

**DETEKSI KADAR KOLESTEROL DALAM DARAH SECARA  
NON-INVASIVE MENGGUNAKAN SISTEM TELEMEDIKA  
BERBASIS IOT**

SKRIPSI

Diajukan untuk Memenuhi Sebagian Syarat Guna Memperoleh  
Gelar Sarjana Fisika  
dalam Ilmu Fisika



Oleh : **TRIA NURMAR'ATIN**  
NIM : 1708026029

FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI  
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI WALISONGO  
SEMARANG  
**2021**

## PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Tria Nurmar'atin  
NIM : 1708026029  
Jurusan/Program Studi : Fisika/ Fisika

menyatakan bahwa skripsi yang berjudul :

### **DETEKSI KADAR KOLESTEROL DALAM DARAH SECARA NON-INVASIVE MENGGUNAKAN SISTEM TELEMEDIKA BERBASIS IOT**

secara keseluruhan adalah hasil penelitian/karya saya sendiri,  
kecuali bagian tertentu yang dirujuk sumbernya.

Semarang, 25 November 2021  
Pembuat pernyataan,

  
SPULUH RIBU RUPIAH  
20  
METERAI  
TEMPEL  
4CAJX481925555

Tria Nurmar'atin  
NIM : 1708026029



KEMENTERIAN AGAMA R.I.  
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI WALISONGO  
**FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI**  
Jl. Prof. Dr. Hamka (Kampus II) Ngaliyan Semarang  
Telp. 024-7601295 Fax. 7615387

---

### PENGESAHAN

Naskah skripsi berikut ini :

Judul : **DETEKSI KADAR KOLESTEROL DALAM DARAH SECARA NON-INVASIVE MENGGUNAKAN SISTEM TELEMEDIKA BERBASIS IOT**

Penulis : Tria Nurmar'atin

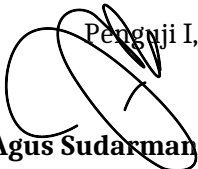
NIM : 1708026029

Jurusan : Fisika

Telah diujikan dalam sidang *tugas akhir* oleh Dewan Penguji Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo dan dapat diterima sebagai salah satu syarat memperoleh gelar sarjana dalam Ilmu Fisika.

Semarang, 12 Desember 2021

### DEWAN PENGUJI

Penguji I,  


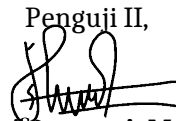
**Agus Sudarmanto, M.Si**  
NIP : 19770823 200912 1 001

Penguji III,  

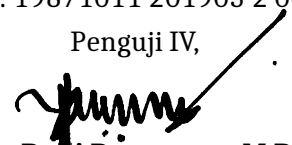

**Istikomah, M. Sc.**  
NIP : 199011262019032021

Pembimbing I,  

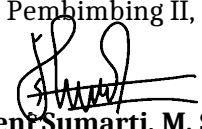

**Muhammad Ardhi K., M. Sc.**  
NIP : 19821009 201101 1 010

Penguji II,  


**Heni Sumarti, M. Si.**  
NIP : 19871011 201903 2 009

Penguji IV,  


**Joko Buli Poernomo, M.Pd.**  
NIP : 19760214 200801 1 011

Pembimbing II,  


**Heni Sumarti, M. Si.**  
NIP : 19871011 201903 2 009

## NOTA DINAS

Semarang, 24 November 2021

Yth. Ketua Program Studi Fisika  
Fakultas Sains dan Teknologi  
UIN Walisongo Semarang

*Assalamu'alaikum warahmatullahi wabarakatuh*

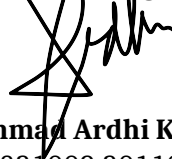
Dengan ini diberitahukan bahwa saya telah melakukan bimbingan, arahan dan koreksi naskah skripsi dengan:

Judul : DETEKSI KADAR KOLESTEROL DALAM DARAH  
SECARA NON-INVASIVE MENGGUNAKAN SISTEM  
TELEMEDIKA BERBASIS IOT  
Nama : Tria Nurmar'atin  
NIM : 1708026029  
Jurusan : Fisika

Saya memandang bahwa naskah skripsi tersebut sudah dapat diajukan kepada Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo untuk diujikan dalam Sidang Munaqasyah.

*Wassalamu'alaikum warahmatullahi wabarakatuh*

Pembimbing I,



**Muhammad Ardhi K., M. Sc.**  
NIP : 19821009 201101 1 010



## NOTA DINAS

Semarang, 16 November 2021

Yth. Ketua Program Studi Fisika  
Fakultas Sains dan Teknologi  
UIN Walisongo Semarang

*Assalamu'alaikum warahmatullahi wabarakatuh*

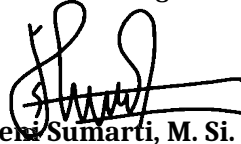
Dengan ini diberitahukan bahwa saya telah melakukan bimbingan, arahan dan koreksi naskah skripsi dengan:

Judul : DETEKSI KADAR KOLESTEROL DALAM DARAH  
SECARA NON-INVASIVE MENGGUNAKAN SISTEM  
TELEMEDIKA BERBASIS IOT  
Nama : Tria Nurmar'atin  
NIM : 1708026029  
Jurusan : Fisika

Saya memandang bahwa naskah skripsi tersebut sudah dapat diajukan kepada Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo untuk diujikan dalam Sidang Munaqasyah.

*Wassalamu'alaikum warahmatullahi wabarakatuh*

Pembimbing II,



**Heni Sumarti, M. Si.**

NIP : 19871011 201903 2 009

## ABSTRAK

Kadar kolesterol dalam darah yang tinggi merupakan salah satu faktor yang memberikan pengaruh besar akan terjadinya *atherosclerosis*, *stroke*, dan *cardiovascular disease*. Upaya pencegahan peningkatan kadar kolesterol dapat dilakukan dengan melakukan pemantauan oleh tenaga kesehatan dari jarak jauh. Pada penelitian ini, dikembangkan perangkat pemantauan kadar kolesterol secara *non-invasive* berbasis penyerapan cahaya merah dan inframerah menggunakan *Oxymeter Sensor DS-100A*. Teknologi ini dapat memudahkan tenaga kesehatan dan atau dokter dalam memonitoring kondisi pasien dari jarak jauh. Penelitian dilakukan dengan melakukan pengukuran terhadap 10 sampel acak pada tahap kalibrasi, diperoleh nilai koefisien determinasi sebesar 0.958. Ini memberikan nilai yang sangat baik sehingga penelitian dilanjutkan dengan pengambilan data menggunakan 35 sampel acak. Didapatkan nilai akurasi pengukuran *prototype* alat hingga 99.74%. Hal ini menunjukkan potensi yang besar dalam menentukan nilai estimasi kadar kolesterol dalam darah. Sistem telemedika dapat menampilkan data yang muncul pada LCD ke aplikasi *Blynk* dengan waktu transfer data rata-rata 2.36 s.

**Kata kunci** : Kolesterol, Non-Invasive, Oxymeter Sensor DS-100A, Telemedicine

## KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum wr.wb.

Alhamdulillahirobbil 'alamin. Puji syukur penulis panjatkan atas kehadiran Allah SWT, karena berkat rahmat dan karunia-Nya penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi dengan judul *“Deteksi Kadar Kolesterol dalam Darah Secara Non-Invasive Menggunakan Sistem Telemedika Berbasis IoT”*. Sholawat serta salam senantiasa tercurahkan kepada Nabi Muhammad SAW yang telah menjadi suri tauladan bagi kita semua. Penulisan skripsi ini diselesaikan untuk mengakhiri kegiatan perkuliahan dijenjang sarjana dan sebagai syarat wajib untuk mendapatkan gelar sarjana di Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.

Penulis menyadari bahwa penulisan skripsi ini tidak dapat terselesaikan tanpa bimbingan dan dukungan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Prof. Dr. Imam Taufiq, M. Ag., selaku rektor Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.
2. Dr. Ismail, M. Ag., selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.
3. Agus Sudarmanto, M. Si., selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.
4. Muhammad Ardhi Khalif, M. Sc., selaku Pembimbing I dan Heni Sumarti, M. Si., selaku Pembimbing II yang telah bersedia meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran dalam

memberikan bimbingan dan pengarahan kepada penulis dalam penyusunan skripsi ini.

5. Bapak Amir, yang telah banyak memberikan bantuan dan dukungan kepada penulis dalam proses penelitian.
6. Segenap dosen dan staf Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang yang telah memberikan arahan dan bimbingan dalam proses penyusunan skripsi.
7. Imam Malik dan Siti Khotijah, selaku orang tua penulis yang telah memberikan dukungan moril maupun materil serta yang tiada henti kepada penulis
8. Saudari-saudariku Diah Mar'atul Ula, Khiya Rotun Nisa, dan Jami'atul Khoirina yang telah memberikan dukungan dan doa sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini
9. Sahabat-sahabatku Ullyl, Dian, Arista, Ozin, Ifah, dan Andika yang selalu memberikan dukungan, bantuan, semangat, dan menjadi tempat keluh kesah penulis
10. Teman Seperjuangan Siska, Syntia, Fina, Putri, Heni, dan Munika yang selalu memberikan dukungan, bantuan, dan semangat kepada penulis
11. Teman-teman Fisika 2017 yang telah memberikan dukungan dan semangat serta kenangan indah bersama selama masa perkuliahan
12. Teman-teman HMJ Fisika 2018 yang telah memberikan semangat dan dukungan kepada penulis

13. Segenap teman-teman Ikatan Mahasiswa Fisika yang telah memberikan bantuan, semangat, dan dukungan kepada penulis
14. Semua pihak yang telah membantu hingga terselesaikannya skripsi ini yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu.

Semoga Allah SWT. menerimanya sebagai amal sholih, dan dapat menjadikan perantara bagi kita mendekatkan diri kepada Allah SWT.

Penulis menyadari bahwa penelitian skripsi ini masih perlu penyempurnaan baik dari segi isi maupun metodologi. Oleh karena itu, kritik dan saran yang membangun dari berbagai pihak sangat diharapkan guna memperbaiki dan penyempurnaan skripsi ini. Penulis berharap semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi pembaca umumnya. Aamiin ya Robbal 'alamiin.

Semarang, 16 Juni 2021

Penulis,

Tria Nurmar'atin  
NIM. 1708026029

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	<b>i</b>
<b>PERNYATAAN KEASLIAN</b> .....	<b>ii</b>
<b>PENGESAHAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>NOTA PEMBIMBING I</b> .....	<b>iv</b>
<b>NOTA PEMBIMBING II</b> .....	<b>v</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>ix</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>x</b>
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	<b>xiii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>xv</b>
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	<b>xx</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN</b> .....	<b>1</b>
A. Latar Belakang Masalah .....	1
B. Rumusan Masalah .....	6
C. Tujuan Penelitian .....	6
D. Manfaat Penelitian .....	7
<b>BAB II LANDASAN PUSTAKA</b> .....	<b>8</b>
A. Landasan Teori .....	8
1. Kolesterol .....	8
2. Hukum Beer-Lambert .....	15
3. Regresi Linear Sederhana .....	18
4. Oxymeter Sensor DS-100A .....	19
5. Pulse Oxymetri .....	21
6. <i>Photoplethysmography Signal (PPG Signal)</i> ..	26
7. <i>Software Arduino IDE 1.8.13</i> .....	31
8. Arduino Uno R3 .....	33
9. LCD 20 × 4 .....	35
10. Modul I2C Backpack LCD .....	36
11. Internet of Things (IoT) .....	37
12. NodeMCU ESP8266 .....	38
13. Aplikasi <i>Blynk</i> .....	40
14. Sistem Telemedika ( <i>Telemedicine System</i> ) ..	42

B.	Tinjauan Pustaka .....	43
<b>BAB III METODE PENELITIAN .....</b>		<b>46</b>
A.	Jenis Penelitian .....	46
B.	Populasi dan Sampel Penelitian .....	46
1.	Populasi Penelitian .....	46
2.	Sampel Penelitian .....	46
3.	Teknik Sampling .....	47
C.	Waktu dan Lokasi Penelitian .....	47
1.	Waktu Penelitian .....	47
2.	Lokasi Penelitian .....	47
3.	Alat dan Bahan .....	48
D.	Metodologi Pelaksanaan dan Penelitian .....	63
E.	Desain Sistem dan Aplikasi <i>Blynk</i> .....	66
1.	Desain Sistem .....	66
2.	Desain Aplikasi <i>Blynk</i> .....	67
F.	Perancangan <i>Hardware</i> .....	69
1.	Rangkaian Mikrokontroler .....	69
2.	Rangkaian Penguat Sensor .....	69
3.	Rangkaian Modul Wifi NodeMCU 8266 .....	70
4.	Rangkaian LCD .....	71
5.	Rangkaian Keseluruhan .....	72
G.	Perancangan <i>Software</i> .....	72
H.	Metode Pengujian Alat .....	74
1.	Uji Kerja Alat .....	75
2.	Uji Kestabilan Alat .....	75
3.	Uji Kalibrasi Alat .....	76
4.	Uji Akurasi Alat .....	77
5.	Uji Sistem Telemedika .....	78
I.	Analisis Keterbatasan <i>Prototype</i> .....	78
J.	Standar Operasional Penggunaan Alat .....	78
1.	Standar Operasional Penggunaan Alat Pembanding <i>Autocheck 3in1</i> .....	78
2.	Standar Operasional Penggunaan Alat Pembanding Oximeter Dr-Care .....	80

