaptor-DC atau baterai. Adaptor ini dapat dihubungkan dengan menancapkan plug jack pusat-positif ukuran 2.1mm ke konektor power. Ujung kepala dari baterai dapat dimasukkan kedalam Gnd dan Vin pin header dari konektor Power.

Kisaran kebutuhan daya yang disarankan untuk board Mega adalah 5 sampai dengan 12 volt, jika diberi daya kurang dari 5 volt kemungkinan pin 5v Mega dapat beroperasi tetapi tidak stabil kemudian jika diberi daya lebih dari 12V, regulator tegangan bisa panas dan dapat merusak board Mega.

#### 2.2.11 Batre Litium Ion 3.7v 2000mah



**Gambar 2.10.** Batre liion 3.7v 2000mAh[27]

Baterai ion litium (biasa disebut Baterai Li-ion atau LIB) adalah salah satu anggota keluarga baterai isi ulang (*rechargeable battery*). Di dalam baterai ini, ion litium bergerak dari elektroda negatif ke elektroda positif saat dilepaskan, dan kembali saat diisi ulang. Baterai Li-ion memakai senyawa litium interkalasi sebagai bahan elektrodanya, berbeda dengan litium metalik yang dipakai di baterai litium non-isi ulang. Baterai ion litium umumnya dijumpai pada barang-barang elektronik konsumen. Baterai ini merupakan jenis baterai isi ulang yang paling populer untuk peralatan

elektronik portabel, karena memiliki salah satu kepadatan energi terbaik, tanpa efek memori, dan mengalami kehilangan isi yang lambat saat tidak digunakan. Selain digunakan pada peralatan elektronik konsumen, LIB juga sering digunakan oleh industri militer, kendaraan listrik, dan dirgantara. Sejumlah penelitian berusaha memperbaiki teknologi LIB tradisional, berfokus pada kepadatan energi, daya tahan, biaya, dan keselamatan intrinsik.

Karakteristik kimiawi, kinerja, biaya, dan keselamatan jenis-jenis LIB cenderung bervariasi. Barang elektronik genggam biasanya memakai LIB berbasis litium kobalt oksida (LCO) yang memiliki kepadatan energi tinggi, namun juga memiliki bahaya keselamatan yang cukup terkenal, terutama ketika rusak. Litium besi fosfat (LFP), litium mangan oksida (LMO), dan litium nikel mangan kobalt oksida (NMC) memiliki kepadatan energi yang lebih rendah, tetapi hidup lebih lama dan keselamatannya lebih kuat. Bahan kimia ini banyak dipakai oleh peralatan listrik, perlengkapan medis, dan lain-lain. NMC adalah pesaing utama di industri otomotif. Litium nikel kobalt aluminium oksida (NCA) dan litium titanat (LTO) adalah desain khusus yang ditujukan pada kegunaan-kegunaan tertentu.

## **BAB III**

### **METODE PENELITIAN**

#### **3.1 Metodologi Penelitian**

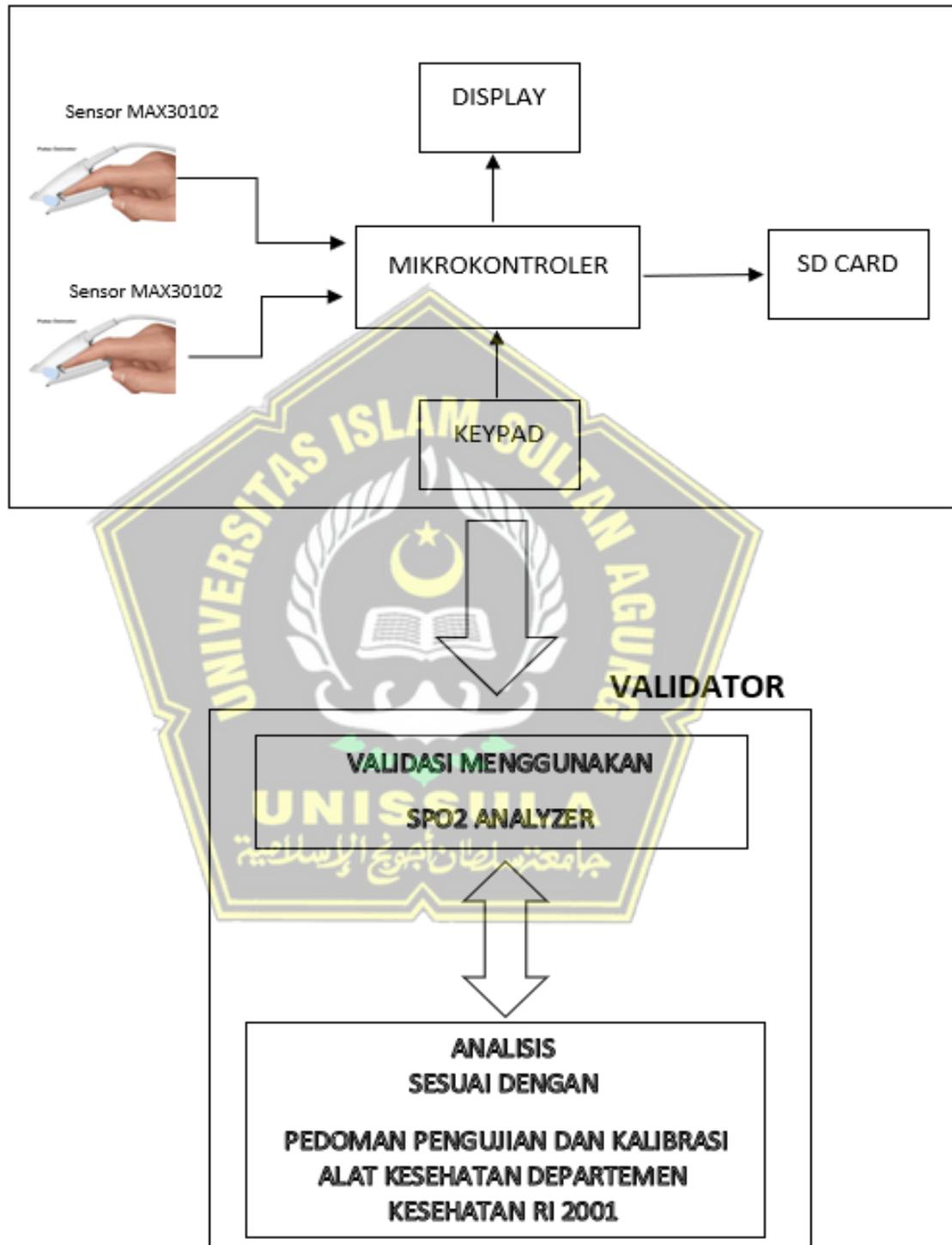
Penelitian ini dirancang dengan beberapa tahapan, tahapan pertama perencanaan penelitian. Tahapan ini terdiri dari penentuan permasalahan, pengumpulan *literature review*, dan perancangan arsitektur. Identifikasi masalah dilakukan untuk menentukan topik penelitian yang akan diangkat. Kemudian hasil dari identifikasi masalah dijadikan sebagai rumusan masalah pada penelitian ini. *Literature review* dilakukan bertujuan untuk mencari referensi-referensi yang berkaitan dengan penelitian ini sehingga dapat mendukung penelitian yang dilakukan. Setelah melakukan kajian *literature review*, selanjutnya adalah perancangan arsitektur yang bertujuan untuk membuat model alat SpO2 monitor secara keseluruhan.

Tahap selanjutnya adalah pembuatan *prototype* yang terdiri dari perancangan *hardware* dan *software* yang disesuaikan dengan permasalahan yang ada pada penelitian ini. Perancangan *hardware* dalam penelitian ini menggunakan LED, dioda *infrared*, sensor photo dioda, Arduino Mega, batre Li Ion, SD Card, LCD dan buzzer. Perancangan *software* membuat program pada Arduino Mega dan di tampilkan pada LCD.

Proses selanjutnya yaitu pengujian *prototype* yang terdiri dari pengujian *hardware*, pengujian *software*, pengujian terintegrasi, dan tahap evaluasi. Kemudian langkah berikutnya adalah melakukan analisa sistem. Analisa sistem bertujuan sebagai indikator keberhasilan sistem yang dibangun telah berjalan dengan baik atau tidak. Apabila ada kekurangan atau kegagalan pada kerja sistem, maka akan dilakukan tahap evaluasi. Langkah terakhir, penarikan kesimpulan dan saran.

Sistem monitoring kadar oksigen ditampilkan menggunakan 2 sensor dan di tampilkan pada LCD. LCD menampilkan rata-rata pembacaan 2 sensor real time dan last record. Dalam pembuatan *prototype* alat, langkah pertama yang harus

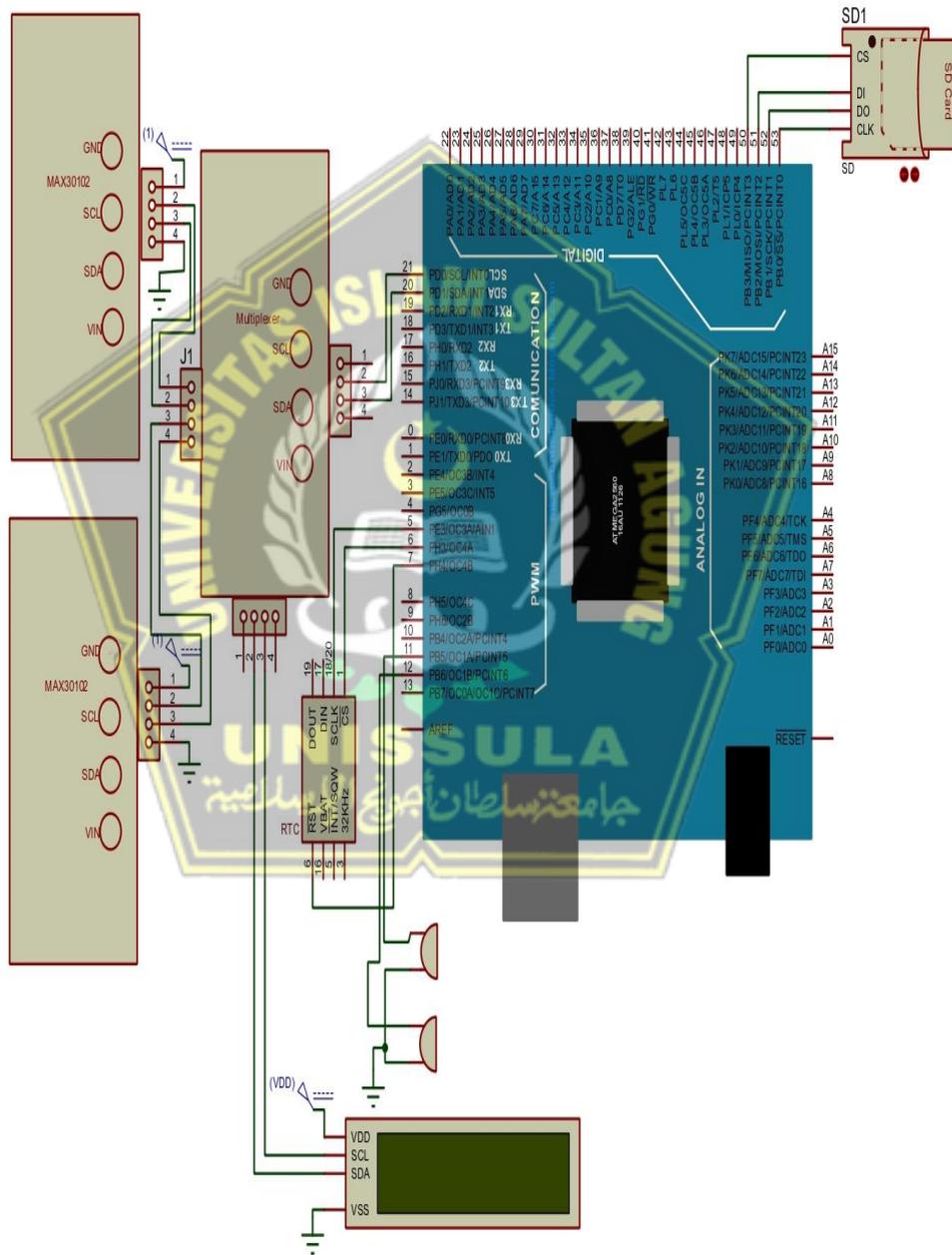
dilakukan adalah membuat sistem model secara umum, yang ditunjukkan pada Gambar 3.1.