3.	Standar Operasional Penggunaan Prototype Alat <i>Non-Invasive</i> . . . . .	81
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN . . . . .</b>		<b>83</b>
A.	Data . . . . .	83
1.	Pengembangan Prototype Awal . . . . .	83
2.	Pengujian Alat . . . . .	87
B.	Analisis . . . . .	105
C.	Kajian <i>Prototype</i> Akhir . . . . .	109
D.	Keterbatasan Penelitian . . . . .	111
<b>BAB V Penutup . . . . .</b>		<b>115</b>
A.	Kesimpulan . . . . .	115
B.	Saran . . . . .	116
<b>DAFTAR PUSTAKA . . . . .</b>		<b>117</b>
<b>Lampiran-lampiran . . . . .</b>		<b>125</b>



## DAFTAR TABEL

<b>Tabel</b>	<b>Judul</b>	<b>Halaman</b>
Tabel 2.1	Kategori Kadar Kolesterol (Fitri,2019)	8
Tabel 2.2	Pinout <i>Oxymeter Sensor</i> DS-100A (Umar dkk., 2018)	20
Tabel 2.3	Spesifikasi Arduino Uno R3 (Junaidi,2018)	34
Tabel 4.1	Hasil uji kerja alat	90
Tabel 4.2	Stabilitas Alat pada Pengukuran R1 (mV)	91
Tabel 4.3	Stabilitas Alat pada Pengukuran R2 (mV)	92
Tabel 4.4	Hasil Pengukuran Menggunakan Alat Ukur Standar Autocheck 3in1 dan <i>Prototype</i> Alat Sensor Oximeter DS-100A untuk Kalibrasi Pengukuran Kadar Kolesterol	95
Tabel 4.5	Persentase Kesalahan <i>Prototype</i> Alat Menggunakan ADC pada R1 untuk Mengukur Kadar Kolesterol	98
Tabel 4.6	Persentase Kesalahan <i>Prototype</i> Alat Menggunakan ADC pada R2 untuk Mengukur Kadar Kolesterol	100
Tabel 4.7	Uji Sistem Telemedika	104
Tabel 4.8	Rangkuman dan Pemilihan Data Hasil Uji <i>Prototype</i> Awal	106
Tabel 4.9	Tebal Jari Sampel dan Nilai ADC pada R1 dan R2	111

Tabel 0.1	Data Pengukuran Kalibrasi Alat Non-Invasive	125
Tabel 0.2	Data Pengukuran Kadar Kolesterol Darah antara Alat Invasive dan Non-Invasive (n=50)	125
Tabel 0.3	Persentase Kesalahan Alat	133

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar</b>	<b>Judul</b>	<b>Halaman</b>
Gambar 2.1	Pengaruh peningkatan jumlah kolesterol pada spektrum emisi fluoresensi dan intensitas fluoresensi <i>Nil Red</i> dalam vesikel DOPC	14
Gambar 2.2	Skema transmisi dan absorbansi cahaya oleh sampel	16
Gambar 2.3	(a) Bentuk fisik dan (b) Pinout probe DS-100A	19
Gambar 2.4	LED dan fotodioda ditempatkan pada sisi yang berlawanan dari klip (Kyriacou dkk., 2019)	20
Gambar 2.5	Pulse Oxymetri	22
Gambar 2.6	Spektrum penyerapan oksihemoglobin dan deoksihemoglobin dalam kisaran antara 640 dan 960 nm (inframerah). Seperti yang digambarkan dalam grafik, kedua spesies hemoglobin memiliki karakteristik penyerapan yang berbeda. Pada titik isobestik (sekitar 805 nm), oksihemoglobin dan deoksihemoglobin menyerap cahaya secara identik (Kyriacou dkk., 2019)	24
Gambar 2.7	Sensor pulse oximeter, a) sensor transmisi, dan b) sensor reflektansi (Elgendi, 2021)	26

Gambar 2.8	Transmisi dan penyerapan cahaya di dalam jaringan (Elgendi, 2021)	27
Gambar 2.9	Sinyal Photoplethysmogram dan turunannya. Catatan: PPG mengacu pada <i>photoplethysmogram</i> ujung jari asli; VPG mengacu pada turunan pertama dari <i>photoplethysmogram</i> ; APG mengacu pada turunan kedua dari <i>photoplethysmogram</i> (Elgendi, 2021)	28
Gambar 2.10	Sinyal pulsatil umum pada oksimeter pulsa. (Panel atas) Sinyal normal menunjukkan bentuk gelombang tajam dengan takik dikrotik yang jelas. (Panel kedua) Sinyal pulsa selama perfusi rendah menunjukkan gelombang sinus yang khas. (Panel ketiga) Sinyal berdenyut dengan artefak derau yang dilapiskan memberikan tampilan bergerigi. (Panel terendah) Sinyal berdenyut selama artefak gerak menunjukkan bentuk gelombang yang tidak menentu. (Jubran, A., 1999)	31
Gambar 2.11	<i>Website</i> resmi Arduino.cc	32
Gambar 2.12	Tampilan menu utama <i>software</i> Arduino IDE 1.8.13	33
Gambar 2.13	Arduino Uno R3 (Febritiko,2017)	33
Gambar 2.14	LCD Karakter 20x4 (Natsir dkk.,2019)	35
Gambar 2.15	Bentuk fisik I2C (Saghoa dkk., 2018)	37

Gambar 2.16	Papan/kit Pengembangan NodeMCU v1.0 (Versi2) (Parihar,20190)	39
Gambar 2.17	Pin pada Modul NodeMCU 8266 (Aziza,2019)	40
Gambar 3.1	Lokasi Penelitian	47
Gambar 3.2	Alat Pengukur Kadar Koleserol Merek <i>Autocheck 3in1</i>	49
Gambar 3.3	Alat ukur oximeter merek Dr Care tipe FS10K	49
Gambar 3.4	Laptop Toshiba L740 Core i3	50
Gambar 3.5	Multimeter Digital CD771	51
Gambar 3.6	Solder Good AS	51
Gambar 3.7	Alat Lem Tembak Glue Gun	52
Gambar 3.8	Jangka Sorong Plastik	52
Gambar 3.9	Timah Solder Merek Dekko	53
Gambar 3.10	<i>Project Board</i> merek C& D Products No.12	53
Gambar 3.11	Papan Sirkuit Cetak	54
Gambar 3.12	Kabel Jumper Female-Female, Male-Male, dan Male-Female	55
Gambar 3.13	Power Bank 20000 mAH	55
Gambar 3.14	Arduno Uno	56
Gambar 3.15	<i>Oxymeter Sensor</i> DS-100A	57
Gambar 3.16	NodeMCU ESP8266	57
Gambar 3.17	IC LM358N	58
Gambar 3.18	Kapasitor	59
Gambar 3.19	Resistor	59
Gambar 3.20	LCD Karakter 20x4	60
Gambar 3.21	Saklar on/off	60
Gambar 3.22	Push Button	61

Gambar 3.23	Kaca Akrilik dengan Ketebalan 3mm	61
Gambar 3.24	Tampilan <i>Software</i> Arduino IDE 1.8.13	62
Gambar 3.25	Aplikasi <i>Blynk</i>	62
Gambar 3.26	<i>Flowchart</i> Penelitian	63
Gambar 3.27	Desain <i>prototype</i> perangkat keras sistem pengukur kadar kolesterol dalam darah	66
Gambar 3.28	Tampilan <i>User Interface</i> (UI) Aplikasi <i>Blynk</i>	68
Gambar 3.29	Perencanaan Rangkaian Mikrokontroler Arduino	69
Gambar 3.30	Rangkaian <i>Band Pass Filter</i> (Pertiwi dkk., 2020)	70
Gambar 3.31	Rangkaian Modul Wifi NodeMCU 8266	71
Gambar 3.32	Rangkaian LCD	71
Gambar 3.33	Rangkaian Keseluruhan Alat	72
Gambar 3.34	Diagram Alir Mekanika Kerja Sensor	73
Gambar 3.35	Diagram Alir Pembacaan Sensor	74
Gambar 3.36	<i>Autocheck 3in1</i> Alat Pemantau Kadar Gula Darah, Asam Urat, dan Kadar Kolesterol	79
Gambar 3.37	Alat Ukur Saturasi Oksigen merek Dr Care tipe FS10K	80
Gambar 4.1	<i>Prototype</i> awal alat ukur kadar kolesterol menggunakan sensor oximeter DS-100A (a) tanpa sampel ujung jari, dan (b) ada sampel ujung jari	84
Gambar 4.2	Implementasi Perancangan Sistem Kontrol Komunikasi Data dan Mikrokontroler Arduino Uno	86

Gambar 4.3	Implementasi Perancangan Sistem Kontrol Komunikasi Data dan Mikrokontroler Arduino Uno	87
Gambar 4.4	Proses Pengambilan Data	88
Gambar 4.5	Uji kerja alat (a) tanpa sampel, (b) dengan sampel, dan (c) dibandingkan dengan oximeter standar	89
Gambar 4.6	Grafik Hubungan Nilai ADC dengan Kadar Kolesterol pada 10 Sampel Acak (a) R1 dan (b) R2	96
Gambar 4.7	Tampilan Layar pada (a) LCD <i>Prototype</i> alat dan (b) Aplikasi <i>Blynk</i>	103
Gambar 4.8	Ilustrasi Kadar Kolesterol dalam Darah	107
Gambar 4.9	<i>Prototype</i> Akhir Sistem Telemedika untuk Memantau Kadar Kolesterol dalam Darah pada (a) Perangkat Keras <i>Prototype</i> Alat, dan (b) Aplikasi <i>Blynk</i>	110
Gambar 4.10	Grafik hubungan antara nilai ADC pada R1 dan R2 dengan ketebalan jari	113
Gambar 0.1	Alat Tampak Atas	191
Gambar 0.2	Alat Tampak Samping	191
Gambar 0.3	Alat Tampak Depan	192
Gambar 0.4	Alat Tampak Belakang	192
Gambar 0.5	Data Real Time untuk Pengukuran R1 (mV)	193
Gambar 0.6	Data Real Time untuk Pengukuran R2 (mV)	193
Gambar 0.7	Data Real Time untuk Pengukuran $SpO_2$ (%)	194
Gambar 0.8	Data Real Time untuk Pengukuran Kadar Kolesterol (mg/dl)	194

## DAFTAR LAMPIRAN

	<b>Halaman</b>	
Lampiran 1	Data Pengamatan	125
Lampiran 2	Perhitungan Persentase Error Alat	133
Lampiran 3	Perhitungan Standar Deviasi Alat	135
Lampiran 4	Datasheet <i>Oxymeter Sensor</i> DS-100A	170
Lampiran 5	Datasheet Arduino Uno R3	175
Lampiran 6	Datasheet NodeMCU 8266	183
Lampiran 7	Datasheet IC LM358N	185
Lampiran 8	Dokumentasi Alat Deteksi Kadar Kolesterol dalam Darah dan Pengujian Lapangan	191
Lampiran 9	Alat Perbandingan	196
Lampiran 10	Source Code Program	197



# BAB I

## PENDAHULUAN

### A. Latar Belakang Masalah

Dampak dari perkembangan teknologi dapat dirasakan manfaatnya pada berbagai macam aspek saat ini, salah satunya adalah dari segi kesehatan. Banyak instrumen medis mutakhir yang sangat membantu pada saat ini sehingga keberadaannya dimanfaatkan dalam dunia kesehatan (Ramadhan,2018). Sebagai contohnya adalah pengukur kadar kolesterol. Alat dan metode yang digunakan untuk memantau kadar kolesterol seseorang sangat banyak. Akan tetapi, tidak semua dapat digunakan dalam pengukuran jangka panjang dan monitoring jarak jauh.