**Gambar 3.1.** Arsitektur Sistem Model SpO2

### 3.2 Perancangan Hardware

Perancangan sistem *hardware* yang digunakan terdiri dari sensor MAX30102, Arduino Mega, SD Card, LCD dan buzzer, yang dirangkai saling terhubung dan terintegrasi menjadi satu sistem, rangkaian digambarkan dalam bentuk wiring diagram seperti pada Gambar 3.2.



**Gambar 3.2.** Wiring Diagram Vital Sign Monitor

Fungsi dari *hardware* yang terdapat pada Gambar 3.1 diatas adalah sebagai berikut:

1. Arduino Mega berfungsi untuk mengendalikan macam-macam peripheral yang terhubung pada system.

2. LED.

Penggunaan LED berwarna merah dikarenakan cahaya yang dipancarkan mempunyai panjang gelombang 660nm. Dimana panjang gelombang 660nm lebih banyak diserap oleh *deoxyhemoglobin* (RHb)

3. Sensor Max30102.

Penggunaan Sensor Max30102 dikarenakan cahaya yang dipancarkan mempunyai panjang gelombang 940nm. Panjang gelombang 940 nm lebih banyak diserap oleh *hemoglobin* (Hb)

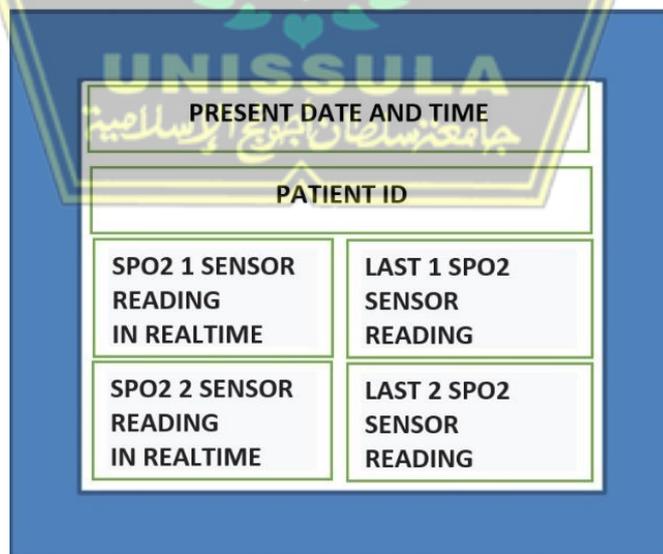
4. SD Card berfungsi sebagai penyimpan data hasil pembacaan nilai saturasi oksigen.

5. Buzzer berfungsi sebagai indikator jika nilai saturasi oksigen kurang dari batas normal

6. Multiplexer adalah sebuah rangkaian logika yang terima beberapa masukan data secara otomatis dan pilih salah satu dari masukan tersebut pada waktu tertentu, untuk dikeluarkan pada keluaran. Multiplexer berfungsi sebagai seleksi data. Data masukan yang terdiri dari beberapa sumber, di pilih satu dan dilanjutkan ke suatu saluran yang tunggal. Masukan data dapat terbagi dari beberapa jalan dengan masing-masing cara dapat terdiri dari satu atau melebihi dari satu bit. Penggunaan *multiplexer* dilakukan dengan tujuan agar proses data yang diolah dan berjalan pada mikrokontroler dapat berurutan dan minim derau. Hal ini dikarenakan penggunaan *port* yang sama antara kedua sensor yaitu *port scl* dan *sda* dikarenakan protokol yang sama yaitu  $I^2C$ . Sebagaimana yang diketahui bahwa prinsip kerja dari sebuah  $I^2C$  adalah menggunakan *address* atau alamat dari setiap perangkat

*slave* sebagai referensi untuk melakukan komunikasi data. Dikarenakan sensor yang digunakan berasal dari produsen yang sama dan memiliki *slave address* yang sama, maka akan terjadi ketimpangan data ketika kedua sensor tersebut diakses secara bersamaan. Hal inilah yang membedakan rancangan antara sistem yang penulis rancang dengan penelitian-penelitian yang sudah-sudah yang hanya menggunakan satu buah sensor MAX30102 sehingga keberadaan *multiplexer* tidak dibutuhkan pada rancangan sistem yang hanya menggunakan satu buah sensor MAX30102.

7. RTC (real time clock) ds 1302 digunakan untuk menampilkan waktu saat alat digunakan. RCT merupakan suatu chip yang bisa menyimpan waktu berupa detik, menit, bulan, tanggal dan tahun. RCT masih bisa meyimpan data waktu ketika unit dimatikan. Agar tetap bisa meyimpan waktu, RTC dilengkapi dengan baterai CMOS.
8. LCD monitor berfungsi display sentral monitoring nilai 2 sensor SpO2, rata-rata pembacaan 2 sensor SpO2 dan standar deviasi dengan tampilan display seperti Gambar 3.3.



**Gambar 3.3.** Tampilan Display SpO2

Dalam penelitian ini dibutuhkan beberapa bahan dan peralatan berupa *hardware*. Berikut ini peralatan *hardware* yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu :

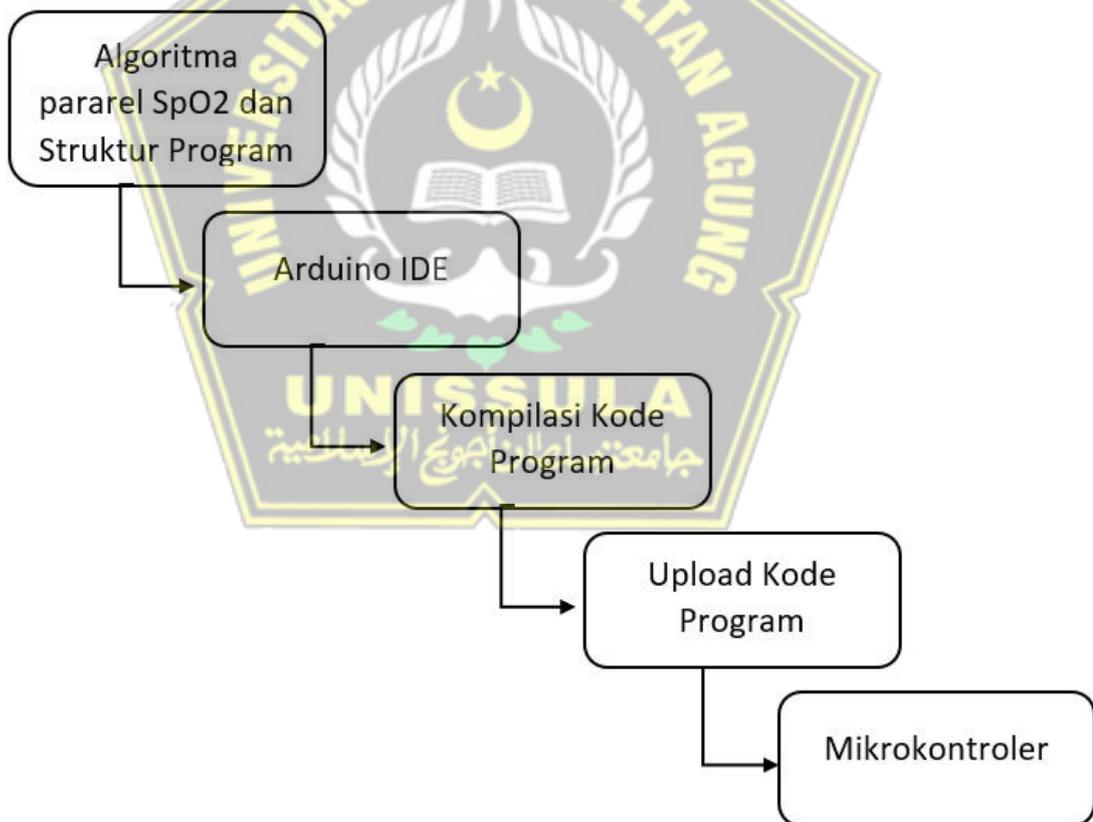
- a. Laptop
- b. Sensor MAX30102
- c. LCD
- d. *Buzzer*
- e. Arduino Mega
- f. Power Supply
- g. Kabel Data
- h. Kabel Jumper
- i. Toolset

### 3.3 Perancangan Software

Ditahapan awal, pemodelan dalam suatu perangkat lunak merupakan suatu hal yang dilakukan. Sebenarnya masih memungkinkan didalam suatu rekayasa perangkat lunak, tanpa melakukan pemodelan. Pemodelan dalam perangkat lunak merupakan suatu yang harus dikerjakan dibagian awal rekayasa dan pemodelan dan hal ini akan mempengaruhi pekerjaan-pekerjaan dalam rekayasa perangkat lunak tersebut. Model proses perangkat lunak masih menjadi obyek penelitian, tapi sekarang ada banyak model umum atau paradigma yang berbeda dari pengembangan perangkat-perangkat lunak, antara lain pengembangan *waterfall* yaitu pengembangan secara *evolusioner* transformasi formal.

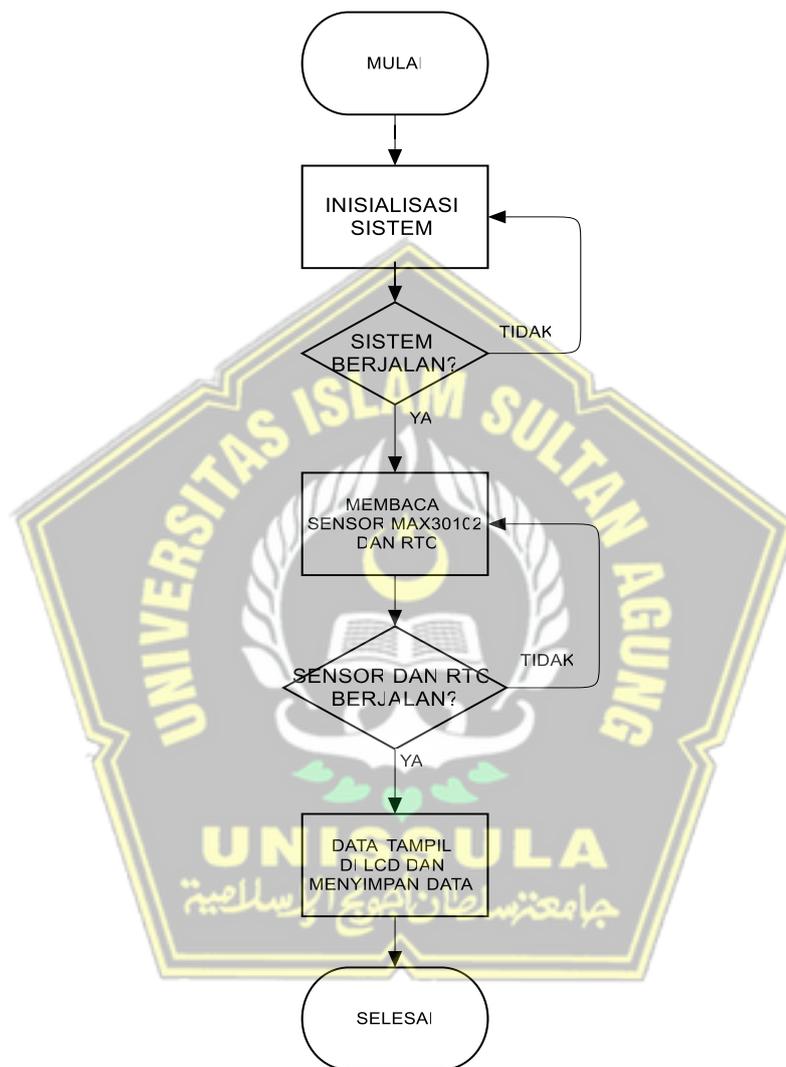
Mikrokontroler digunakan sebagai pendukung arsitektur utama sebuah system di dalam penelitian ini. Sistem yang ditanam pada mikrokontroler, penentuan algoritma dan struktur program sangatlah diperlukan didalam perancangan perangkat lunak. Penelitian ini berfokus pada stabilisasi nilai SpO<sub>2</sub>. Perinsip kerja dari sistem penelitian ini dimulai dari pembacaan data sensor SpO<sub>2</sub> yang diletakkan pada kedua jari pasien. Selanjutnya dari data yang diperoleh diolah oleh mikrokontroler dan ditampilkan di display. Data SpO<sub>2</sub> 1 menit yang lalu juga ditampilkan dalam modul ini sebagai

peringat dokter untuk menegakan diagnosa. Real Time Clock juga disematkan dalam modul ini. Tahapan selanjutnya setelah algoritma dan struktur program terancang dengan baik adalah pembuatan kode program (*source coding*) menggunakan Arduino IDE. Salah satu perangkat lunak *open source* yang digunakan untuk mendukung pengembangan kode program dalam bahasa C untuk keluarga mikrokontroler AVR adalah Arduino IDE. Setelah kode program dibuat sesuai dengan algoritma dan struktur program yang telah dirancang, tahapan berikutnya adalah mengupload kode program kedalam mikrokontroler dengan cara memastikan file \*.ino kedalam mikrokontroler dengan fitur yang telah disediakan Arduino IDE. Proses pemograman mikrokontroler dapat dilihat pada Gambar 3.4.