Salah satu dampak negatif yang muncul akibat perkembangan zaman yang semakin canggih yaitu semakin banyak penyakit-penyakit yang disebabkan oleh tidak seimbangnya pola makan dan gaya hidup seseorang. Adapun salah satu penyakit yang timbul karena hal tersebut yaitu Kolesterol. Pola makan yang tidak sehat seperti mengonsumsi makanan yang mengandung lemak jenuh secara berlebihan dapat menjadi faktor penyebab meningkatnya kadar kolesterol dalam darah (Fitri,2019).

Pada dasarnya, penyebab utama mortalitas seseorang bukan karena tingginya kadar kolesterol dalam darah. Tidak banyak data yang menunjukkan bahwa tingginya kadar kolesterol dapat mengakibatkan kematian seseorang secara langsung. Akan tetapi, kadar kolesterol yang tinggi merupakan penyebab yang dapat memberikan pengaruh besar akan terjadinya *atherosclerosis*, *stroke*, serta *cardiovascular disease* (Prasetyo,2019).

Pengecekan kadar kolesterol dalam darah harus dilakukan secara rutin, terutama pada seseorang yang mulai menginjak dewasa (Malik,2018). Pada dasarnya, aktifitas fisik dan massa tubuh akan mengalami penurunan ketika umur semakin bertambah, sedangkan jaringan lemak justru mengalami peningkatan (Puspitasari,2018). Apabila hasil pemeriksaan kolesterol normal, maka selanjutnya pemeriksaan cukup dilakukan dalam jangka waktu setahun sekali. Sebaliknya, apabila hasil pemeriksaan menunjukkan nilai kolesterol cukup tinggi, maka selanjutnya harus dilakukan secara rutin yaitu setiap tiga bulan sekali (Malik,2018).

Pengecekan kadar kolesterol pada umumnya dilakukan secara *invasive* atau melukai tubuh dengan menggunakan test strip alat check darah *portable Autocheck 3in1*. Sampel darah yang diambil diletakkan pada strip kemudian alat akan membaca kadar kolesterol dalam waktu beberapa menit hingga hasilnya akan terlihat pada layar. Pengukuran secara *invasive* dinilai lebih akurat daripada *non-invasive*. Akan tetapi, pada pengukuran *invasive* terdapat kekurangan, yaitu mahalnya biaya pemeriksaan kolesterol, dibutuhkan waktu yang cukup lama untuk mengetahui hasil analisa dari laboratorium, dapat menyebabkan rasa nyeri pada bagian tubuh yang ditusuk jarum saat pengambilan sampel darah, serta dapat menimbulkan ketakutan pada beberapa orang (Fitri,2020). Oleh karena itu, diperlukan adanya inovasi baru yang dapat meminimalisir kekurangan dari teknik *invasive*.

Salah satu teknologi yang memungkinkan untuk mendeteksi kadar kolesterol dalam darah secara *non-invasive* adalah dengan memanfaatkan sifat serapan sinar/laser terhadap media cair. Perubahan kelistrikan medium dipengaruhi oleh konsentrasi

cairan (darah), digunakan sebagai pembeda kandungan unsur atau kandungan kimia tertentu dalam darah. Seiring berkembangnya teknologi akan sangat memungkinkan untuk menciptakan alat *portable* yang dapat mendukung laboratorium pelayanan kesehatan medis. Beberapa penelitian sebelumnya telah memanfaatkan serapan *Near Infra Red* (NIR) untuk mengembangkan perangkat deteksi gula darah maupun kadar kolesterol (Fitri,2020).

Kadar kolesterol dalam darah dapat ditentukan dengan mengukur persentase tingkat kejenuhan oksigen dalam darah ( $SpO_2$ ). Nilai normal  $SpO_2$  adalah dalam kisaran 95% - 100% .  $SPO_2$  dapat diukur secara *non-invasif* dengan fotoplethysmografi (PPG) (Anagha, dkk.,2018). Proses ini terjadi dengan menghubungkan transduser yang mengandung pemancar cahaya dan *photodetector* ke area yg mempunyai perfusi tinggi seperti jari tangan, jari kaki, atau daun telinga. Cahaya ditransmisikan, kemudian dideteksi oleh photodetektor dan diubah menjadi sinyal tegangan yg disebut *photoplethysmogram* (PPG) (Kyriacou dkk., 2019). Metode ini memanfaatkan keterangan bahwa volume darah yang diangkut melalui arteri berubah seiring dengan detak jantung melalui daur pemompaannya (sistol dan diastol) (Vasudevan,2011). Ketika cahaya melewati kulit akan diserap oleh darah vena, jaringan, rambut, pigmen kulit, darah arteri yang berdenyut dan tidak berdenyut. Selama sistol, ketika ada lebih banyak darah di arteri, terdapat peningkatan penyerapan yang menyebabkan diameter arteri meningkat. Selama diastol, saat darah pada arteri berkurang, panjang jalur dalam zat yang menyerap cahaya berkurang, oleh karena itu penyerapan juga berkurang. Dengan demikian, penyerapan cahaya berdenyut

antara intensitas maksimum dan minimum, menghasilkan sinyal PPG (Vasudevan,2011).Pengukuran volume darah didasarkan pada kemampuan hemoglobin dalam menyerap cahaya. Ciri penyerapan cahaya oksihemoglobin berbeda dengan hemoglobin. Sensor optik terdiri dari dua sumber cahaya serta detektor. Merah(660nm) dan inframerah(IR) (880-940nm) merupakan panjang gelombang yg umumnya digunakan untuk menghitung  $SPO_2$ . Algoritma baru dikembangkan untuk menghitung kadar kolesterol, berasal dari sinyal PPG yang telah dihasilkan (Anagha, dkk.,2018).

Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Prasetyo(2019), metode yang digunakan pada penelitian ini yaitu dengan memanfaatkan sensor strip (*authocheck*) untuk mengukur sampel darah yang kemudian diproses oleh mikrokontroler arduino dan dikirim ke web server. Kadar kolesterol yang terbaca pada alat yaitu 146 mg/dL – 185 mg/dL. Berdasarkan hasil analisis dan pengolahan data, didapatkan persentase keakuratan alat dengan alat pembanding sebesar 94,65%. Data yang terukur ditampilkan dalam LCD dan tersambung dengan *web server*. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Marhaendrajaya(2017), pembuatan alat pengukur kadar kolesterol dalam darah secara *non-invasive* ini menggunakan sensor oximeter yang mana dapat menyebabkan perubahan tegangan pada berbagai medium cair dan mikrokontroler Atmega 8535 sebagai sistem minimum untuk mengontrol nilai keluaran dalam bentuk data digital. Sistem yang digunakan pada penelitian ini merupakan metode *non-invasive* (tanpa melukai tubuh pasien) untuk mendeteksi kadar kolesterol dalam darah. Penelitian ini memanfaatkan sifat fisis dari NIR sensor dan penyerapan sinar

laser, dirancang dalam rangkaian *interface* sensor dan komunikasi data serial yang ditampilkan dalam bentuk digital. Hasil penelitian menunjukkan bahwa kinerja alat yang dirancang cukup baik, dengan nilai akurasi alat mendekati 97%.

Meskipun penelitian tentang deteksi kadar kolesterol dalam darah secara non-invasive telah banyak dilakukan sebelumnya, akan tetapi hasil pengukuran yang diperoleh belum bisa menunjukkan secara *real time*. Hasil yang ditampilkan dari pengukuran kadar kolesterol menggunakan alat dapat berubah-ubah dan belum diketahui berapa waktu yang dibutuhkan untuk mengukur kadar kolesterol secara akurat. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis perangkat *portable* berupa sistem deteksi kadar kolesterol dalam darah tanpa harus melukai tubuh pasien (*non-invasive*) menggunakan NIR dengan pengukuran data secara *real time*, sehingga dapat dijadikan sebagai bahan acuan bagi dokter dalam memonitoring kadar kolesterol. Sistem ini dapat memberikan informasi kadar kolesterol yang ditampilkan dalam LCD *Display* 20 x 4 dan smartphone android berbasis aplikasi *Blynk* dengan komunikasi via internet menggunakan modul Wifi NodeMCU 8266. Menggunakan mikrokontroler Arduino Uno R3 yang terintegrasi dengan *Oxymeter sensor* DS-100A. Alat ini dirancang khusus untuk membantu dokter dalam memonitoring kadar kolesterol pasien jarak jauh dengan sistem *telemedicine* serta dapat digunakan kapan saja dan dibawa kemana saja. Penelitian *telemedicine* kadar kolesterol dalam darah menggunakan objek jari untuk mendeteksi penyakit kolesterol dengan mengirimkan data secara online menggunakan *blynk cloud* sebagai data *logger*. Oleh karena itu, dengan adanya penelitian ini dapat mempermudah pengukuran dan pemantauan kadar

kolesterol dalam darah secara *real-time* dan lebih efisien.

## **B. Rumusan Masalah**

Penelitian ini memiliki beberapa rumusan masalah yang dijadikan sebagai acuan. Berikut merupakan rumusan masalah yang digunakan dalam penelitian.

1. Berapakah nilai koefisien determinasi alat deteksi kadar kolesterol menggunakan sensor Oximeter DS-100A secara *non-invasive* saat kalibrasi ?
2. Berapakah akurasi alat deteksi kadar kolesterol menggunakan sensor Oximeter DS-100A ?
3. Apakah alat deteksi kadar kolesterol menggunakan sensor Oximeter DS-100A sesuai dengan pengukuran kadar kolesterol standar ?
4. Apakah sistem telemedika pada alat deteksi kadar kolesterol menggunakan sensor Oximeter DS-100A dapat ditampilkan dalam *smartphone* ?

## **C. Tujuan Penelitian**

Penelitian ini mempunyai beberapa tujuan yang dapat menjawab rumusan masalah yang ada. Berikut merupakan tujuan dari penelitian yang dilakukan.

1. Mengetahui nilai koefisien determinasi alat deteksi kadar kolesterol menggunakan sensor Oximeter DS-100A secara *non-invasive* saat kalibrasi.

2. Mengetahui akurasi alat deteksi kadar kolesterol menggunakan sensor Oximeter DS-100A secara real time dengan pemeriksaan *non-invasive* dan tanpa limbah medis.
3. Membandingkan hasil ukur alat deteksi kadar kolesterol menggunakan sensor Oximeter DS-100A dengan alat ukur kadar kolesterol standar.
4. Mengetahui tampilan *smartphone* untuk sistem telemedika pada alat deteksi kadar kolesterol menggunakan sensor Oximeter DS-100A .

#### **D. Manfaat Penelitian**

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat bagi berbagai pihak :

1. Bagi Peneliti

Menambah pengetahuan tentang sistem *telemedicine* sebagai alternative untuk deteksi kadar kolesterol secara *Non-Invasive* berbasis *Internet of Things* (IoT).

2. Bagi Dokter

Memudahkan dokter dalam memonitoring pasien dalam pengecekan kadar kolesterol dalam darah dari jarak jauh melalui internet.

3. Bagi Institusi

Memberikan informasi dan referensi bagi mahasiswa yang akan melakukan penelitian lainnya dengan tema penelitian yang berkaitan.

## BAB II

### LANDASAN PUSTAKA

#### A. Landasan Teori

##### 1. Kolesterol

###### a) Definisi Kolesterol

Kolesterol merupakan komponen utama sel otak serta saraf dan komponen pokok dari membran struktural semua sel (Fitri,2019). Kolesterol bersifat sangat mudah menempel ( *aterogenetik* ) membentuk plak pada pembuluh darah (Prasetyo,2019). Kolesterol berperan penting dalam pembentukan membran (selaput) sel tubuh, sebagai isolator (penyekat) bagi saraf, serta memproduksi hormon-hormon tertentu dalam tubuh (Saragih,2017). Adapun fungsi kolesterol yaitu membentuk sejumlah steroid penting, seperti asam folat, asam empedu, hormon-hormon adrenal korteks, estrogen, androgen, dan progesteron (Fitri,2019). Kolesterol juga dibutuhkan oleh hati dalam pembentukan asam empedu untuk membantu proses pencernaan makanan yang masuk dalam tubuh.

Tabel 2.1. Kategori Kadar Kolesterol (Fitri,2019)

Kategori	Nilai (mg/dl)
Normal	<200
Cukup Tinggi	200-239
Tinggi	≥ 240

Kolesterol memberikan pengaruh penting untuk kesehatan jantung manusia. Apabila kadar kolesterol tinggi, maka resiko



penyakit kardiovaskular seperti penyakit jantung dan pembuluh darah akan meningkat. Kolesterol memiliki rentang nilai yang berbeda-beda untuk kategori normal sampai kategori tinggi seperti ditunjukkan pada tabel 2.1.