**Gambar 3.4.** Proses Pemograman Mikrokontroler Berbasis *Waterfall* Diagram

Perancangan *software* merupakan perancangan program keseluruhan yang terdiri dari program inisialisasi, pembacaan LED, sensor MAX 30102, RTC dan di tampilkan pada LCD. Gambar 3.5 menggambarkan diagram alir program keseluruhan.



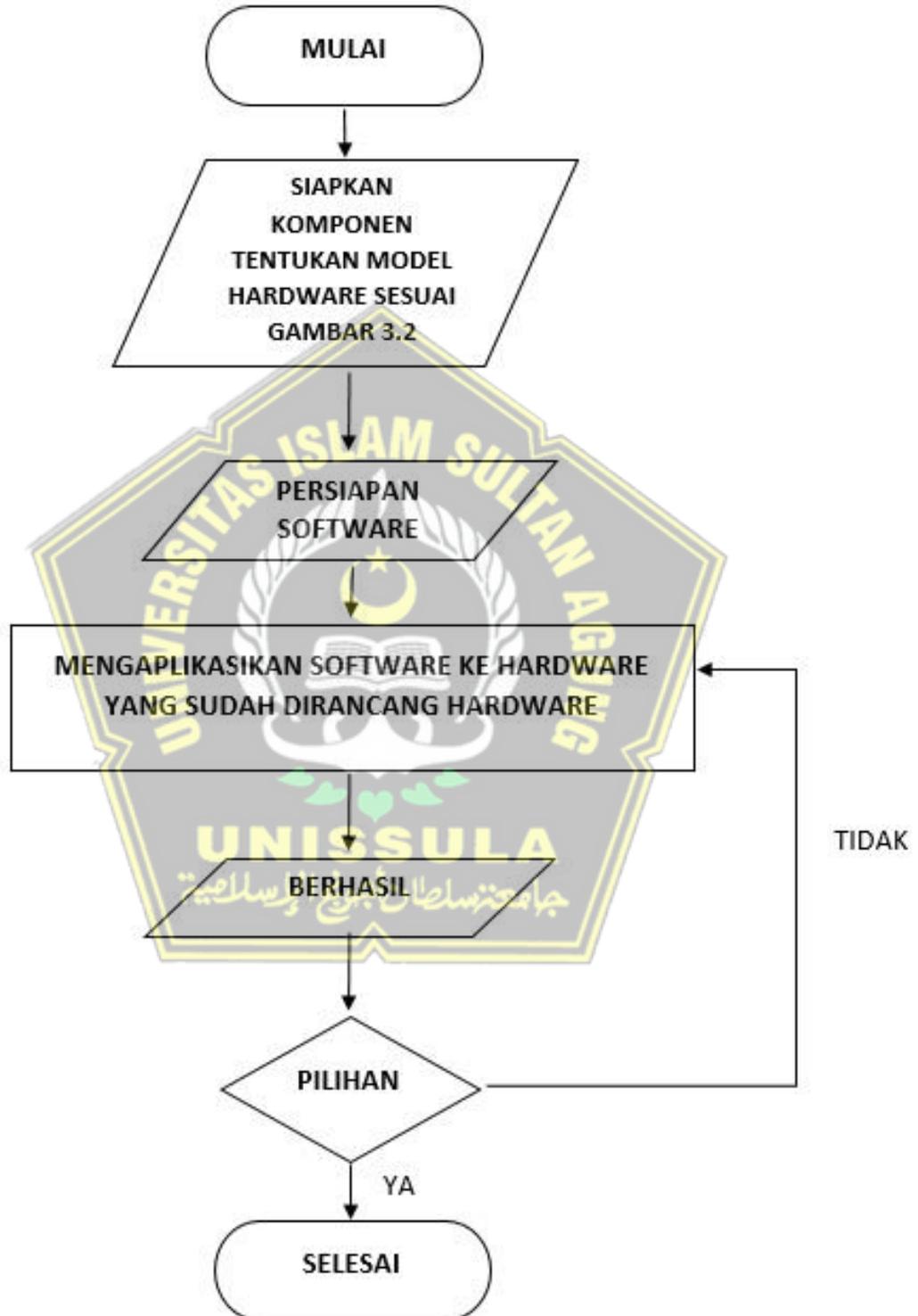
**Gambar 3.5.** Diagram alir program

Dalam penelitian ini dibutuhkan beberapa bahan dan peralatan berupa *software*. Berikut ini peralatan *software* yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu :

- a. Arduino Mega
- b. Proteus

### 3.4 Alur Penelitian

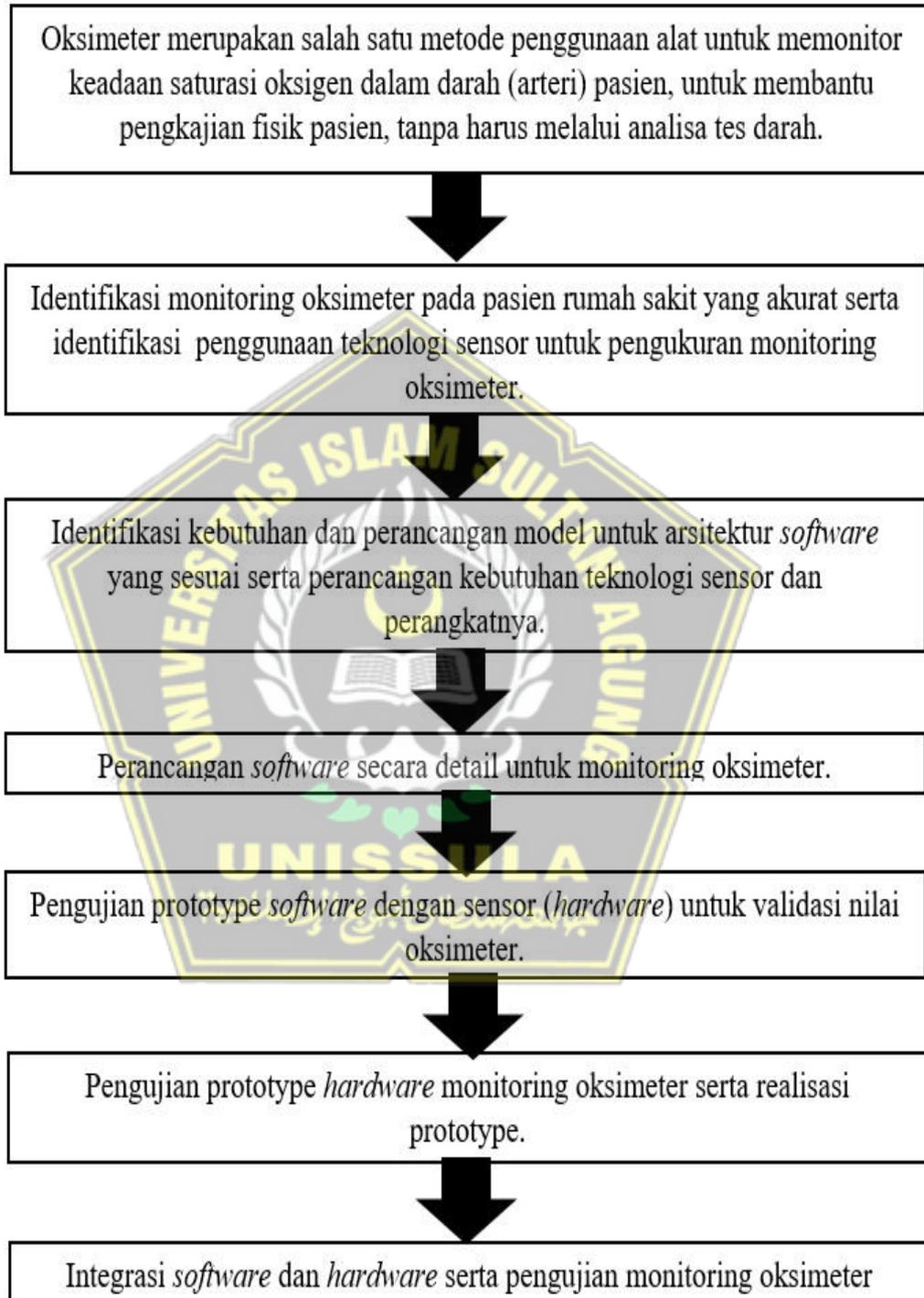
Pada penelitian ini menggunakan alur penelitian sebagai berikut



Gambar 3.6 Diagram Alur Penelitian

### 3.5 Kerangka Pikir Penelitian

Pada penelitian ini menggunakan kerangka pikir penelitian sebagai berikut.



### 3.6 Langkah Pengukuran

1. Melakukan validasi alat dengan menggunakan Fluke SpO2 Analyzer.
2. Melakukan perbandingan hasil Fluke SpO2 Analyzer dengan alat yang dibuat.
3. Melakukan pengukuran kepada pasien *stroke*.

### 3.7 Pengujian Prototype

Menggunakan *Black Box*. Pengujian *black box* adalah pengujian yang dilakukan dengan mengamati hasil eksekusi melalui data uji dan memeriksa fungsional dari perangkat lunak.



## **BAB IV**

### **HASIL DAN PEMBAHASAN**

#### **4.1 Pengujian Alat**

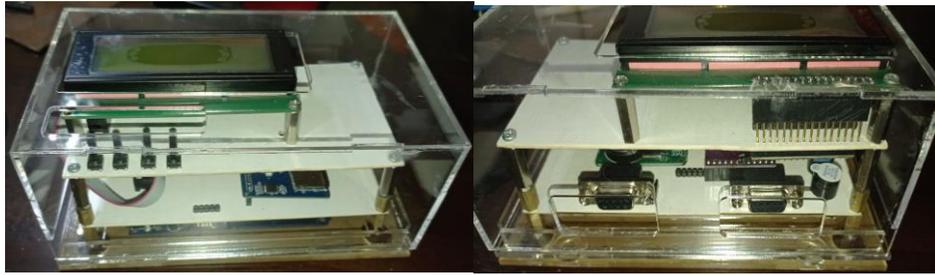
Pada bab ini akan membahas tentang pengujian prototipe dan penelitian alat di sistem monitoring SpO<sub>2</sub>. Selain itu pada bab ini dimaksudkan untuk mengetahui hasil rancangan pembuatan perangkat keras dan perangkat lunak yang telah dibuat. Dengan melakukan percobaan setiap langkah diharapkan perangkat keras dan perangkat lunak yang dibuat sesuai dengan yang diharapkan. Pengujian dilakukan di Instalasi Pemeliharaan Sarana Rumah Sakit (IPSRS), RSUP Dr. Sardjito Yogyakarta pada tanggal 28 Agustus 2020, bertujuan untuk memastikan bahwa komponen yang digunakan berfungsi dengan baik, sesuai kebutuhan peralatan. Pengujian prototipe dilakukan untuk mengetahui fungsi dari setiap perangkat keras dan perangkat lunak yang telah dirancang.

#### **4.2 Pengujian perangkat keras**

Pengujian ini dilakukan untuk memastikan perangkat keras dapat digunakan. Pengujian ini meliputi :

- a. Pengujian Keypad, *buzzer*, RTC dan data logger

Perangkat sistem monitoring SpO<sub>2</sub> terdiri dari *buzzer*, RTC dan data logger dipasang di dalam Box kontrol. Penempatan posisi *buzzer*, RTC dan data logger di atas sisi bawah LCD 20x4 dalam Box kontrol sebelah atas *buzzer*, RTC dan data logger terdapat LCD 20x4 dan keypad. Penempatan *buzzer*, RTC dan data logger dimaksudkan untuk dapat dijangkau pengguna saat pemeliharaan alat, sementara penempatan *buzzer* disebelah tengah pada box kontrol untuk menghasilkan bunyi alarm yang diinginkan. Gambar 4.1. menunjukkan Pengujian *buzzer*, RTC dan data logger.



**Gambar 4.1.** Pengujian *buzzer*, RTC dan data logger.

b. Pengujian catu daya

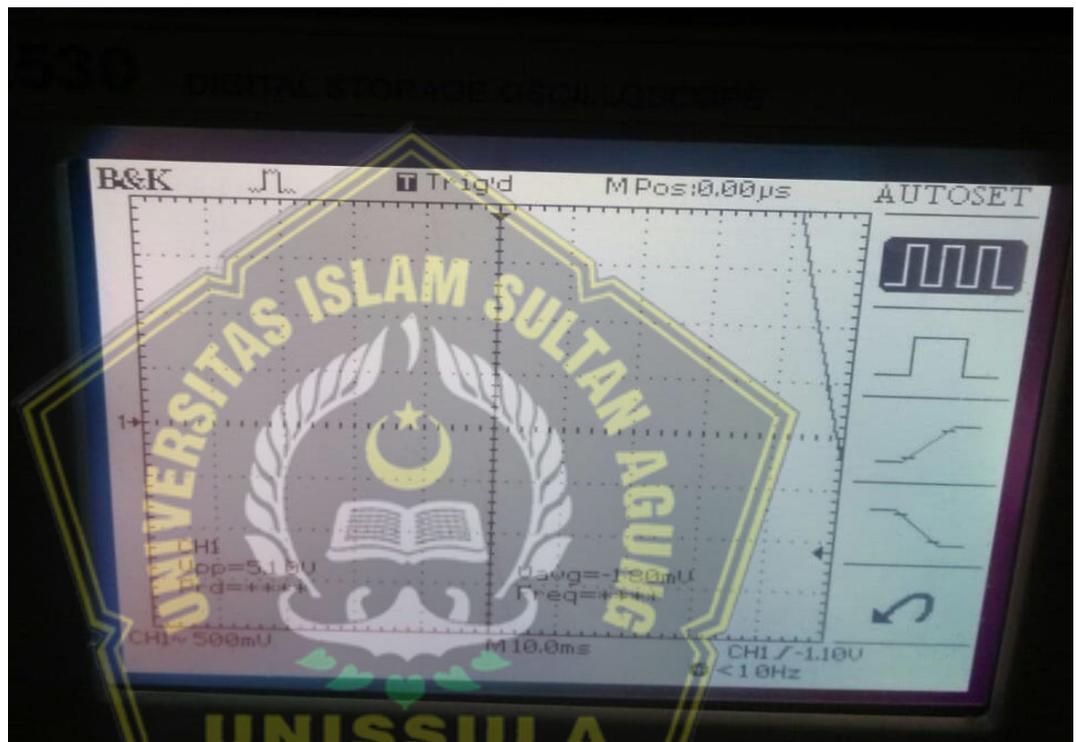
Pada pengujian catu daya, didapatkan nilai yang variatif sebagai mana yang tercantum pada Tabel 4.1, tetapi masih dapat digunakan untuk menjalankan seluruh fitur dari alat yang telah dibangun secara stabil. Nilai yang variatif ini disebabkan oleh efisiensi dari catu daya yang digunakan tidak bisa dikatakan andal 100%. Dalam hal keandalan perangkat, selalu ada nilai toleransi yang menyatakan bahwa nilai dari komponen akan berbeda dari nilai ideal komponen tersebut, sehingga selama luaran dari catu daya masih berada pada rentang yang dapat diterima atau tercantum pada *datasheet*, maka catu daya tersebut dapat dikatakan andal.

**Tabel 4.1** Pengujian catu daya 5 V

No	Waktu	Output Supply	Datasheet	Selisih (V)
1	00 menit 55 detik	5,30	5	0,3
2	15 menit 15 detik	4,50	5	0,5
3	20 menit 18 detik	4,90	5	0,1
4	25 menit 12 detik	4,90	5	0,1
5	30 menit 47 detik	5,20	5	0,2
Rata-rata				0,34

Berdasarkan Tabel 4.1, diketahui bahwa rata-rata selisih tegangan luaran dari catu daya dengan tegangan teoritis (*datasheet*) adalah 0,34 V atau 6,8% dengan selisih terbesar adalah 0,5 V atau 10%, rentang nilai ini masih dapat diterima dikarenakan *datasheet* dari catu daya yang digunakan menyatakan bahwa catu daya tersebut memiliki toleransi  $\pm 0,5V$

atau 10% untuk tegangan keluaran yang dihasilkan. Pada Gambar 4.2 dapat dilihat bahwa nilai tegangan luaran dari catu daya tidaklah stabil yang mana seharusnya pada osiloskop akan menampilkan sinyal kotak sempurna yang mengindikasikan bahwa tegangan stabil di 5 V akan tetapi sinyal yang muncul pada osiloskop tidaklah stabil dan dapat dilihat bahwa nilai tegangan yang terbaca juga tidak selalu tepat pada 5 V.



**Gambar 4.2.** Sinyal tegangan luaran catu daya pada osiloskop

c. Pengujian rangkaian LCD

Pengujian pada rangkaian LCD dilakukan untuk mengetahui apakah LCD dapat bekerja sesuai dengan yang diharapkan. Pengujian dilakukan dengan menampilkan karakter pada setiap baris dan kolom dari LCD, hal ini bertujuan untuk mengetahui apakah ada kerusakan pada LCD.



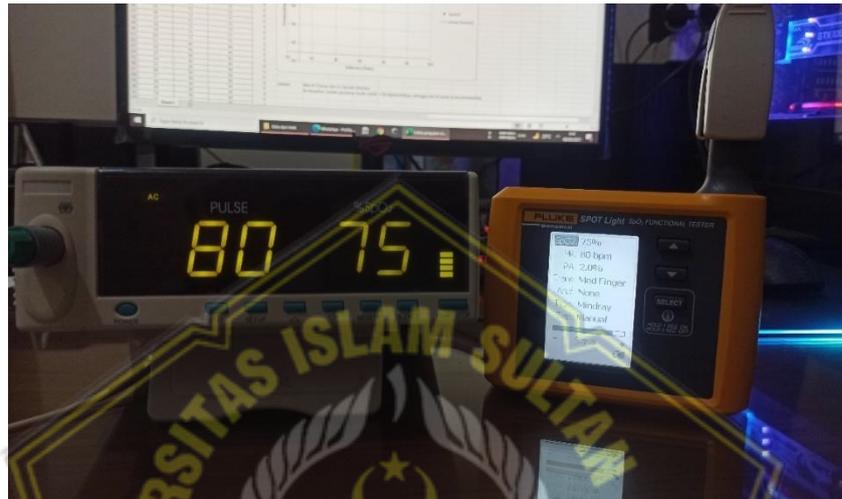
**Gambar 4.3.** Pengujian rangkaian LCD

Pada Gambar 4.3 pengujian pada rangkaian LCD pada baris pertama merupakan informasi waktu. Baris ke 2 merupakan informasi ID pasien. Baris ke 3 terdapat RT-1 merupakan pembacaan *real time* sensor 1 sedangkan LT-1 merupakan pembacaan *last time* sensor 1. Baris ke 4 terdapat RT-2 merupakan pembacaan *real time* sensor 2 sedangkan LT-2 merupakan pembacaan *last time* sensor 2.

d. Pengujian dan Kalibrasi Sensor MAX30102

Pengujian Sensor MAX30102 dimaksudkan untuk melihat keandalan dari sensor jika dibandingkan dengan peralatan medis yang telah terstandarisasi, hasil dari pengujian ini nantinya akan digunakan untuk membuat persamaan kalibrasi pada program dan untuk memvalidasi apakah sensor yang digunakan dapat diterima sebagai peralatan medis yang terstandarisasi. Berdasarkan Pedoman Pengujian dan Kalibrasi Alat Kesehatan yang dikeluarkan oleh Kementerian Kesehatan[41], setiap peralatan medis memiliki batas nilai toleransi tertentu agar dapat dinyatakan sebagai peralatan kesehatan yang terstandarisasi. Nilai toleransi ini akan berbeda-beda tergantung dari jenis alat kesehatan yang digunakan dan merujuk pada alat-alat kesehatan atau kalibrator yang telah dinyatakan sebagai standar baku. Pada kasus peralatan medis untuk memantau konsentrasi oksigen dalam darah, toleransi yang diterima berada pada rentang  $\pm 1\%$  -  $\pm 2\%$  dari nilai alat yang menjadi kalibrator. Pada pengujian ini penulis melakukan dua tahapan pengujian yakni

menentukan peralatan medis yang dijadikan kalibrator dengan terlebih dahulu memastikan bahwa alat tersebut sesuai dengan standar menggunakan kalibrator resmi dan berikutnya membandingkan hasil pengukuran sensor dengan kalibrator yang telah diujikan. Proses pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 4.4.



**Gambar 4.4** Proses Pengujian Kalibrator

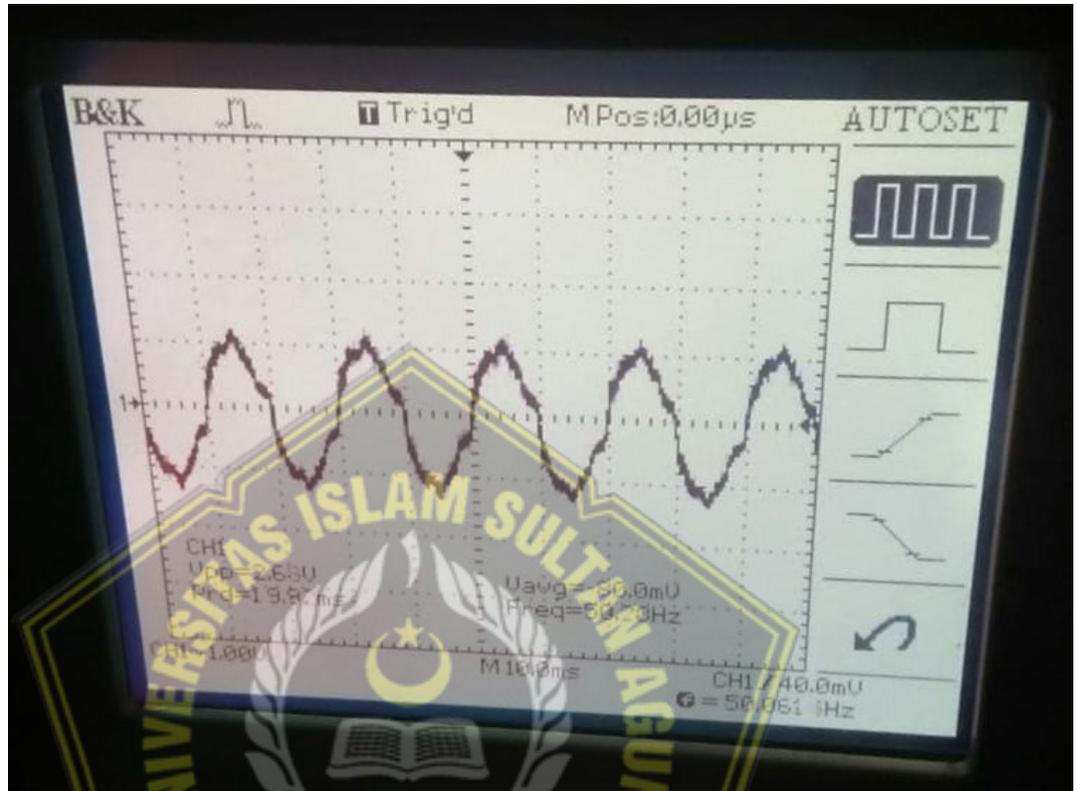
Langkah tersebut penulis ambil dikarenakan kalibrator resmi yang ada tidak dapat mengakomodasi arsitektur dari sensor yang penulis gunakan, dalam hal ini pada sensor yang penulis gunakan memiliki arsitektur dengan *transmitter* dan *receiver* berada pada posisi bersebelahan sedangkan kalibrator yang tersedia hanya mampu mengakomodasi sensor dengan arsitektur *transmitter* dan *receiver* yang berada pada posisi berseberangan. Pada tahap awal, penulis melakukan pengukuran tegangan yang dihasilkan oleh sensor sebagaimana yang dapat dilihat pada Tabel 4.2 dan Gambar 4.5.