Pemantauan dan penurunan kadar kolesterol total merupakan suatu hal yang penting karena setiap penurunan kolesterol total sebesar 1% dapat mengurangi resiko penyakit kardiovaskular sebesar 2% (Silvia,2020). Pengecekan kadar kolesterol dalam darah harus dilakukan secara rutin, terutama pada seseorang yang telah menginjak dewasa (Malik,2018). Pada dasarnya, aktifitas fisik dan massa tubuh akan mengalami penurunan ketika umur semakin bertambah, sedangkan jaringan lemak justru mengalami peningkatan (Puspitasari,2018). Apabila hasil pemeriksaan kolesterol normal, maka selanjutnya pemeriksaan cukup dilakukan dalam jangka waktu setahun sekali. Sebaliknya, apabila hasil pemeriksaan menunjukkan nilai kolesterol cukup tinggi, maka selanjutnya harus dilakukan secara rutin yaitu setiap tiga bulan sekali (Malik,2018).

## **b) Klasifikasi Kolesterol**

Darah membawa kolesterol dalam bentuk terikat pada lipoprotein plasma (Fitri,2019). Lipoprotein merupakan senyawa kompleks yang terbagi menjadi dua bagian, yaitu bagian yang menyimpan protein dan komponen lipid. Beberapa bentuk lipoprotein ditemukan dalam plasma darah, berfungsi sebagai pengangkutan dalam tubuh (Saragih,2017). Apabila lipoprotein memiliki konsentrasi lemak yang lebih tinggi, maka lipoprotein cenderung memiliki kepadatan yang lebih rendah. Adapun urutan lipoprotein dari kepadatan rendah hingga kepadatan tinggi yaitu:

kilomikron, VLDL, LDL, dan HDL (Fitri,2019).

### 1. Kilomikron

Kilomikron adalah jenis lipoprotein yang mempunyai kerapatan terendah (Fitri,2019).Kandungan lemak pada kilomikron lebih banyak daripada protein dan pengangkut lemak yang paling baik dalam darah (Ifaliza, 2020). Kilomikron memiliki diameter 90-1000 nm dengan densitas  $< 0,95$  (Ardiany,2017). Berfungsi sebagai pengangkut lipida ke dalam tubuh yang berasal dari saluran pencernaan. Komponen penyusun kilomikron yaitu fosfolipid, trigliserida, sedikit protein, dan permukaan kolesterol. Di sekitar kilomikron terdapat selaput yang menyebabkan adanya kemungkinan lipida yang berada didalamnya mengambang bebas dalam aliran darah yang sebagian besar merupakan air (Fitri,2019).

### 2. Very Low Density Lipoprotein (VLDL)

VLDL merupakan kolesterol yang mempunyai jumlah trigliserida terbanyak dibandingkan kolesterol dan protein, mempunyai sifat yang mirip dengan kolesterol LDL, namun kandungan terbesar yang dimiliki adalah trigliserida sebagai salah satu jenis lemak dalam darah (Ifaliza, 2020). VLDL berguna untuk media transpor triasilgliserol dari hati ke jaringan ekstrahepatik untuk mencukupi kebutuhan energi dan disimpan. Partikel VLDL memiliki diameter 30-90 nm dengan densitas 0,95-0,006 serta kaya akan triasilgliserol (Ardiany,2017).

### 3. Low Density Lipoprotein (LDL)

LDL disebut juga sebagai kolesterol jahat (Prasetyo,2019), karena dalam susunannya kolesterol LDL mempunyai jumlah kolesterol yang paling banyak daripada protein dan trigliserida (Ifaliza, 2020), merupakan jenis lipoprotein dengan kerapatan yang rendah. LDL dibentuk oleh reseptor LDL, dimana pembentukannya berperan penting mengontrol kadar kolesterol dalam darah. Sebesar 50%-70% reseptor LDL berada dalam hati, oleh karena itu hati berguna sebagai pengatur utama kadar kolesterol darah (Fitri,2019). LDL merupakan pembawa kolesterol terbanyak dalam darah (Ardiany,2017). Kolesterol LDL dialirkan ke sel-sel tubuh yang memerlukan seperti sel otot jantung, otot, dan fungsi tubuh lainnya supaya tubuh bekerja dengan baik (Ifaliza, 2020). Tingginya kadar LDL akan mengakibatkan kadar kolesterol dalam arteri mengendap. Faktor utama yang memicu terjadinya penyakit jantung koroner yaitu LDL. Adapun faktor yang dapat memicu peningkatan kadar LDL sendiri adalah lemak jenuh (jenis lemak yang terdapat pada hewan) (Prasetyo,2019).

### 4. High Density Lipoprotein (HDL)

HDL merupakan lipoprotein dengan kerapatan tinggi (Fitri,2019). Kolesterol HDL mempunyai jumlah protein paling banyak daripada trigliserida dan kolesterol. Dalam tubuh manusia terdapat kemungkinan adanya kelebihan kolesterol LDL yang digunakan. Kelebihan tersebut akan dibawa oleh HDL menuju hati untuk diuraikan dan selanjutnya dibuang ke dalam kandungan empedu (Ifaliza,

2020). HDL disebut juga sebagai kolesterol baik, karena bermanfaat bagi tubuh manusia (Prasetyo,2019).

### **c) Dampak Negatif Kolesterol**

Tingginya kadar kolesterol dapat mengakibatkan pengendapan lemak pada dinding pembuluh darah sehingga menyebabkan turunnya distensibilitas pembuluh darah. Kondisi ini disebut dengan aterosklerosis. Apabila kadar kolesterol total dan LDL menurun, maka secara umum mortalitas total dari penyakit kardiovaskular juga akan menurun (Fitri,2019). Hal ini telah membuktikan adanya hubungan kausalitas antara kolesterol dengan aterosklerosis.

Tingginya kadar kolesterol dapat menyebabkan dampak yang akut dan kronis, antara lain yaitu:

#### **1. Aterosklerosis pada pembuluh darah di otak**

Aterosklerosis ini mengakibatkan munculnya penyakit serebrovaskular atau penyakit pembuluh darah otak seperti stroke. Adapun pembagian stroke berdasarkan penyebabnya dibagi menjadi dua macam, yaitu stroke infark dan stroke akibat pendarahan. Stroke infark berhubungan erat dengan tingginya kadar kolesterol dalam darah (Fitri,2019).

#### **2. Aterosklerosis pada pembuluh jantung koroner**

Aterosklerosis ini dapat memicu terjadinya penyakit kardiovaskular seperti penyakit jantung koroner (PJK). Apabila pada pembuluh jantung koroner terjadi penyumbatan aliran darah, maka akan mengakibatkan berkurangnya jumlah oksigen pada pembuluh darah menuju jantung. Gejala ini disebut dengan angina pektosis, dimana

penderita jantung koroner merasakan nyeri pada bagian dada (Fitri,2019).

### 3. Ateroklerosis pada pembuluh darah tungkai

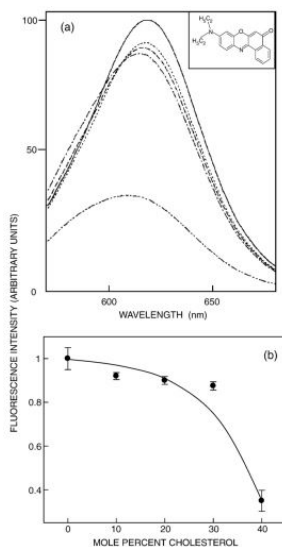
Aterosklerosis ini dapat memicu timbulnya penyakit arteri perifer. Biasanya kondisi tersebut lebih sering terjadi pada pembuluh darah bagian kaki yang mengalami penyumbatan sehingga menimbulkan rasa nyeri, kram, bahkan dapat mengakibatkan komplikasi seperti gangren pada bagian kaki. Seseorang dengan penyakit arteri perifer mempunyai risiko mengalami serangan jantung (Fitri,2019).

#### d) Struktur Kimia Kolesterol

*Probe fluoresen* telah terbukti sangat bermanfaat dalam bidang biologi membran karena kemampuannya untuk memantau organisasi membran dan dinamika pada peningkatan *spatiotemporal* resolusi karena sensitivitasnya yang tinggi, resolusi waktu yang sesuai, banyaknya parameter terukur. Kriteria *probe* utama membran *fluoresen* adalah sensitivitas fluoresensinya terhadap faktor lingkungan. *Nil Red* (9-dietilamino-5H-benzo [ $\alpha$ ] phenoxazine-5-one), pewarna phenoxazone tidak bermuatan (lihat Gambar 2.1) merupakan suatu *probe* dengan sifat fluoresensi yang dapat diubah oleh polaritas lingkungan secara langsung karena perubahan besar dalam dipol saat eksitasi. Perubahan besar dalam momen dipol telah dikaitkan dengan pemisahan muatan antara kelompok dietilamino yang bertindak sebagai donor elektron dan bagian quinoid dari molekul yang berfungsi sebagai elektron akseptor (Mukherjee & Chattopadhyay, 2007).

*Nil Red* telah digunakan sebagai *probe fluoresen* untuk

pemantauan permukaan hidrofobik dalam protein, protein deterjen kompleks, dan sebagai noda lipid dalam membran. Nil Red juga telah digunakan untuk memantau organisasi, fluktuasi, dan heterogenitas dalam membran, khusus untuk membran mengandung kolesterol. Kolesterol berperan penting dalam organisasi membran, dinamika, fungsi dan penyortiran. Hal ini sering dijumpai dalam pendistribusian tidak acak pada domain membran biologi dan model. Banyak dari domain ini diyakini penting untuk pemeliharaan struktur dan fungsi membran. Kolesterol diketahui meningkatkan ketebalan lipid bilayer, dan memodulasi properti dielektrik dari interior membran dengan mengubah karakteristik permeasi air (Mukherjee & Chattopadhyay, 2007).



Gambar 2.1. Pengaruh peningkatan jumlah kolesterol pada spektrum emisi fluoresensi dan intensitas fluoresensi *Nil Red* dalam vesikel DOPC

Pada Gambar 2.1 ditunjukkan pengaruh peningkatan jumlah kolesterol pada spektrum fluoresensi. Intensitas fluoresensi dipantau pada emisi maksimum dalam kasus setiap sampel dan panjang gelombang eksitasi disimpan pada 550 nm. Titik data yang ditampilkan adalah mean  $\pm$  simpangan baku, dari tiga pengukuran independen. Rasio *Nil Red* terhadap total lipid adalah 1:100 (mol/mol) dan konsentrasi *Nil Red* adalah 1,6 M dalam semua kasus. Sisipam dipanel (a) merupakan struktur kimia *Nil Red* (Mukherjee & Chattopadhyay, 2007).

## 2. Hukum Beer-Lambert

Bunyi hukum *Beer-Lambert* yaitu nilai absorbansi cahaya yang terserap oleh suatu materi dalam larutan tertentu akan sama dengan konsentrasi materi tersebut. Besarnya nilai serapan (A) akan sebanding dengan besarnya konsentrasi (c) dari zat uji (Oktariadi,2017). Secara matematis, hukum beer-lambert ditulis dalam persamaan 2.1.

$$A = \epsilon bc \quad (2.1)$$

Dengan:

$\epsilon$  = epsilon atau absorbtivitas Molar ( $M^{-1}cm^{-1}$ )

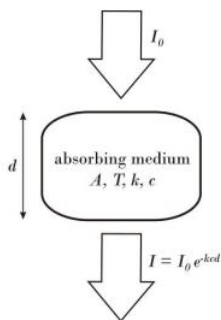
b = lebar celah (cm)

c = konsentrasi (M)

Dari persamaan 2.1 dapat diketahui bahwa serapan (A) tidak mempunyai satuan dan dinyatakan dalam unit absorbansi. *Epsilon* pada persamaan 2.1 merupakan ciri suatu zat, dimana pada panjang gelombang tertentu akan terlihat jumlah cahaya yang terserap oleh molekul zat tersebut. Semakin besar *Epsilon*

suatu zat maka akan semakin banyak cahaya yang diserap olehnya, dengan kata lain nilai serapan ( $A$ ) juga semakin besar (Oktariadi,2017).

Hukum *Beer-Lambert* pada persamaan 2.1 berlaku untuk sebagian besar zat pada larutan dengan konsentrasi  $\leq 0.01$  M. Akan tetapi, satu molekul terlarut pada larutan dengan konsentrasi pekat akan berpengaruh pada molekul terlarut lain sebagai dampak dari kedekatan molekul pada larutan berkonsentrasi pekat tersebut. Nilai Absorbktivitas Molar dari suatu molekul akan berubah ketika antar satu molekul dengan molekul yang lain saling berdekatan. Akhirnya nilai absorbansi yang dihasilkan berubah, sehingga nilai yang ditampilkan tidak menggambarkan jumlah molekul terukur (Oktariadi,2017).