**Tabel 4.2** Pengujian Dua Sensor MAX30102

Pengukuran ke-	Sensor MAX30102					
	Tangan Kanan			Tangan Kiri		
	Tegangan Sensor 1	Tegangan Sensor 2	Nilai SpO2	Tegangan Sensor 1	Tegangan Sensor 2	Nilai SpO2
1	2,44 V	2,44 V	97%	3,17 V	3,17 V	99%
2	2,93 V	2,93 V	98%	2,93 V	2,93 V	98%
3	2,44 V	2,44 V	97%	3,42 V	3,42 V	100%
4	3,17 V	3,17 V	99%	3,42 V	3,42 V	100%
5	2,44 V	2,44 V	97%	3,42 V	3,42 V	100%

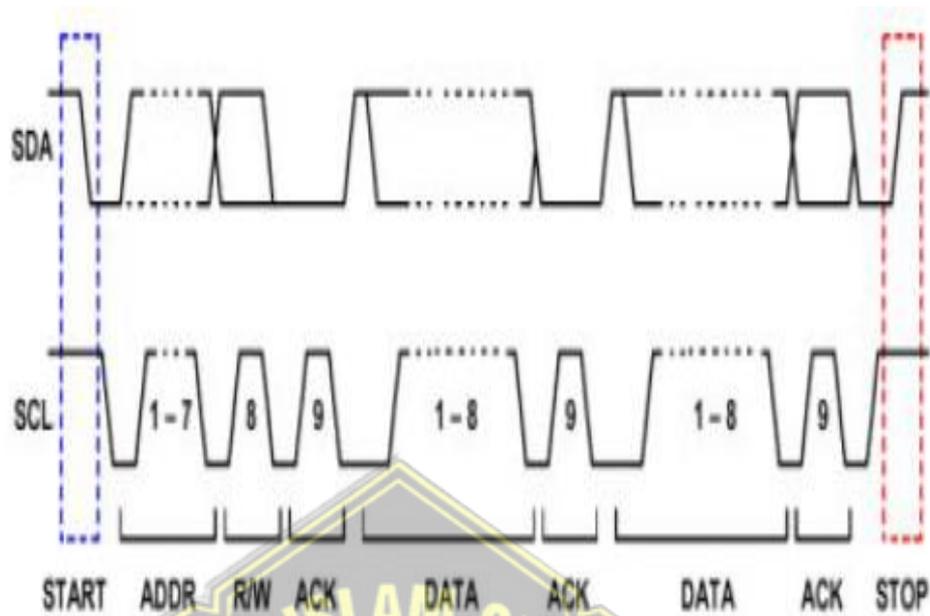
Pengujian ini dilakukan dengan memasang sensor 1 dan sensor 2 pada tangan kanan dan kiri secara bergantian, kemudian penulis mencatat tegangan luaran dari masing-masing sensor pada saat pengukuran pada masing-masing tangan. Berdasarkan Tabel 4.2 dapat dilihat bahwa nilai persentase SpO<sub>2</sub> yang terukur oleh sensor 1 dan sensor 2 pada tangan yang sama dan di waktu yang sama adalah sama serta tegangan luaran sensor saat dilakukan pengukuran pada tangan yang sama akan bernilai sama sesuai dengan nilai persentase SpO<sub>2</sub> yang terukur. Pengukuran dilakukan pada Pin SDA dan GND (*ground*) dari sensor, sebagaimana yang diketahui bahwa Pin SDA membawa sinyal berupa data yang dikomunikasikan antara sensor dengan mikrokontroler melalui protokol I<sup>2</sup>C, sedangkan Pin SCL berfungsi sebagai penghubung dan penyalas antara *clock* yang digunakan dalam komunikasi di kedua perangkat. Nilai tegangan luaran dari Pin SDA akan berubah tergantung pada data yang dikirimkan karena setiap data akan memiliki *dataframe* yang berbeda-beda antara satu dan lainnya. Dapat dilihat bahwa pada saat SpO<sub>2</sub> bernilai 98% maka tegangan luaran dari sensor adalah 2.93V, pada saat SpO<sub>2</sub> bernilai 99% maka tegangan luaran sensor adalah 3.17V, kondisi ini berlaku pada kedua sensor sehingga membuktikan bahwa kedua sensor memiliki akurasi

dan kehandalan yang sama. Contoh tegangan luaran dari sensor saat dibaca dengan osiloskop dapat dilihat pada Gambar 4.5.



**Gambar 4.5** Contoh tegangan luaran dari sensor saat dibaca dengan osiloskop

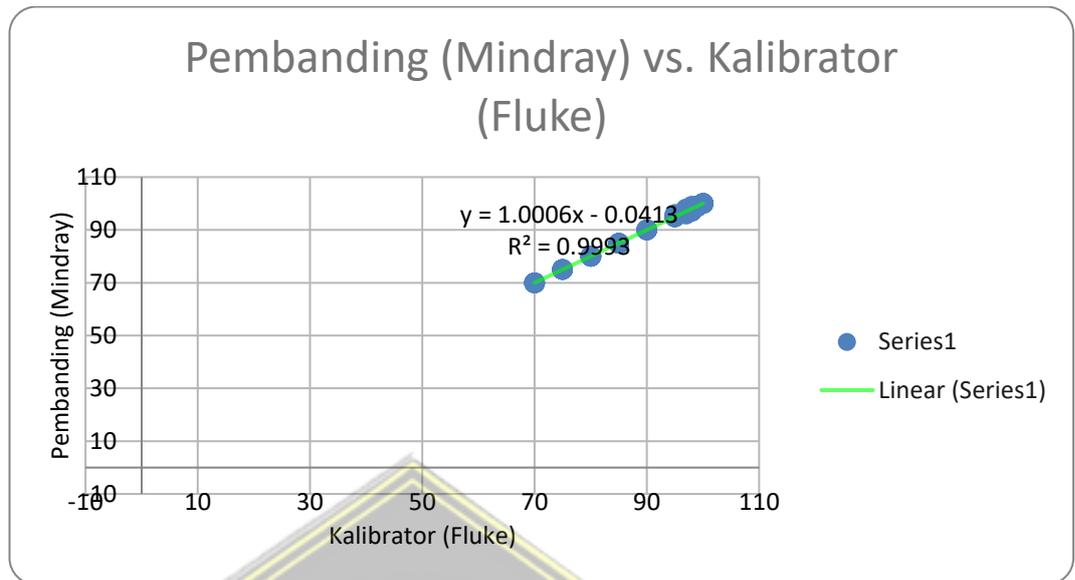
Berdasarkan data awal pengujian untuk melihat tegangan luaran sensor, didapatkan nilai yang sama antara sensor di tangan kiri dan kanan pada nilai saturasi oksigen yang sama, hal ini menyatakan bahwa kedua sensor yang digunakan memiliki keandalan yang sama. Hal ini juga didukung oleh jenis sensor yang menggunakan protokol I2C sebagai protokol komunikasi data sehingga data yang terbaca akan selalu memiliki tegangan yang sama dikarenakan lebar dari pulsa sinyal yang dihasilkan akan sesuai dengan nilai dari data sensor tersebut dalam biner. Penjelasan dari kondisi ini dapat dilihat pada Gambar 4.6.



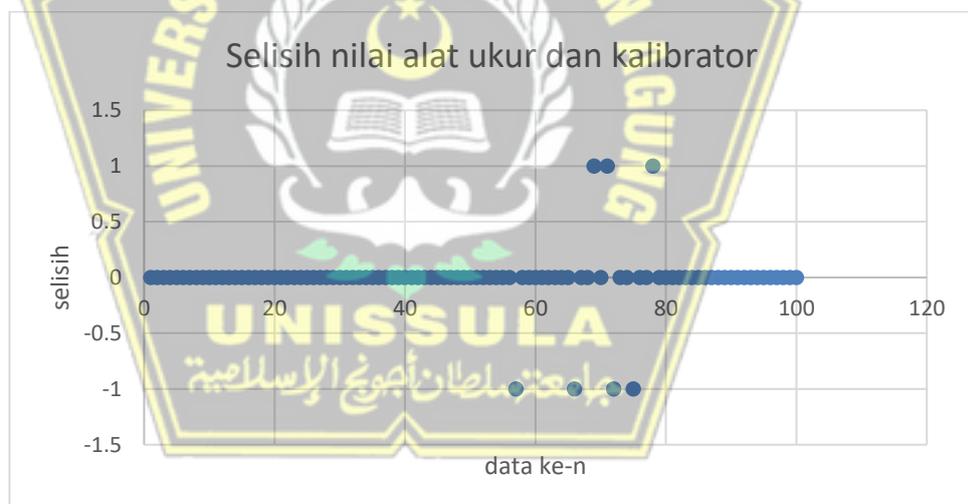
**Gambar 4.6** Grafik sinyal keluaran sensor dengan protocol I2C

Pada Gambar 4.6 dapat dilihat bahwa data yang dikirimkan melalui protokol I2C memiliki struktur data yang baku dimana pada sensor yang memiliki *address* yang sama, maka nilai tegangan luarannya akan sama jika nilai data yang terbaca atau dihasilkan sama.

Pada pengujian selanjutnya, penulis melakukan pengujian untuk menentukan alat ukur yang akan menjadi kalibrator dari sensor yang penulis gunakan, pada penelitian kali ini penulis menggunakan alat ukur konsentrasi oksigen dalam darah (*oxymeter*) dari manufaktur Mindray dan kalibrator baku yang penulis gunakan untuk menguji apakah *oxymeter* keluaran Mindray dapat digunakan sebagai kalibrator adalah kalibrator keluaran Fluke Medical. Data pengujian sebanyak 100 data dan disajikan secara lengkap pada Lampiran 2. Hasil dari pengujian tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.7 dan Gambar 4.8.