Gambar 2.2. Skema transmisi dan absorbansi cahaya oleh sampel (Umar dkk., 2018)

Gambar 2.2 merupakan skema *Beer-Lambert* yang menunjukkan pengurangan pancaran intensitas cahaya sumber, yang mana dipengaruhi oleh jumlah konsentrasi ( $c$ ) dan ketebalan ( $d$ ) dari media yang dilewati (Umar dkk., 2018).

$$I(\lambda) = I_0(\lambda) \exp(-kcd) \quad (2.2)$$



Dengan  $c$  adalah konsentrasi zat terlarut dan  $d$  merupakan ketebalan medium. Variabel  $k$ ,  $c$ , dan  $d$  disebut sebagai kerapatan optik cahaya saat melewati medium (Umar dkk., 2018).

Berdasarkan persamaan 2.2, tingkat absorbansi tergantung pada masing-masing komponen jaringan yang disebut dengan koefisien ekstensi. Berdasarkan sifat absorbansi, jaringan tubuh dibagi menjadi dua komponen yaitu komponen *nonpulsatile* dan komponen *pulsatile*. Adapun komponen *nonpulsatile* terdiri dari tulang, kulit, lemak, dan jaringan otot. Sedangkan untuk komponen *pulsatile* terdiri dari aliran darah pada arteri. Hukum *Beer-Lambert* berlaku pada komponen yang bersifat *pulsatile* untuk membedakan tingkat penyerapan antar dua komponen (Umar dkk., 2018).

Berdasarkan hukum *Beer-Lambert, pulse oxymetri* mengukur darah arteri pada jaringan dengan mempertimbangkan intensitas cahaya yang ditransmisikan (Castillo, S., dkk., 2011). Secara eksperimen, terdapat kriteria-kriteria pada peralatan yang digunakan agar hukum *Beer-Lambert* dapat terpenuhi. Adapun kriteria tersebut antara lain adalah sebagai berikut.

1. Sinar yang masuk atau sinar yang mengenai sel sampel berupa sinar dengan panjang gelombang tunggal (monokromatis).
2. Penyerapan sinar oleh suatu molekul yang ada didalam larutan tidak dipengaruhi oleh molekul lain yang ada dalam satu larutan.
3. Penyerapan terjadi dalam volume larutan dengan luas penampang yang sama.

4. Penyerapan tidak menghasilkan pemancaran sinar pendafluor. Maksudnya adalah larutan yang diukur harus benar-benar jernih agar tidak terjadi hamburan cahaya oleh partikel-partikel koloid atau suspensi yang ada pada larutan.
5. Konsentrasi analit rendah. Karena jika konsentrasi tinggi akan mengganggu kelinieran grafik absorbansi versus konsentrasi.

### 3. Regresi Linear Sederhana

Regresi linear merupakan suatu metode statistik yang mana dilakukan pengamatan untuk mengetahui hubungan antara variabel terikat Y dengan serangkaian variabel bebas  $X_1, \dots, X_p$  (Hijriani dkk., 2016). Variabel terikat atau respon merupakan variabel yang diterangkan, sedangkan variabel bebas adalah variabel yang menerangkan. Analisis regresi linear dibagi menjadi dua macam, yaitu analisis regresi linear sederhana dan analisis regresi linear berganda. Analisis regresi linear yang terdiri dari satu variabel bebas X disebut dengan regresi linear sederhana. Sedangkan pada regresi linear berganda terdapat lebih dari satu variabel bebas X (Syilfi, 2012). Penelitian ini menggunakan regresi linear sederhana. Adapun persamaan dari regresi linear sederhana ditunjukkan pada persamaan 2.3.

$$Y = a + bx \quad (2.3)$$

Nilai Y merupakan variabel terikat yang diperkirakan, sedangkan X merupakan variabel bebas, a merupakan intercep yaitu nilai Y ketika X=0, dan b merupakan slope, yaitu perubahan rata-rata Y terhadap perubahan satu unit X. Koefisien a dan b

koefisien regresi dimana nilai  $a$  dan  $b$  dapat dicari dari persamaan 2.4 dan 2.5 (Novianto,2019).

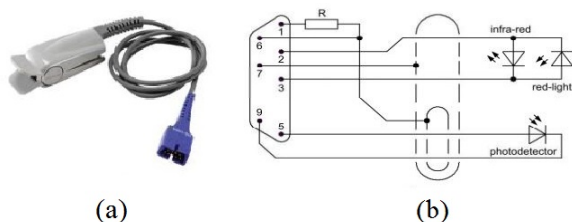
$$b = \frac{n(\sum xy) - (\sum x)(\sum y)}{n(\sum x^2) - (n\bar{x})^2} \quad (2.4)$$

$$a = \frac{\sum y - b(\sum x)}{n} \quad (2.5)$$

#### 4. Oxymeter Sensor DS-100A

*Oxymeter sensor* merupakan perangkat medis non-invasive yang biasa digunakan untuk mengukur saturasi oksigen dalam darah (Agustine, L., dkk., 2018).

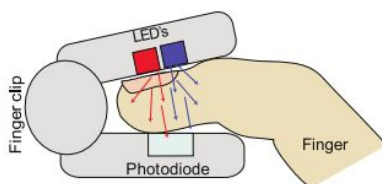
Perangkat medis ini mempunyai LED sebagai pemancar dan *photodiode* sebagai penerima. Sebelum cahaya sampai ke photodiode, LED akan memancarkan panjang gelombang cahaya tertentu yang akan diserap oleh darah, kemudian cahaya akan dipantulkan, ditransmisikan, diserap, dan disebar oleh kulit, jaringan, dan darah (Agustine, L., dkk., 2018). Adapun sensor oximeter DS-100A ditunjukkan pada gambar 2.3.



Gambar 2.3. (a) Bentuk fisik dan (b) Pinout probe DS-100A (Umar dkk., 2018)

*Probe oxymeter sensor* DS-100A terdiri dari dua buah pemancar cahaya serta fotodetektor yg sangat sensitif, dipasang pada klip

pegas yang dapat dipergunakan kembali. Sumber cahaya yang paling umum digunakan adalah LED. Sedangkan fotodetektor yang umumnya digunakan merupakan fotodiode silikon. Pada probe ini, LED serta fotodiode ditempatkan di sisi yang berlawanan dari klip, di mana cahaya yang dipancarkan oleh LED akan mentransmisikan cahaya melalui satu sisi jaringan vaskular ke fotodiode di sisi lain, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4. LED dan fotodiode ditempatkan pada sisi yang berlawanan dari klip (Kyriacou dkk., 2019)

Probe transmisi merupakan probe yang paling umum digunakan dalam aturan klinis dan umumnya ditempatkan di jari tangan, daun telinga, atau jari kaki. (Kyriacou dkk., 2019). Adapun fungsi dari masing-masing pinout sensor oximeter DS-100A ditunjukkan pada tabel 2.2.

Tabel 2.2. Pinout *Oxymeter Sensor DS-100A* (Umar dkk., 2018)

Pin	Fungsi
5	Photodiode anoda
9	Photodiode katoda
2	Anoda LED infrared
3	Anoda LED merah
1,6,7	Perisai

## 5. Pulse Oxymetri

Dalam darah, oksigen larut dalam plasma dan memiliki ikatan kovalen dengan hemoglobin, membentuk oksihemoglobin. Pada kondisi normal, 97% oksigen dibawa beserta hemoglobin, sedangkan 3% terlarut dalam plasma. Oxyhemoglobin, atau hemoglobin teroksigenasi, berwarna merah cerah, yang menyebabkan kulit serta selaput lendir tampak merah muda. Hemoglobin, atau deoxyhemoglobin, berwarna biru tua, sehingga warna darah bervariasi sesuai dengan tingkat oksigenasinya, mulai dari biru tua sampai merah cerah (Button,2015).

Teknologi oksimetri dikembangkan di tahun 1970-an dan semenjak itu berkembang menjadi pengukuran saturasi oksigen darah secara *non-invasif* yang cukup dapat dipercaya. Prinsip oksimeter pulsa didasarkan pada *plethysmography* optik serta oksimetri darah, untuk menghitung saturasi oksigen melalui jumlah cahaya yang ditransmisikan atau dipantulkan pada pembuluh darah, kemudian disinkronkan menggunakan denyut jantung (Button,2015). Nama *pulse oxymetri* diambil dari bentuk gelombang yang terbentuk dari cahaya yang dimodulasi oleh denyut arteri (Ughi, 2018).

*Oxymeter sensor* menggunakan cahaya untuk pengukuran saturasi oksigen, yaitu deteksi dan kuantifikasi komponen (hemoglobin) dalam larutan (Hariyanto et al.,2013). Saturasi oksigen didefinisikan sebagai jumlah hemoglobin teroksigenasi ( $HbO_2$ ) yang terikat pada oksigen dalam arteri sebagai persentase dari total hemoglobin ( $HbO_2 + Hb$ ) (Umar dkk., 2018). Pada sisi yang berlawanan, fotodetektor mengukur intensitas cahaya dari transmisi sumber cahaya yang menembus jari. Transmisi cahaya melalui arteri adalah semacam denyutan yang diakibatkan oleh

jantung yang memompa darah (Hariyanto et al.,2013).

Pengukuran  $SpO_2$  secara *non-invasif* dapat dilakukan tanpa mengambil sampel darah dari tubuh, cukup dengan memancarkan panjang gelombang tertentu ke jaringan tubuh dan mengamati intensitas transmisi setelah melewati jaringan tubuh (Umar dkk., 2018).

*Pulse oximetry* memperlihatkan persentase kadar oksigen dengan simbol  $SpO_2$  (Laili,2019). *SpO<sub>2</sub> percutaneous oxygen saturation* merupakan nilai estimasi dari nilai  $SaO_2$  dengan metode non-invasive (Ughi, 2018). Selain itu, alat ini dapat memperlihatkan denyut jantung dalam satuan beat per menit (bpm) (Laili,2019). Proses penggunaan probe sensor dengan ujung jari dijepit dapat dilihat pada gambar 2.5.

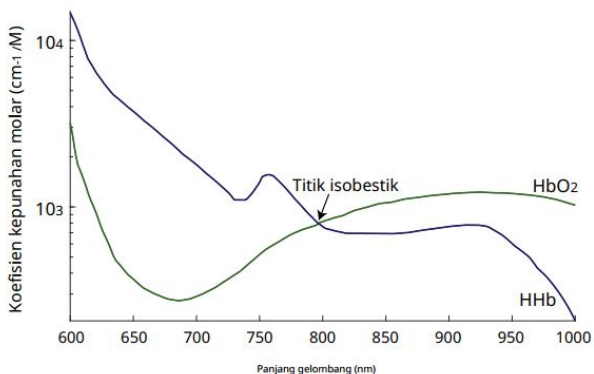


Gambar 2.5. Pulse Oxymetri  
(Simarmata,2020)

Pada penelitian ini, *oxymeter sensor* dikembangkan menjadi alat pemantau kadar kolesterol dalam darah dengan penyerapan melalui hemoglobin oleh LED merah dan *infrared*. Oksimetri nadi didasarkan pada prinsip cahaya merah dan karakteristik penyerapan cahaya inframerah dari hemoglobin teroksigenasi dan terdeoksigenasi. Hemoglobin teroksigenasi menyerap

lebih banyak cahaya inframerah dan memungkinkan lebih banyak cahaya merah untuk melewatinya. Hemoglobin terdeoksigenasi (atau tereduksi) menyerap lebih banyak cahaya merah dan memungkinkan lebih banyak cahaya inframerah untuk melewatinya (Elgendi, 2021). Cahaya merah berada pada pita cahaya dengan panjang gelombang 640 nm, sedangkan cahaya inframerah berada pada pita cahaya dengan panjang gelombang 960 nm. Cahaya merah dan inframerah memiliki tingkat absorpsi yang sama pada panjang gelombang 805 nm, disebut sebagai titik isobestik, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.6 (Umar dkk., 2018).

Cahaya dari LED merah dan inframerah diserap oleh beberapa bagian tubuh di lokasi pengukuran, yang akan disebut sebagai peredam cahaya. Komponen tersebut adalah kulit, jaringan, darah vena, dan darah arteri. Namun, dengan setiap detak jantung, jantung berkontraksi, menghasilkan lonjakan aliran darah arteri sesaat, yang akibatnya meningkatkan volume darah arteri di seluruh tempat pengukuran. Lebih banyak cahaya diserap selama lonjakan. Saat melihat sinyal cahaya yang diterima di fotodetektor dalam bentuk gelombang, ada puncak yang terlihat pada setiap detak jantung dan lembah yang jelas di antara detak jantung. Jika serapan cahaya di lembah (yang mencakup semua penyerap cahaya) dikurangi dari penyerapan cahaya di puncak, maka, secara teori, nilai yang dihasilkan mencerminkan karakteristik penyerapan darah yang ditambahkan, dan dianggap sebagai aliran darah arteri (Elgendi, 2021).