**Gambar 4.7** Grafik kalibrasi oxymeter yang akan digunakan sebagai kalibrator sensor

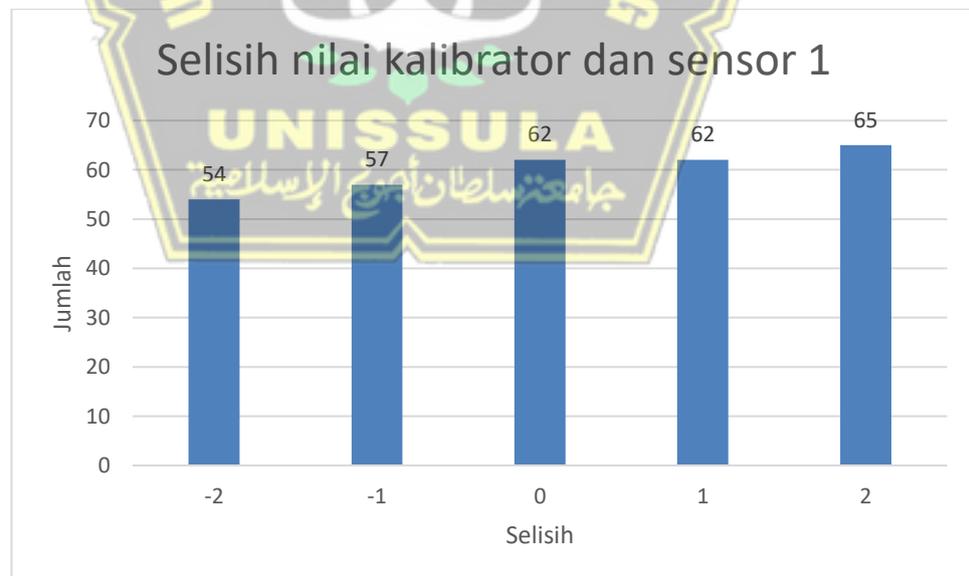


**Gambar 4.8** Grafik selisih nilai alat ukur yang akan digunakan dan kalibrator

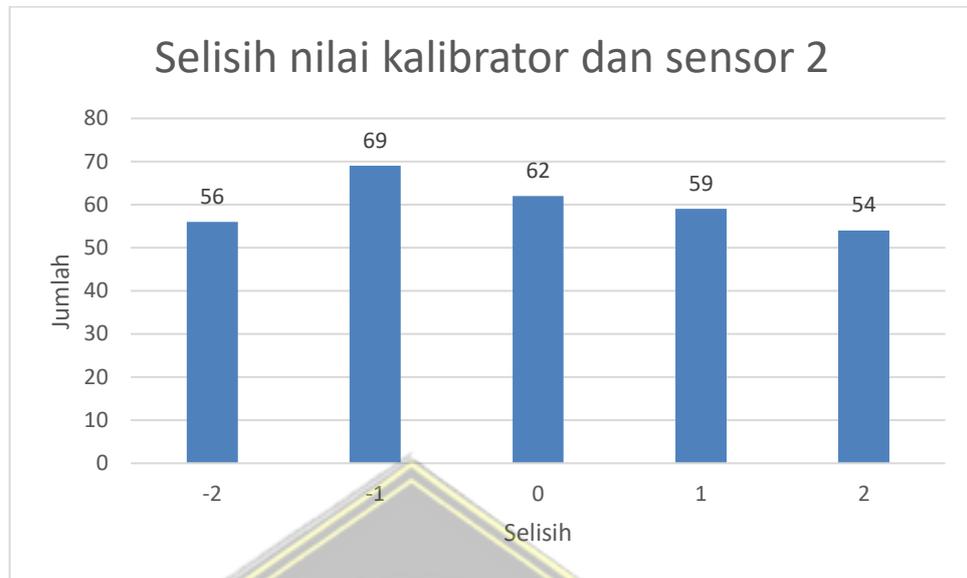
Berdasarkan Gambar 4.7, nilai yang terbaca pada *oxymeter* keluaran Mindray memiliki nilai  $R^2$  0,99 dimana menurut ilmu statistik regresi linier, nilai  $R^2$  lebih dari 0,3 sudah dapat menyatakan bahwa dua buah populasi data saling berhubungan sehingga secara statistik *oxymeter* keluaran Mindray dapat digunakan sebagai kalibrator dari sensor yang akan digunakan. Selanjutnya berdasarkan Gambar 4.8, selisih nilai bacaan

Mindray dengan Fluke selama pengukuran berkisar pada  $\pm 1\%$  sehingga berdasarkan standar pedoman alat uji Kesehatan [41] maka *oxymeter* keluaran Mindray dapat dinyatakan sebagai alat ukur yang memenuhi standar dikarenakan hasil pada bacaan alat ukur tidak lebih dari batas toleransi yang ditentukan yakni  $\pm 1\%$  -  $\pm 2\%$ .

Langkah selanjutnya yang penulis lakukan adalah membandingkan nilai pengukuran dari sensor yang penulis gunakan dengan hasil pengukuran dari *oxymeter* keluaran Mindray. Pada pengujian ini data penulis ambil setiap detik selama 5 menit dengan membatasi pengukuran seluruh sensor pada tangan kanan untuk menghindari variabel yang tidak terkendali seperti perbedaan kondisi atau posisi antara tangan kiri dan kanan. Pengukuran ini dilakukan bergantian antara kalibrator dengan sensor 1 dan kalibrator dengan sensor 2, sehingga data pengukuran antara sensor 1 dan sensor 2 memungkinkan terjadinya perbedaan dikarenakan waktu dan kondisi pengukuran yang berbeda. Data pengujian secara lengkap dapat dilihat pada Lampiran 3. Hasil pengujian tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.9 dan Gambar 4.10.



**Gambar 4.9** Grafik perbandingan nilai sensor 1 dengan kalibrator



**Gambar 4.10** Grafik perbandingan nilai sensor 2 dengan kalibrator. Berdasarkan Gambar 4.9 dan Gambar 4.10, dapat dilihat bahwa dari masing-masing 300 data pengukuran, terdapat beberapa variasi selisih antara sensor dengan kalibrator pada rentang  $\pm 2\%$ . Nilai selisih yang paling sering terjadi adalah kedua sensor cenderung menghasilkan data konsentrasi oksigen dalam darah 2% lebih rendah dari yang terbaca pada kalibrator. Secara statistik, selisih antara sensor dan kalibrator dapat dilihat pada Tabel 4.3.

**Tabel 4.3** Hasil pengujian sensor dengan kalibrator

Rata-rata S1	Rata-rata S2
0.090	-0.047
<b>Selisih Maksimum</b>	
<b>P-S1</b>	<b>P-S2</b>
2	2
<b>Selisih Minimum</b>	
<b>P-S1</b>	<b>P-S2</b>
0	0
<b>Standar Deviasi</b>	
<b>P-S1</b>	<b>P-S2</b>
1.408	1.377

Berdasarkan Tabel 4.3, dapat dilihat bahwa nilai selisih maksimum antara sensor dan kalibrator selama pengujian adalah 2%, berdasarkan pedoman pengujian peralatan medis [41] maka sensor yang digunakan telah memenuhi standar yakni tidak memiliki selisih bacaan melebihi rentang  $\pm 1\%$  -  $\pm 2\%$  dari alat ukur yang baku.

e. Pengujian Keseluruhan Sistem

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kinerja dari keseluruhan rangkaian. Pengukuran antara dua Sensor untuk respon sistem kendali di RSUP.dr Sarjito tanggal 28 Agustus 2020. Pada pengujian ini didapatkan hasil bahwa algoritma yang digunakan pada program dapat berjalan dengan baik untuk membaca konsentrasi oksigen dalam darah dan memberi peringatan sebagaimana pada program diatur jika nilai konsentrasi oksigen yang terbaca oleh sensor kurang dari 70% maka buzzer akan menyala, hal ini diatur dalam kode sumber berikut:

---

```
if(spo2<60){
  digitalWrite(12, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(12, LOW);
  delay(500);
}
if(spo2_2<70){
  digitalWrite(11, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(11, LOW);
  delay(500);
}
```

---

Hasil dari pengujian keseluruhan sistem dapat dilihat pada Tabel 4.4.

**Tabel 4.4** Pengujian keseluruhan sistem

Pengukuran ke-	Sensor MAX30102		Buzzer
	Kanan	Kiri	
1	0%	10%	Hidup
2	30%	50%	Hidup
3	50%	55%	Hidup
4	70%	76%	Mati
5	80%	98%	Mati
6	97%	99%	Mati
7	98%	98%	Mati
8	97%	100%	Mati
9	99%	100%	Mati
10	97%	100%	Mati
11	97%	99%	Mati
12	97%	100%	Mati
13	99%	100%	Mati
14	100%	97%	Mati
15	100%	99%	Mati
16	99%	99%	Mati
17	98%	97%	Mati
18	100%	100%	Mati
19	98%	99%	Mati
20	100%	100%	Mati

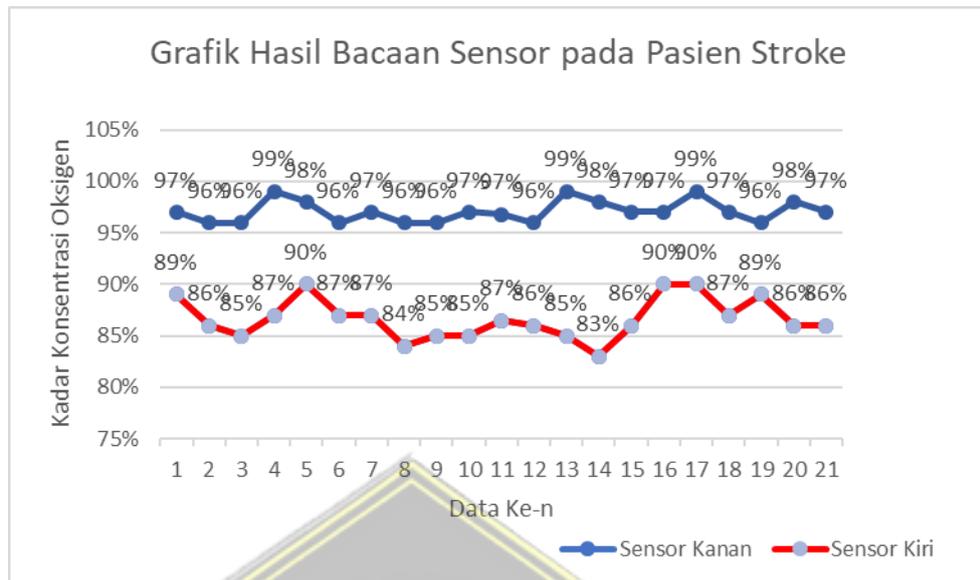
Tabel 4.4 menjelaskan bahwa proses penggunaan dua sensor pada satu orang yang sama dengan obyek yang berbeda dimulai dari proses pemasangan terjadi perubahan nilai dari 0% hingga stabil di angka 97%-100%. Hal ini membuktikan bahwa alat yang telah dibangun dapat bekerja sebagaimana mestinya dikarenakan sensor dapat membaca kadar oksigen dalam darah dan *buzzer* hanya menyala saat nilai SpO2 berada di bawah 60%.

Untuk orang penderita *stroke* dapat dilihat di Tabel 4.5, Tabel 4.6 dan Tabel 4.7.

**Tabel 4.5** Pengujian Kepada Pasien *Stroke* 1

Pengukuran Ke-n	Hasil Pembacaan Sensor		
	Kanan	Kiri	Selisih
1	97%	89%	8%
2	96%	86%	10%
3	96%	85%	11%
4	99%	87%	12%
5	98%	90%	8%
6	96%	87%	9%
7	97%	87%	10%
8	96%	84%	12%
9	96%	85%	11%
10	97%	85%	12%
<b>Rata-Rata</b>	<b>97%</b>	<b>87%</b>	<b>10%</b>
11	96%	86%	10%
12	99%	85%	14%
13	98%	83%	15%
14	97%	86%	11%
15	97%	90%	7%
16	99%	90%	9%
17	97%	87%	10%
18	96%	89%	7%
19	98%	86%	12%
20	97%	86%	11%
<b>Rata-Rata</b>	<b>97%</b>	<b>87%</b>	<b>11%</b>

Pada Tabel 4.5 dapat dilihat bahwa pada pasien yang mengalami gejala *stroke* menghasilkan kecenderungan pembacaan nilai konsentrasi oksigen yang berbeda antara tangan kanan dan kiri, berdasarkan pembacaan setiap menit selama 20 menit dengan memasang sensor secara bersamaan, dapat dilihat bahwa nilai konsentrasi oksigen pada salah satu tangan pasien cenderung lebih rendah dibandingkan tangan yang lain. Jika dilihat pada grafik maka akan dihasilkan data seperti pada Gambar 4.11.