Gambar 2.6. Spektrum penyerapan oksihemoglobin dan deoksihemoglobin dalam kisaran antara 640 dan 960 nm (inframerah). Seperti yang digambarkan dalam grafik, kedua spesies hemoglobin memiliki karakteristik penyerapan yang berbeda. Pada titik isobestik (sekitar 805 nm), oksihemoglobin dan deoksihemoglobin menyerap cahaya secara identik (Kyriacou dkk., 2019)

Dapat dianalisis dari gambar 2.6 bahwa lebih banyak LED merah yang diserap oleh deoxyhemoglobin, sedangkan oxyhemoglobin lebih banyak menyerap cahaya LED inframerah. Rasio perbedaan penyerapan cahaya tersebut menjadi acuan untuk menghitung saturasi oksigen. Rasio (R) adalah perbandingan cahaya inframerah terhadap penyerapan cahaya Merah. Rasio dapat dihitung dengan persamaan 2.6 (Hariyanto et al.,2013).

$$SPO_2 = \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} \times 100\% \quad (2.6)$$

Sebagian besar pemadaman cahaya antara LED dan fotodetektor disebabkan oleh jaringan selain darah arteri.



Kontribusi dari setiap jaringan yang berbeda terhadap kepunahan cahaya secara keseluruhan diasumsikan bersifat aditif. Untuk mengisolasi efek darah arteri, sinyal cahaya yang diterima di fotodetektor harus dianalisis melalui periode waktu. Sinyal cahaya ini dikenal sebagai *photoplethysmograph* (PPG). Komponen AC dari sinyal PPG diasumsikan hanya terdiri dari darah arteri yang berdenyut, sedangkan komponen DC terdiri dari semua jaringan penyerap cahaya yang tetap konstan. Hal ini ditunjukkan pada Gambar 2.8.

Dengan mengisolasi komponen AC dari PPG, pemadaman cahaya karena darah arteri yang berdenyut dianggap tidak tergantung pada jaringan lain antara LED dan fotodetektor. Oksimeter pulsa menormalkan PPG merah dan inframerah oleh komponen DC mereka untuk membatalkan efek intensitas cahaya insiden dan panjang gelombang detektor ketergantungan. Untuk menghitung  $SpO_2$ , rasio amplitudo PPG yang dinormalisasi, digunakan "rasio" atau R parameter, yang dihitung menggunakan persamaan 2.7 (Geoffrey, 2015).

$$R = \frac{\log \frac{R_{AC}}{R_{DC}}}{\log \frac{IR_{AC}}{IR_{DC}}} \quad (2.7)$$

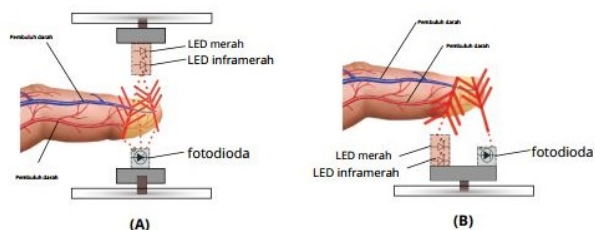
Dengan R adalah nilai perbandingan antara LED merah dan *infrared*, yang memungkinkan digunakan untuk menghitung nilai  $SpO_2$  dalam kalibrasi pada persamaan 2.8.

$$\%SPO_2 = 110 - 25R \quad (2.8)$$

## 6. *Photoplethysmography Signal (PPG Signal)*

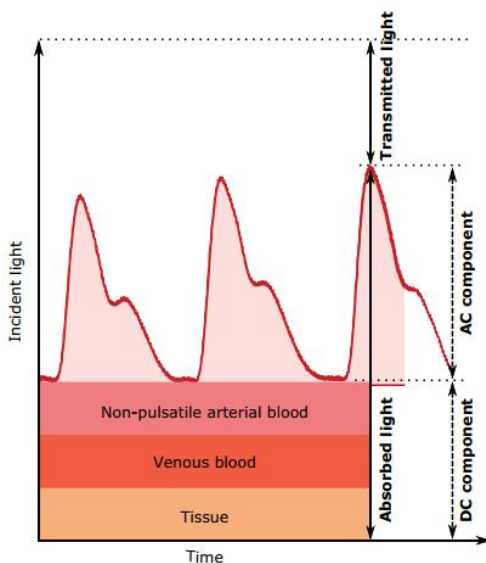
*Photoplethysmogram* didefinisikan sebagai pengukuran volumetrik organ dan merupakan topik studi yang populer di bidang teknik, sains, kedokteran, dan disiplin terkait lainnya. Sepanjang literatur yang membahas topik ini, istilah ini sering digunakan secara bergantian dengan istilah lain, seperti "*plethysmography fotolistrik*" dan "*photoplethysmography*". Selain itu, berbagai akronim digunakan untuk mewakili istilah "sinyal *photoplethysmogram*" dalam literatur, seperti PTG dan DVP. Istilah standar dan singkatan diperlukan untuk meminimalkan keterputusan antara peneliti dan disiplin ilmu, dan untuk menciptakan kohesivitas pengetahuan (Elgendi, 2021).

*Photoplethysmography* adalah metode *non-invasif* untuk mengukur parameter fisiologis tertentu seperti saturasi oksigen dalam darah dan detak jantung. Perangkat PPG dioperasikan menggunakan daya rendah. Perangkat PPG terdiri dari 2 jenis, yaitu tipe reflektif dan transmisi seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.7. Pada tipe reflektif LED serta detektor berada pada sisi yang sama. Sedangkan pada tipe transmisi LED serta detektor disusun di sisi yang berlawanan pada sensor (Anagha, dkk.,2018).



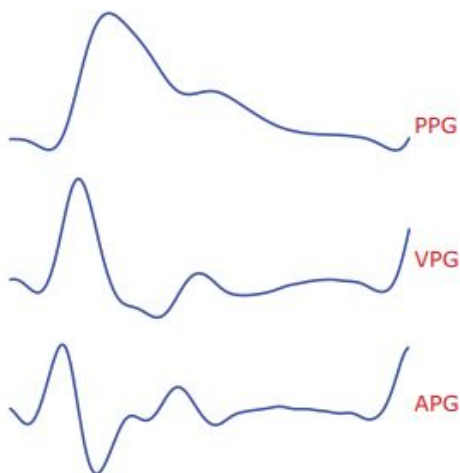
Gambar 2.7. Sensor pulse oximeter, a) sensor transmisi, dan b) sensor reflektansi (Elgendi, 2021)

*Plethysmographs* mengukur perubahan volume darah dengan transduser tertentu yang dapat berbeda dari perangkat ke perangkat. PPG sering diperoleh dengan menggunakan oksimeter pulsa, yang merupakan perangkat medis yang menerangi kulit dengan *light emitting diode* (LED) dan kemudian mengukur perubahan dalam penyerapan cahaya kulit (Elgendi, 2021). Perubahan volume yang disebabkan oleh tekanan pulsa dapat dideteksi dengan menggunakan alat yang dikenal sebagai *pulse oximeter*. Dengan perangkat ini, perubahan aliran darah dideteksi dengan menyinari kulit menggunakan cahaya dari dioda LED dan kemudian mengukur jumlah cahaya yang diterima oleh fotodioda(PD). Setiap siklus jantung muncul sebagai puncak, seperti yang terlihat pada Gambar 2.8 (Elgendi, 2021).



Gambar 2.8. Transmisi dan penyerapan cahaya di dalam jaringan (Elgendi, 2021)

Karena aliran darah ke kulit dapat dimodulasi oleh beberapa sistem fisiologis lainnya, PPG juga dapat digunakan untuk memantau pernapasan, hipovolemia, dan kondisi peredaran darah lainnya (Elgendi, 2021). Sinyal PPG mencerminkan pergerakan darah di dalam pembuluh darah, yang mana darah mengalir dari jantung ke ujung jari dan jari kaki melalui pembuluh darah dalam gerakan seperti gelombang, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.9 (PPG).



Gambar 2.9. Sinyal Photoplethysmogram dan turunannya. Catatan: PPG mengacu pada *photoplethysmogram* ujung jari asli; VPG mengacu pada turunan pertama dari *photoplethysmogram*; APG mengacu pada turunan kedua dari *photoplethysmogram* (Elgendi, 2021)

Teknik pengukuran optik digunakan, menciptakan cahaya inframerah tak terlihat yang dikirim ke jaringan. Jumlah cahaya *backscattered* sesuai dengan variasi volume darah. Hertzman merupakan orang pertama yang menemukan hubungan antara intensitas cahaya hamburan balik dan volume darah pada tahun 1938. Biaya rendah dan cara sederhana dari teknologi berbasis optik ini dapat menawarkan manfaat yang signifikan untuk perawatan kesehatan (misalnya dalam perawatan primer seperti teknik diagnostik *non-invasif* yang akurat dan mudah digunakan). Selanjutnya, perkembangan teknologi dan metodologi PPG sangat menjanjikan dalam menciptakan alat yang lebih akurat dan efektif untuk pengelolaan yang tidak hanya penyakit vaskular, tetapi juga penyakit lainnya (Elgendi, 2021).

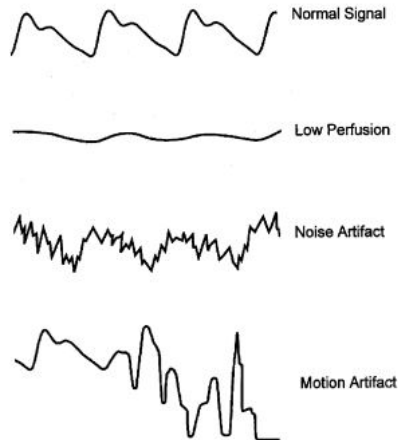
Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.9 (PPG), kontur gelombang sinyal PPG tampak non-informatif dan sederhana dalam penampilannya, sehingga tidak dianalisis dan diteliti. Karena kesederhanaan ini, mengekstraksi informasi dari sinyal PPG menjadi sulit, terutama ketika mencoba mendeteksi perubahan fase infleksi. Ozawa merupakan orang yang memperkenalkan turunan pertama dan turunan kedua dari sinyal PPG, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.9 (VPG dan APG), untuk memfasilitasi interpretasi gelombang PPG asli dalam upaya untuk mengekstrak informasi dari gelombang. Turunan pertama dan kedua dari sinyal PPG dikembangkan sebagai metode yang lebih akurat untuk mengenali titik belok gelombang, sehingga memungkinkan interpretasi yang lebih mudah dari gelombang PPG asli. Baru-baru ini, analisis bentuk gelombang PPG telah menarik minat peneliti, terutama di bidang sirkulasi dan pernafasan serta pemantauan (Elgendi, 2021).

Lokasi LED dan PD merupakan elemen desain penting yang mempengaruhi kualitas sinyal dan ketahanan dari artefak gerak. Oleh karena itu, lokasi pengukuran yang sesuai harus ditempatkan untuk mengoptimalkan kinerja sensor. Sensor PPG biasanya dipakai di jari karena amplitudo sinyal tinggi yang dapat dicapai dibandingkan dengan situs lain (Elgendi, 2021). Konsep *photoplethysmography* digunakan untuk menggambarkan pembacaan sinyal pulsatil serta non pulsatil yang merupakan bentuk gelombang pulsa yang ditampilkan di monitor seperti yg ditunjukkan pada gambar 2.10. Sinyal Photoplethysmography terdiri dari sinyal AC serta DC. Absorbansi DC ditimbulkan oleh vena dan jaringan sel yang cukup konstan pada ujung jari, sedangkan absorbansi sinar AC yang berfluktuasi ditimbulkan oleh denyut nadi arteri. Cahaya ditransmisikan, kemudian dideteksi oleh *photodetector* dan diubah menjadi sinyal tegangan atau biasa disebut dengan gelombang *photoplethysmography* (Umar dkk., 2018).

Setelah perolehan sinyal PPG dan konversi analog ke digitalnya, teknik pemrosesan sinyal digital seperti penyaringan derau putih dilakukan untuk meningkatkan kualitas sinyal. Sinyal PPG adalah sinyal frekuensi rendah. Oleh karena itu filter lolos rendah diterapkan. Algoritma untuk menghitung  $SPO_2$  diimplementasikan pada sinyal yang difilter (Anagha, dkk.,2018).