**Gambar 4.11** Grafik Perbandingan Bacaan Sensor Antara Dua Tangan Pasien *Stroke* 1

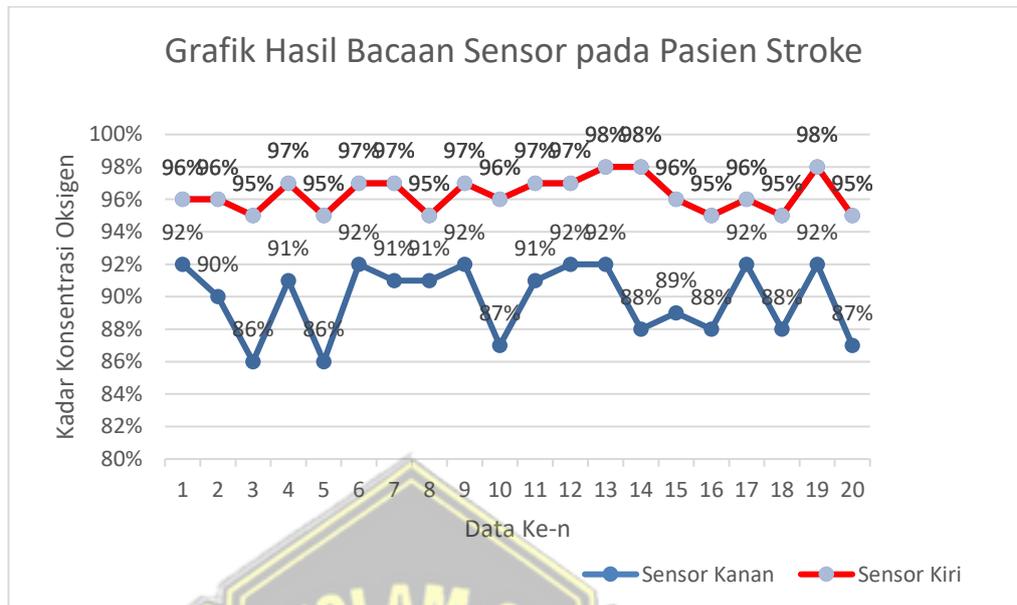
Hal ini senada dengan hipotesis penulis bahwa alat yang penulis bangun ini dapat dimanfaatkan untuk mendeteksi gejala *stroke* pada pasien dengan mengukur nilai kadar saturasi oksigen pada kedua tangan pasien. Perbedaan kadar oksigen pada bagian tubuh sebelah kiri dan kanan tubuh pasien *stroke* disebabkan oleh penyempitan pembuluh darah pada salah satu sisi tubuh pasien, oleh sebab itu maka jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen akan berbeda antara sisi kanan dan kiri tubuh pasien. Berdasarkan data pada Tabel 4.5, jika dicuplik satu data yakni pada data ke-1, maka akan didapatkan kadar saturasi oksigen pada tangan kanan pasien dan tangan kiri pasien memiliki selisih 5%, hal ini berarti selama proses pencacahan, rasio jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen dari keseluruhan *hemoglobin* yang dicacah antara tangan kanan dan kiri pasien memiliki selisih 0.05. Hal ini dapat dijelaskan pada persamaan (4.1).

$$\begin{aligned}
 SpO_{2kanan} - SpO_{2kiri} &= 97\% - 89\% \dots\dots\dots(4.1) \\
 &= 0,97 - 0,89 \\
 &= 0,08
 \end{aligned}$$

**Tabel 4.6** Pengujian Kepada Pasien *Stroke* 2

Pengukuran Ke-n	Hasil Pembacaan Sensor		
	Kanan	Kiri	Selisih
1	92%	96%	4%
2	90%	96%	6%
3	86%	95%	9%
4	91%	97%	6%
5	86%	95%	9%
6	92%	97%	5%
7	91%	97%	6%
8	91%	95%	4%
9	92%	97%	5%
10	87%	96%	9%
<b>Rata-Rata</b>	<b>90%</b>	<b>96%</b>	<b>6%</b>
11	91%	97%	6%
12	92%	97%	5%
13	92%	98%	6%
14	88%	98%	10%
15	89%	96%	7%
16	88%	95%	7%
17	92%	96%	4%
18	88%	95%	7%
19	92%	98%	6%
20	87%	95%	8%
<b>Rata-Rata</b>	<b>90%</b>	<b>97%</b>	<b>7%</b>

Pada Tabel 4.6 dapat dilihat bahwa pada pasien yang mengalami gejala *stroke* menghasilkan kecenderungan pembacaan nilai konsentrasi oksigen yang berbeda antara tangan kanan dan kiri, berdasarkan pembacaan setiap menit selama 20 menit dengan memasang sensor secara bersamaan, dapat dilihat bahwa nilai konsentrasi oksigen pada salah satu tangan pasien cenderung lebih rendah dibandingkan tangan yang lain. Jika dilihat pada grafik maka akan dihasilkan data seperti pada Gambar 4.12 berikut.



**Gambar 4.12** Grafik Perbandingan Bacaan Sensor Antara Dua Tangan Pasien *Stroke 2*

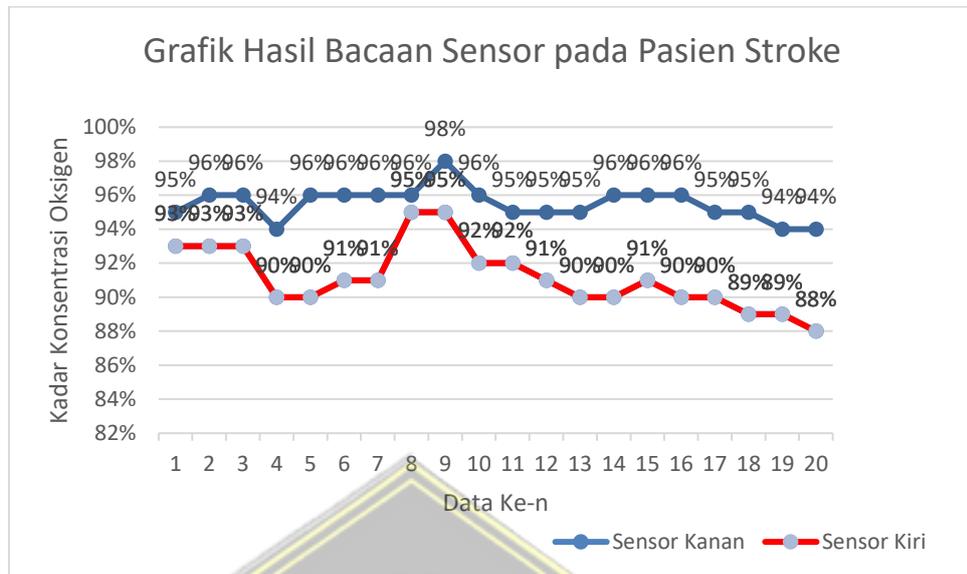
Hal ini senada dengan hipotesis penulis bahwa alat yang penulis bangun ini dapat dimanfaatkan untuk mendeteksi gejala *stroke* pada pasien dengan mengukur nilai kadar saturasi oksigen pada kedua tangan pasien. Perbedaan kadar oksigen pada bagian tubuh sebelah kiri dan kanan tubuh pasien *stroke* disebabkan oleh penyempitan pembuluh darah pada salah satu sisi tubuh pasien, oleh sebab itu maka jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen akan berbeda antara sisi kanan dan kiri tubuh pasien. Berdasarkan data pada Tabel 4.6, jika dicuplik satu data yakni pada data ke-1, maka akan didapatkan kadar saturasi oksigen pada tangan kanan pasien dan tangan kiri pasien memiliki selisih 4%, hal ini berarti selama proses pencacahan, rasio jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen dari keseluruhan *hemoglobin* yang dicacah antara tangan kanan dan kiri pasien memiliki selisih 0.04. Hal ini dapat dijelaskan pada persamaan (4.2).

$$\begin{aligned}
 SpO_2\text{ kiri} - SpO_2\text{ kanan} &= 96\% - 92\% \dots\dots\dots(4.2) \\
 &= 0,96 - 0,92 \\
 &= 0.04
 \end{aligned}$$

**Tabel 4.7** Pengujian Kepada Pasien *Stroke* 3

Pengukuran Ke-n	Hasil Pembacaan Sensor		
	Kanan	Kiri	Selisih
1	95%	93%	2%
2	96%	93%	3%
3	96%	93%	3%
4	94%	90%	4%
5	96%	90%	6%
6	96%	91%	5%
7	96%	91%	5%
8	96%	95%	1%
9	98%	95%	3%
10	96%	92%	4%
<b>Rata-Rata</b>	<b>96%</b>	<b>92%</b>	4%
11	95%	92%	3%
12	95%	91%	4%
13	95%	90%	5%
14	96%	90%	6%
15	96%	91%	5%
16	96%	90%	6%
17	95%	90%	5%
18	95%	89%	6%
19	94%	89%	5%
20	94%	88%	6%
<b>Rata-Rata</b>	<b>95%</b>	<b>90%</b>	5%

Pada Tabel 4.7 dapat dilihat bahwa pada pasien yang mengalami gejala *stroke* menghasilkan kecenderungan pembacaan nilai konsentrasi oksigen yang berbeda antara tangan kanan dan kiri, berdasarkan pembacaan setiap menit selama 20 menit dengan memasang sensor secara bersamaan, dapat dilihat bahwa nilai konsentrasi oksigen pada salah satu tangan pasien cenderung lebih rendah dibandingkan tangan yang lain. Jika dilihat pada grafik maka akan dihasilkan data seperti pada Gambar 4.13 berikut.



**Gambar 4.13** Grafik Perbandingan Bacaan Sensor Antara Dua Tangan Pasien *Stroke 3*

Hal ini senada dengan hipotesis penulis bahwa alat yang penulis bangun ini dapat dimanfaatkan untuk mendeteksi gejala *stroke* pada pasien dengan mengukur nilai kadar saturasi oksigen pada kedua tangan pasien. Perbedaan kadar oksigen pada bagian tubuh sebelah kiri dan kanan tubuh pasien *stroke* disebabkan oleh penyempitan pembuluh darah pada salah satu sisi tubuh pasien, oleh sebab itu maka jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen akan berbeda antara sisi kanan dan kiri tubuh pasien. Berdasarkan data pada Tabel 4.7, jika dicuplik satu data yakni pada data ke-1, maka akan didapatkan kadar saturasi oksigen pada tangan kanan pasien dan tangan kiri pasien memiliki selisih 2%, hal ini berarti selama proses pencacahan, rasio jumlah *hemoglobin* yang mengandung oksigen dari keseluruhan *hemoglobin* yang dicacah antara tangan kanan dan kiri pasien memiliki selisih 0.02. Hal ini dapat dijelaskan pada persamaan (4.3).

$$\begin{aligned}
 SpO_2kanan - SpO_2kiri &= 95\% - 93\% \dots\dots\dots(4.3) \\
 &= 0,95 - 0,93 \\
 &= 0.02
 \end{aligned}$$

Berdasarkan data yang telah penulis dapatkan, pasien *stroke* yang mana memiliki masalah dengan syaraf dan distribusi oksigen yang tidak merata sehingga performa dari anggota tubuh akan berbeda pada setiap sisi, dapat dideteksi menggunakan dua buah sensor MAX30102 dengan metode *non-invasive*.



## BAB V

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

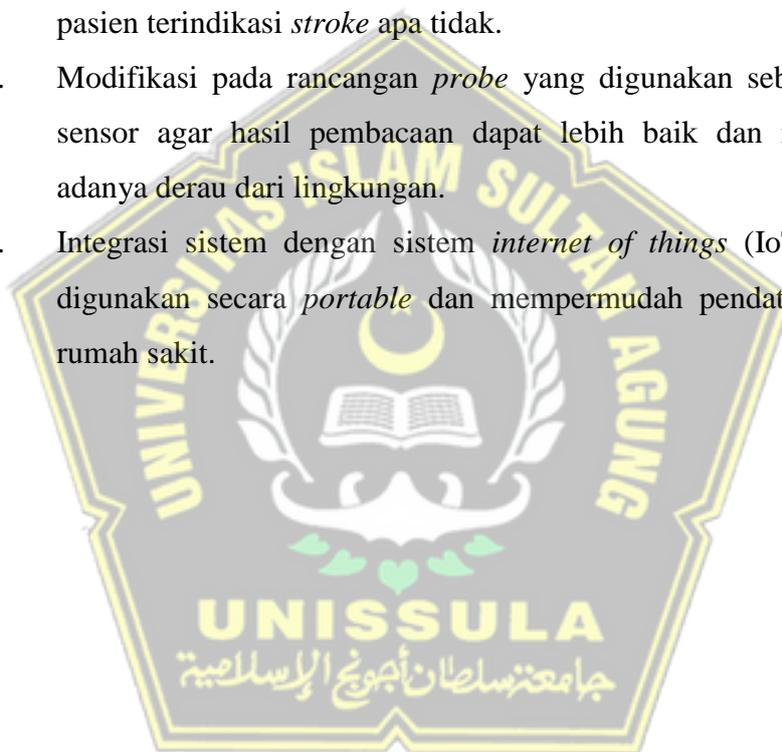
Berdasarkan penelitian yang telah penulis lakukan, didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

1. Telah didapatkan hasil rancang bangun sebuah sistem pemantauan SpO<sub>2</sub> yang dapat digunakan sebagai indikator awal dalam mengenali pasien *stroke* menggunakan metode *non invasive*.
2. Sistem dibangun dengan memanfaatkan dua buah sensor MAX30102 untuk mengukur kadar SpO<sub>2</sub> pada tangan kiri dan tangan kanan pasien.
3. Sensor yang digunakan sebagai alat ukur telah dikalibrasi dan memenuhi standar toleransi peralatan medis untuk mengukur kadar SpO<sub>2</sub> yakni  $\pm 2\%$ .
4. Sebagai indikator kesalahan pengukuran digunakan sebuah *buzzer* yang akan menyala pada rentang nilai tertentu yang menandakan terjadi kesalahan atau kejanggalan pada hasil pengukuran.
5. Sistem berhasil memenuhi kebutuhan penampil data dengan menggunakan sebuah LCD yang akan menampilkan data pengukuran *realtime* dan data pengukuran 1 menit terakhir.
6. Sistem berhasil memenuhi tuntutan rancangan berupa sistem penyimpanan dengan menggunakan sebuah *micro SD card* yang akan menyimpan setiap data pengukuran.
7. Hasil pengujian pada pasien *stroke* dan orang normal membuktikan bahwa hipotesis awal dapat diterima dan sistem yang telah dibangun dapat digunakan sebagai indikator awal untuk mendeteksi pasien dengan gejala *stroke*.

## 5.2 Saran

Saran pengembangan dari penelitian ini adalah:

1. Penambahan sistem pendataan yang lebih komprehensif dalam penyimpanan data pasien agar dapat diolah sebagai riwayat pasien.
2. Penambahan algoritma klasifikasi pada sistem berdasarkan masukan dari tenaga medis agar sistem dapat langsung menentukan apakah pasien terindikasi *stroke* apa tidak.
3. Modifikasi pada rancangan *probe* yang digunakan sebagai dudukan sensor agar hasil pembacaan dapat lebih baik dan meminimalisir adanya derau dari lingkungan.
4. Integrasi sistem dengan sistem *internet of things* (IoT) agar dapat digunakan secara *portable* dan mempermudah pendataan pasien di rumah sakit.



## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Sunarto, "Peningkatan nilai saturasi oksigen pada pasien stroke menggunakan model elevasi kepala," *Terpadu Ilmu Kesehat.*, vol. 4, pp. 23–25, 2015.
- [2] R. Juwita, D. Fianti, and Y. Rahmayanti, "Perbedaan Saturasi Oksigen Pagi Dan Malam Hari Pada Pasien Stroke Iskemik Di Ruang Rawat Inap RSUD Meuraxa," *Kandidat*, vol. 1, no. 2, pp. 99–112, 2019.
- [3] M. Ekacahyaningtyas *et al.*, "Posisi Head Up 30 0 Sebagai Upaya Untuk Meningkatkan Saturasi Oksigen Pada Pasien Stroke Hemoragik Dan Non Hemoragik," *Adi Husada Nurs. J.*, vol. 3, no. 2, p. 55, 2017, [Online]. Available: <https://akper-adihusada.ac.id/repository/jurnal/ahnj322017/322017.10.pdf>.
- [4] P. Y. Mallo, "Rancang Bangun Alat Ukur Kadar Hemoglobin dan Oksigen Dalam Darah dengan Sensor Oximeter Secara Non-Invasive," *E-Journal Tek. Elektro Dan Komput.*, vol. 1, no. 1, 2012.
- [5] M. Azia, "Rancang Bangun Alat Ukur Saturasi Oksigen Non-Invasive Dalam Darah Manusia Menggunakan Sensor Oximeter Ds-100a Berbasis Mikrokontroler Nodemcu Esp 8266," *Ayan*, vol. 8, no. 5, p. 55, 2019.
- [6] D. Putri, P. Indriani, and E. L. Utari, "Perancangan Pulse Oximetry Dengan Sistem Alarm Prioritas Sebagai Vital Monitoring Terhadap pasien," *Vol . IX Nomor 27 Nop. 2014 - J. Teknol. Inf.*, pp. 93–107, 2014.
- [7] F. Ughi, "Proof-of-Concept Simulasi Kadar Saturasi Oksigen untuk Evaluasi Pulse Oximeter," *ELKOMIKA J. Tek. Energi Elektr. Tek. Telekomun. Tek. Elektron.*, vol. 6, no. 1, p. 110, 2018, doi: 10.26760/elkomika.v6i1.110.
- [8] G. Hariyanto, W. R. K, and F. C. S. A, "Rancang Bangun Oksimeter Digital Berbasis Mikrokontroler ATmega16."
- [9] U. Salamah, "Rancang Bangun Pulse Oximetry Berbasis Personal Computer Sebagai Deteksi Kejenuhan Oksigen Dalam Darah," *J. Penelit. Fis. dan Apl.*, vol. 6, no. 2, p. 77, 2016, doi: 10.26740/jpfa.v6n2.p77-82.

- [10] MOHAMAD IKHSAN DWIYONO, "Rancang Bangun Spo2 Non Invasive Dilengkapi Alarm Untuk Diagnosa Abnormal Berbasis Arduino Atmega 328," 2010. [Online]. Available: [ftp://175.45.187.195/Titipan-Files/BAHAN WISUDA PERIODE V 18 MEI 2013/FULLTEKS/PD/lovita meika savitri \(0710710019\).pdf](ftp://175.45.187.195/Titipan-Files/BAHAN WISUDA PERIODE V 18 MEI 2013/FULLTEKS/PD/lovita meika savitri (0710710019).pdf).
- [11] A. Ryan Wiratama, Y. Ardyana, M. Raihan Al Biruni, D. Ayu Githa Maharani Supartha, and F. Meilisa, "Rancang Bangun Telemonitoring Oximetry, Ecg, Dan Temperature Nirkabel," [Online]. Available: <https://media.neliti.com/media/publications/170383-ID-rancang-bangun-telemonitoring-oximetry-e.pdf>.
- [12] I. E. Berliandhy *et al.*, "Sistem Vital Sign Monitoring Secara Multipoint Menggunakan Wireless Sensor Network Zigbee," vol. 3, no. 2, pp. 1854–1860, 2016.
- [13] A. C. M. DAMIAN FARROW, JOSEPH BAKER, "Rancang Bangun Telemonitoring Oximeter Berbasis LabVIEW," *Nhk*, vol. 151, pp. 10–17, 2015, doi: 10.1145/3132847.3132886.
- [14] J. M. Haynes, "The ear as an alternative site for a pulse oximeter finger clip sensor," *Respir. Care*, vol. 52, no. 6, pp. 727–729, 2007.
- [15] B. Sangeeta and S. Laxmi, "A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO2 and Pulse Rate," *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 36, no. 11, pp. 45–50, 2011.
- [16] M. . Kemalasari, Ir., "Rancang Bangun Pulse Oximetry Digital Berbasis Mikrokontroler," 2010.
- [17] P. Galuh, A. Pradana, H. E. D. S, M. R. Ma, M. Si, and J. T. Elektromedik, "Perancangan Alat Ukur Saturasi Oksigen Dalam Darah Tampil Lcd Grafik," pp. 1–7, 2001.
- [18] N. Mulyani *et al.*, "Prototype Alat Pendeteksi Kadar Oksigen Dalam Darah (Hemoglobin/hb) Menggunakan Mikrokontroler Atmega 8535."
- [19] A. Supani, "Rancang Bangun Alat Penentuan Status Denyut Nadi Melalui Pendeteksian Jari Tangan Dan Keluaran Suara Berbasis Mikrokontroler," *Politek. Negeri Sriwij.*, pp. 7–12, 2016.

- [20] A. A. Putra, "Rancang Bangun Pulse Oximetry Digital Berbasis Mikrokontroler Atmega 16," vol. 2, no. 1, pp. 332–338, 2006.
- [21] A. Kaplan and M. Haenlein, "Rancang Bangun Pulse Oximetry Menggunakan Arduino Sebagai Deteksi Kejenuhan Oksigen Dalam Darah," vol. 06, no. 02, 2010.
- [22] E. Kartini *et al.*, "Fingerstip Pulse Oxymeter Tampil Pc ( Bpm )," pp. 1–8, 2015.
- [23] A. Pengukur *et al.*, "Alat Pengukur Kadar Oksigen Pada Tubuh Manusia," pp. 1–6.
- [24] D. Bagus, S. Budi, R. Maulana, and H. Fitriyah, "Sistem Deteksi Gejala Hipoksia Berdasarkan Saturasi Oksigen dan Detak Jantung Menggunakan Metode Fuzzy Berbasis Arduino," vol. 3, no. 2, pp. 1925–1933, 2019.
- [25] S. Hidayat, I. Sukma, and W. Ardiatna, "Design Software For Pulse Oximeter Accuracy Testing Using LabVIEW," no. April 2017, 2016.
- [26] I. P. A. Andika, T. Rahmawati, and M. R. Mak, "Portable Pulse Oximeter," vol. 1, no. 1, pp. 28–32, 2019, doi: 10.35882/jeeemi.v1i1.6.
- [27] J. T. Elektromedik, "Spo2 portable," pp. 1–8, 2017.
- [28] M. A. Husni, E. Yulianto, M. T. Hj, E. Dian, J. T. Elektromedik, and I. Pendahuluan, "Patient Monitor Tampil Pc ( Spo2 Dan Bpm )," pp. 1–7, 2001.
- [29] M. Sofie, "Monitoring Heart Rate Dan Saturasi Oksigen Melalui Smartphone," vol. 10, no. 1, pp. 319–324, 2019.
- [30] I. D. K. Z. I. Inayati, "Evaluasi Efektivitas dan Keamanan Penggunaan Obat Anestesi Umum di RS PKU Muhammadiyah Yogyakarta," *Farmasains J. Farm. dan Ilmu Kesehat.*, vol. 2, no. 1, 2012, doi: 10.22219/far.v2i1.1152.
- [31] C. Roffe, "Hypoxia and stroke," *Age Ageing*, vol. 31, no. suppl 2, pp. 10–12, 2002, doi: 10.1093/ageing/31.suppl\_2.10.
- [32] C. Roffe *et al.*, "Unexpected Nocturnal Hypoxia in Patients With Acute Stroke," *Stroke*, vol. 34, no. 11, pp. 2641–2645, 2003, doi: 10.1161/01.STR.0000095188.65567.4F.

- [33] F. Kharti Gempitasari and F. Betriana, "Implementasi Evidence Based Nursing pada Pasien dengan Stroke Non-Hemoragik: Studi Kasus," *J. Endur.*, vol. 4, no. 3, p. 601, 2019, doi: 10.22216/jen.v4i3.4421.
- [34] P. J. Hand, J. M. Wardlaw, A. M. Rowat, J. A. Haisma, R. I. Lindley, and M. S. Dennis, "Magnetic resonance brain imaging in patients with acute stroke: Feasibility and patient related difficulties," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 76, no. 11, pp. 1525–1527, 2005, doi: 10.1136/jnnp.2005.062539.
- [35] D. Dutta, M. Bannerjee, and T. Chambers, "Is tube feeding associated with altered arterial oxygen saturation in stroke patients?," *Age Ageing*, vol. 33, no. 5, pp. 493–496, 2004, doi: 10.1093/ageing/afh183.
- [36] D. Dutta, T. Wood, R. Thomas, and M. Asrar ul Haq, "Is overnight tube feeding associated with hypoxia in stroke? [2]," *Age Ageing*, vol. 35, no. 6, pp. 627–629, 2006, doi: 10.1093/ageing/afl099.
- [37] A. M. Rowat, J. M. Wardlaw, M. S. Dennis, and C. P. Warlow, "Does feeding alter arterial oxygen saturation in patients with acute stroke?," *Stroke*, vol. 31, no. 9, pp. 2134–2140, 2000, doi: 10.1161/01.STR.31.9.2134.
- [38] P. Ferdinand and C. Roffe, "Hypoxia after stroke: A review of experimental and clinical evidence," *Exp. Transl. Stroke Med.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–8, 2016, doi: 10.1186/s13231-016-0023-0.
- [39] H. A. Smith, S. H. Lee, P. A. O'Neill, and M. J. Connolly, "The combination of bedside swallowing assessment and oxygen saturation monitoring of swallowing in acute stroke: A safe and humane screening tool," *Age Ageing*, vol. 29, no. 6, pp. 495–499, 2000, doi: 10.1093/ageing/29.6.495.
- [40] A. H. Saptadi and J. Arifin, "Sistem Pemantau Suhu Dan Kelembaban Ruang Dengan Notifikasi Via Email," *Pros. Semin. Nas. Multi Disiplin Ilmu Call Pap. Unisbank*, no. 128, pp. 978–979, 2016.
- [41] Somerville, "Pedoman Pengujian Dan Kalibrasi Alat Kesehatan Direktorat Depkes 2001," *J. Am. Chem. Soc.*, vol. 123, no. 10, pp. 2176–2181, 2001.