Sangat sulit untuk mendapatkan sinyal PPG bebas noise. Sinyal PPG dipengaruhi oleh berbagai jenis kebisingan seperti cahaya sekitar, artefak gerak, dan variasi suhu. Di antara kebisingan ini, cahaya sekitar mempengaruhi sinyal PPG dan harus dikurangi. Perangkat PPG transmisif dikaitkan dengan klip jari dan pelindung ini menghilangkan cahaya sekitar sampai batas tertentu (Anagha,

dkk.,2018).

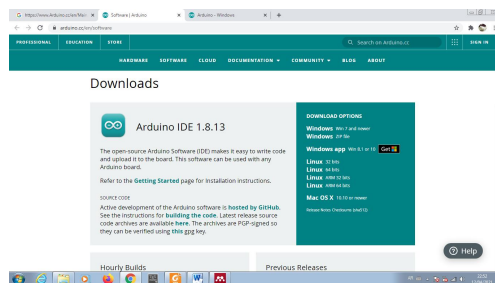


Gambar 2.10. Sinyal pulsatil umum pada oksimeter pulsa. (Panel atas) Sinyal normal menunjukkan bentuk gelombang tajam dengan takik dikrotik yang jelas. (Panel kedua) Sinyal pulsa selama perfusi rendah menunjukkan gelombang sinus yang khas. (Panel ketiga) Sinyal berdenyut dengan artefak derau yang dilapiskan memberikan tampilan bergerigi. (Panel terendah) Sinyal berdenyut selama artefak gerak menunjukkan bentuk gelombang yang tidak menentu. (Jubran, A., 1999)

## 7. *Software* Arduino IDE 1.8.13

*Software* Arduino IDE merupakan aplikasi yang berfungsi untuk membuat, membuka, dan mengedit program yang akan di input ke dalam *board* arduino dengan tujuan untuk memudahkan pengguna ketika membuat berbagai program aplikasi. *Software* Arduino IDE sangat direkomendasikan bagi

pemula karena mempunyai struktur bahasa pemrograman yang mudah dipahami dan fungsi yang lengkap. *Software* Arduino IDE dapat diunduh melalui *website* resmi Arduino yaitu <https://www.Arduino.cc/en/Main/Software> (Junaidi,2018).

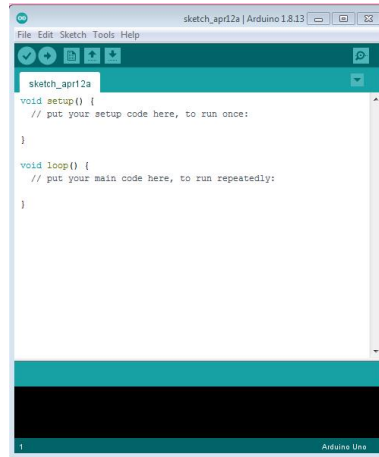


Gambar 2.11. *Website* resmi Arduino.cc

Gambar 2.11 merupakan tampilan *website* resmi dari Arduino yang bersifat open source untuk beberapa sistem operasi komputer seperti *Windows Installer/Non Installer, Mac OS,Linux 32 bits, Linux 64 bits, dan Linux ARM* (Junaidi,2018).

*Software* Arduino IDE memiliki menu tampilan utama seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.12. *Toolbar* dan menu yang terdapat dalam *software* Arduino memiliki fungsi sendiri-sendiri untuk menjalankan program yang diperintahkan.





Gambar 2.12. Tampilan menu utama *software* Arduino IDE 1.8.13

## 8. Arduino Uno R3

Arduino Uno R3 seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.13 merupakan versi terakhir dari *board* berbasis mikrokontroler ATMEGA328P. *Module* Arduino Uno termasuk salah satu mikrokontroler yang sering digunakan karena mudah didapatkan, selain itu harganya juga relatif terjangkau (Junaidi,2018).



Gambar 2.13. Arduino Uno R3 (Febritiko,2017)

Pin-pin dalam Arduino berguna sebagai mikrokontroler yang menghubungkan dengan komputer menggunakan kabel USB serta menggunakan sumber tegangan yang berasal dari adaptor AC-DC atau baterai (Febritiko,2017). Adapun spesifikasi dari Arduino Uno R3 ditunjukkan pada tabel 2.3.

Tabel 2.3. Spesifikasi Arduino Uno R3 (Junaidi,2018)

Parameter	Spesifikasi
Tegangan Operasi	5V
Tegangan Input(Rekomendasi)	7V-12V
Tegangan Input(Limit)	6V-20V
Pin Digital I/O	14(6 pin Output PWM)
Pin Digital PWM I/O	6
Pin Analog Input	6
Arus DC tiap pin I/O	20 mA
Arus DC 3.3V	50 mA
<i>Flash Memory</i>	32 KB (ATMEGA 328P)
SRAM	2 KB (ATMEGA 328P)
EEPROM	1 KB (ATMEGA 328P)
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Panjang	68,6 mm
Lebar	53,4 mm
Berat	25 g

Arduino Uno R3 memiliki kelebihan yang membuat user merasa lebih mudah ketika menggunakan. Adapun kelebihan dari mikrokontroler ini adalah sebagai berikut (Junaidi,2018).

- a. Dapat dihubungkan langsung dengan laptop atau komputer menggunakan *jack* USB.
- b. *Board* Arduino tidak memerlukan downloader untuk mendownloadkan program yang dibuat dari komputer ke

mikronترولernya.

- c. Disupport oleh *software* yang mempunyai bahasa pemrograman dan *library* lengkap yaitu Arduino IDE.
- d. Memiliki modul yang bersifat siap pakai/shield pada *board* Arduino.

## 9. LCD $20 \times 4$

*Liquid Crystal Display* 20x4 (Gambar 2.14) merupakan sebuah teknologi layar digital yang membentuk sebuah citra pada permukaan yang rata dengan memberi sinar di kristal cair dan *filter* berwarna, yang memiliki struktur molekul polar, diapit 2 elektroda yang transparan (Warjono dkk.,2017). Prinsip kerja LCD (*Liquid Cristal Display*) yaitu tidak menghasilkan cahaya namun memantulkan cahaya yang terdapat pada sekelilingnya terhadap *front-lit* atau mentransmisikan cahaya dari *back-lit*. LCD berfungsi menjadi penampil data baik dalam bentuk karakter, huruf, angka ataupun grafik (Natsir dkk.,2019).



Gambar 2.14. LCD Karakter 20x4 (Natsir dkk.,2019)

Penamaan LCD 20 x 4 sesuai dengan fungsinya, yaitu dapat menampilkan 20 karakter dalam 1 baris serta mempunyai 4

baris untuk memuat 20 karakter. LCD mempunyai dua register yaitu register command dan data. Command berfungsi sebagai penyimpan perintah yang mana didalamnya terdapat daftar instruksi untuk melakukan tugas yang diberikan oleh user. Adapun beberapa perintah yang terdapat dalam LCD yaitu menginisialisasi, mengatur posisi kursor, membersihkan dan mengontrol layar, serta menampilkan karakter pada layar. Register data merupakan tempat penyimpanan data yang nantinya akan ditampilkan pada layar LCD (Aziza,2019). LCD ini tidak membutuhkan daya dan tegangan yang besar, melainkan hanya menggunakan tegangan sebesar  $\pm 5V$  (Dwiyono,2017).

## 10. Modul I2C Backpack LCD

*Inter Integrated Circuit* atau biasa disebut sebagai I2C ini merupakan standar komunikasi serial dua arah memakai 2 saluran yang dirancang khusus untuk mengirim dan menerima data. Sistem I2C terdiri dari saluran SCL (*Serial Clock*) serta SDA (*Serial Data*) yang membawa informasi data antara I2C dengan pengontrolnya. Piranti yang dihubungkan menggunakan sistem I2C Bus bisa dioperasikan menjadi *Master* dan *Slave*. *Master* artinya piranti yang memulai transfer data pada I2C Bus dengan membentuk sinyal *Start*, mengakhiri transfer data dengan membuat sinyal *Stop*, serta membangkitkan sinyal *clock*. *Slave* ialah piranti yg dialamati master (Saghoa dkk., 2018).

Modul I2C *Backpack* LCD digunakan untuk mengurangi penggunaan kaki pada LCD. Modul ini mempunyai 4 pin yang akan dihubungkan ke Arduino. Arduino uno telah mendukung komunikasi I2C menggunakan *module* I2C LCD, maka dapat mengontrol LCD Karakter 16x2 serta 20x4 hanya memakai 2

Pin yaitu *Analog Input* Pin 4 (SDA) serta *Analog Input* Pin lima (SCL) (Natsir dkk.,2019). Adapun bentuk fisik dari modul I2C LCD ditunjukkan pada gambar 2.15.



Gambar 2.15. Bentuk fisik I2C (Saghoa dkk., 2018)

## 11. Internet of Things (IoT)

*Internet of Things* atau biasa disebut sebagai IoT merupakan hasil dari perkembangan teknologi yang telah banyak dikembangkan pada berbagai bidang ilmu pengetahuan, diantara yaitu bidang ilmu kesehatan, informatika, geografis, dan beberapa cabang ilmu lain (Hidayah,2020). *Internet of Things* menggunakan sensor cerdas dan peralatan pintar untuk memajukan teknologi kehidupan dengan memperluas manfaat dari konektivitas internet yang tersambung secara *continue*. Jangkauan *Internet of Things* sangat luas, dimana tidak hanya smartphone dan komputer saja yang dapat terkoneksi dengan internet, namun benda-benda seperti mesin produksi, mobil, peralatan elektronik, serta berbagai macam benda nyata juga dapat terkoneksi ke jaringan lokal dan global menggunakan sensor dan aktuator yang tertanam (Prasetyo,2019).

Struktur *Internet of Things* (IoT) terdiri dari objek dan identitas eksklusif serta kemampuan transfer data melalui jaringan tanpa adanya interaksi dua arah antar manusia, akan tetapi antara sumber ke tujuan atau interaksi manusia ke komputer. Pemanfaatan *Internet of Things* dalam bidang medis meliputi monitoring kesehatan pasien menggunakan wireless sensor yang dipasang pada tubuh pasien. Hal-hal yang dapat dipantau melalui *wireless* sensor yang terhubung ke internet ini antara lain adalah psikologi pasien, detak jantung, dan tekanan darah. Demikian pula aktivitas konsultasi antara pasien dan dokter juga dapat dilakukan dengan memanfaatkan *Internet of Things*, yaitu dengan menggunakan jaringan WLAN dan internet sehingga memungkinkan terjadinya aktivitas konsultasi secara *remote* antara pasien dan dokter (Supriyanto,2019).

## 12. NodeMCU ESP8266

NodeMCU merupakan *platform open source*, desain perangkat kerasnya terbuka untuk diedit/dimodifikasi/dibangun. NodeMCU Dev Kit/board terdiri dari chip berkemampuan wifi ESP8266. ESP8266 adalah chip Wi-Fi murah yang dikembangkan oleh Sistem Espressif dengan protokol TCP/IP (Parihar,20190).

Modul ESP8266 adalah *firmware* interaktif berbasis LUA Espressif ESP8266 wifi SoC. NodeMCU selain dapat diprogram menggunakan bahasa LUA dapat juga diprogram menggunakan bahasa C menggunakan Arduino IDE (Tamba dkk.,2019). NodeMCU menggunakan sistem file SPIFFS (*Serial Peripheral Interface Flash File System*) berbasis modul flash. Umumnya, kita dapat menemukan papan NodeMCU Dev dari merek Amica, DOIT, Lolin & D1 mini / Wemos dll di pasar. Amica memproduksi

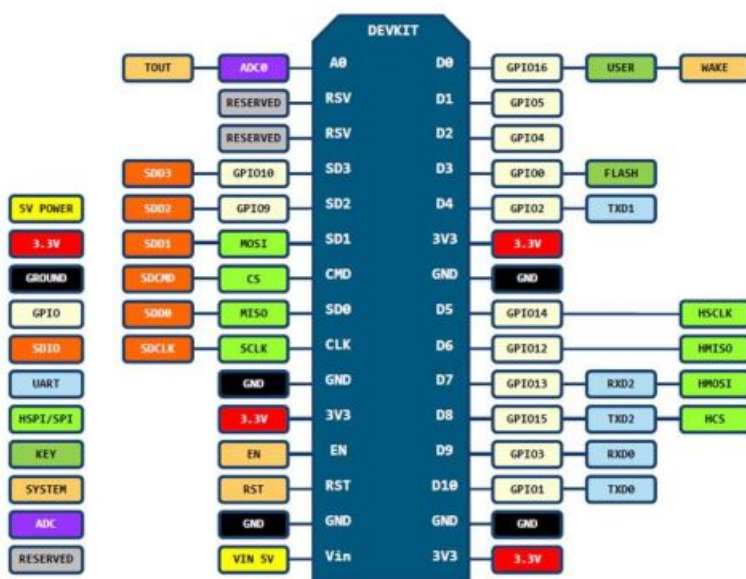
NodeMCU ESP8266 *Development Boards* v1.0 (Versi2) dengan spesifikasi perangkat keras yang dirancang (Parihar,20190). Gambar 2.16 merupakan bentuk fisik dari NodeMCU v1.0(Versi 2).



Gambar 2.16. Papan/kit Pengembangan NodeMCU v1.0 (Versi2) (Parihar,20190)

ESP8266 NodeMCU membutuhkan Tegangan Operasi 2.5V hingga 3.6V, Regulator 3.3V- 600mA On-board, Arus Operasi 80mA, Arus 20 A selama Mode Tidur. Daya ESP8266 NodeMCU disuplai melalui konektor Micro USB on-board. ESP8266 NodeMCU dilengkapi dengan 32 Kb RAM, 80 Kb DRAM dan 200 Kb *Flash Memory*. ESP8266 NodeMCU memiliki Pin D0 hingga Pin D10 Digital Pins, 12 PWM Pins, A0 Analog Pin. NodeMCU memiliki 5 Pin Ground, 3 Pin 3,3 V, 1 Pin Vin untuk menambahkan 1 catu eksternal +5V yang tidak terhubung ke USB. ESP8266 NodeMCU memiliki total 17 pin GPIO. Pin ini dapat digunakan untuk semua jenis tugas perifer, termasuk satu saluran ADC 10-bit, Dua pin antarmuka UART yang digunakan untuk memuat kode secara serial, empat pin PWM untuk meredupkan LED atau mengendalikan motor; antarmuka SPI dan I2C untuk menghubungkan semua jenis sensor

dan perifer, Antarmuka I2S untuk menambahkan suara ke proyek. ESP8266 memiliki fitur multiplexing pin (Beberapa *periferal multiplexing* pada satu pin GPIO). Artinya satu pin GPIO dapat bertindak sebagai PWM/UART/SPI. NodeMCU memiliki tombol RST untuk Reset chip ESP8266, satu tombol FLASH untuk mengunduh program baru dan satu LED Biru yang dapat diprogram pengguna (Parihar,20190). Adapun *pin out* yang terdapat pada NodeMCU diperlihatkan oleh gambar 2.17.



Gambar 2.17. Pin pada Modul NodeMCU 8266 (Aziza,2019)

### 13. Aplikasi *Blynk*

*Blynk* merupakan salah satu layanan server yang digunakan untuk mendukung *project Internet of Things*, berupa dashboard



digital dimana dalam pembuatan projectnya dilengkapi dengan fasilitas antarmuka grafis. Tujuan diciptakannya blynk yaitu untuk controlling dan *monitoring hardware* jarak jauh dengan memanfaatkan teknologi komunikasi data internet atau intranet (jaringan LAN). Jangkauan layanan server pada blynk yaitu *mobile user* Android dan iOS. Penambahan komponen pada blynk dapat dilakukan dengan cara *Drag and Drop* sehingga penambahan komponen I/O menjadi lebih mudah tanpa harus melalui pemrograman Android atau iOS. Salah satu kelebihan dari blynk adalah dapat menyimpan dan menampilkan data secara visual berupa angka, warna, dan grafis (A.F. Prasetyo,2018). *Blynk* mempunyai tiga komponen utama yang terdiri dari:

a) *Blynk Apps*

Berfungsi untuk membuat *project interface* menggunakan komponen I/O, mendukung penerimaan dan pengiriman data serta menampilkan data sesuai dengan komponen yang digunakan, dimana representasi data dapat berupa angka atau grafik. Komponen pada *blynk apps* dikategorikan kedalam 4 jenis, yaitu (A.F. Prasetyo,2018):

- a. *Controller*, pengirim data atau perintah ke *hardware*
- b. *Display*, menampilkan data dalam *smartphone* dari *hardware*
- c. *Notification*, pengirim pesan dan notifikasi
- d. *Interface*, pengaturan tampilan pada *blynk apps* dapat berupa menu atau tab
- e. *Others*, terdiri dari *Bridge*, RTC, dan Bluetooth. Merupakan komponen lain selain 3 kategori sebelumnya.

b) *Blynk Server*

*Blynk server* bertugas untuk mengatur komunikasi antara smartphone dan lingkungan *hardware*. *Blynk server* dapat memegang puluhan *hardware* dalam waktu yang sama, selain itu *blynk server* juga dapat berbentuk *local server* ketika difungsikan di lingkungan tanpa internet. *Blynk server local* bersifat *open source* dan dapat diimplementasikan pada hardware rasbery pi (A.F. Prasetyo,2018).

c) *Blynk Library*

Berguna untuk membantu pengembangan *code*. Pengembangan IoT semakin mudah karena didalam *blynk library* terdapat banyak *platform* perangkat keras dengan fleksibilitas *hardware* yang didukung oleh lingkungan *Blynk* (A.F. Prasetyo,2018).

#### 14. Sistem Telemedika ( *Telemedicine System* )

Penggunaan sistem telemedika pertama kali dilakukan dengan mentransmisikan rekaman melalui jaringan internet via satelit dengan jarak tempuh hanya beberapa kilometer. Setelah itu, dilakukan beberapa kali percobaan transmisi suara jantung dan napas antar dokter dan pasien. Hal tersebut merupakan bentuk praktik telematika di bidang kedokteran atau biasa disebut sebagai *telemedicine* (Azwar,2017).

*Telemedicine* merupakan layanan kesehatan yang dilakukan jarak jauh, yang mana terjadi transfer data medik secara elektronik dari satu lokasi ke lokasi lainnya, dengan kata lain *telemedicine* dapat diartikan sebagai bentuk praktik kesehatan dengan menggunakan komunikasi audio, visual, dan data. Praktik

kesehatan tersebut dapat berupa perawatan, diagnosis, konsultasi, pengobatan dan pertukaran data medis, serta diskusi ilmiah jarak jauh. Prinsip kerja *telemedicine* yaitu antara pasien dan praktisi kesehatan harus sama-sama terhubung dengan jaringan internet (Azwar,2017).

Di Indonesia, perkembangan teknologi *telemedicine* masih terbatas. Sehingga perlu adanya pengembangan dari sistem tersebut guna kepentingan dan keperluan dari pasien (Azwar,2017).

## **B. Tinjauan Pustaka**

- a. Penelitian yang dilakukan oleh Oktariadi, N. (2017) memanfaatkan serapan dari NIR laser *oxymeter sensor* dengan metode *Non-Invasive* atau tanpa melukai pasien. Sensor oximeter merupakan sensor yang digunakan untuk mengukur kandungan oksigen dalam darah. Pengambilan data dilakukan dengan menempelkan sensor/transduser ke permukaan kulit. Alat yang dibuat menggunakan sistem telemedika berbasis ICT, sehingga didapatkan hasil pengukuran secara *real-time*, dapat menghilangkan trauma pada pasien serta lebih menghemat biaya karena tidak lagi menggunakan reagen.
- b. Penelitian yang dilakukan oleh Prasetyo, D. R. (2019) dapat memudahkan pasien dalam mengecek kadar kolesterolnya secara rutin serta memudahkan dokter untuk melakukan pemantauan pasien secara jarak jauh melalui internet. Adapun metode yang digunakan pada penelitian ini yaitu dengan menggunakan metode *invasive* (sampel darah) yaitu

memanfaatkan sensor strip (*authocheck*) untuk mengukur sampel darah yang kemudian diproses oleh mikrokontroler arduino dan dikirim ke *web server*. Kadar kolesterol yang terbaca pada alat yaitu 146 mg/dL – 185 mg/dL. Berdasarkan hasil analisis dan pengolahan data, didapatkan persentase keakuratan alat dengan alat pembanding sebesar 94,65%. Data yang terukur ditampilkan dalam LCD dan tersambung dengan *web server*.

- c. Penelitian yang dilakukan oleh Marhaendrajaya, I., Eko, H., dkk (2017) merupakan penelitian yang dilakukan untuk membuat alat ukur kadar kolesterol dalam darah secara *non-invasive* menggunakan sensor oximeter yang mana dapat menyebabkan perubahan tegangan pada berbagai medium cair dan mikrokontroler Atmega 8535 sebagai sistem minimum untuk mengontrol nilai keluaran dalam bentuk data digital. Penelitian ini menggunakan metode *non-invasive* (tanpa melukai tubuh pasien) untuk mendeteksi kadar kolesterol dalam darah dengan memanfaatkan sifat fisis dari NIR sensor dan penyerapan sinar laser, dirancang dalam rangkaian *interface* sensor dan komunikasi data serial yang ditampilkan dalam bentuk digital. Pengambilan data sampel dilakukan pada rentang usia 20-60 tahun baik jenis kelamin laki-laki atau perempuan, sebanyak 44 sampel. Hasil penelitian menunjukkan bahwa kinerja alat yang dirancang cukup baik dengan nilai akurasi alat mendekati 97%.
- d. Penelitian yang dilakukan oleh Novianto, A. (2019) menggunakan metode *non-invasive* (tanpa melukai tubuh) dengan memanfaatkan mikrokontroler NodeMCU ESP 8266

sebagai modul wifi. Penelitian ini menggunakan *oxymeter sensor* DS-100A sebagai pembaca ketika ada objek (jari) yang diberikan. Hasil pengukuran ditampilkan dalam LCD (*Liquid Crystal Display*) 16x2 dan aplikasi android. Alat ini juga dilengkapi dengan Buzzer yang berguna sebagai indikator ketika nilai yang terbaca pada alat melebihi batas normal. Output dari *Oxymeter sensor* DS-100A yaitu tegangan yang diproses oleh mikrokontroler NodeMCU ESP 8266, diubah dalam bit dan dilakukan perhitungan untuk memperoleh nilai gula darah. Nilai yang terukur kemudian dikirimkan ke *Firestore* sehingga dapat ditampilkan pada LCD dan aplikasi android. Kalibrasi alat dilakukan dengan membandingkan hasil ukur dari alat ukur non-invasive dengan alat ukur standar berupa Gluco Dr. Berdasarkan hasil perbandingan didapatkan nilai error alat sebesar 4,87%.

- e. Penelitian yang dilakukan oleh Aziza, M. (2019) bertujuan untuk menciptakan alat yang dapat mendeteksi dan memantau jumlah saturasi oksigen ( $SpO_2$ ) pada tubuh manusia. Sensor Oximeter DS-100A bekerja dengan cara melakukan penyerapan cahaya melalui jari sehingga dapat terukur nilai saturasi oksigen untuk mengetahui keadaan fisik manusia. Mikrokontroler NodeMCU ESP 8266 berguna untuk memproses data yang berasal dari photodiode, kemudian ditampilkan oleh LCD. Buzzer berperan sebagai indikator yang menunjukkan keadaan seseorang. Hasil pengujian alat menunjukkan tingkat error sebesar 1,02%.

## **BAB III**

### **METODE PENELITIAN**

#### **A. Jenis Penelitian**

Penelitian ini merupakan penelitian *Research and Development* (RnD), yang mana RnD adalah sebuah metode penelitian yang digunakan untuk menghasilkan dan menguji keefektifan produk tertentu. Sebelum menghasilkan produk, terlebih dahulu peneliti harus menganalisis permasalahan agar produk yang dihasilkan sesuai, setelah itu dapat dilakukan uji keefektifan dari produk tersebut. Penelitian yang dirancang berupa sistem deteksi kadar kolesterol dalam darah secara *non-invasive* berbasis *Internet of Things*.

#### **B. Populasi dan Sampel Penelitian**

##### **1. Populasi Penelitian**

Populasi penelitian adalah semua masyarakat Bojonegoro baik yang memiliki kadar kolesterol normal ataupun memiliki kadar kolesterol tinggi yang diambil secara random.

##### **2. Sampel Penelitian**

Sampel penelitian adalah pasien dengan kadar kolesterol normal dan tinggi pada rentang usia 20-60 tahun baik jenis kelamin laki-laki maupun perempuan. Jumlah sampel yang diambil sebanyak 35 sampel untuk pengujian alat dan 10 sampel untuk tahap kalibrasi.

### 3. Teknik Sampling

Teknik sampling yang digunakan adalah simple random sampling yaitu mengambil seorang relawan yang memiliki kadar kolesterol normal sampai tinggi.

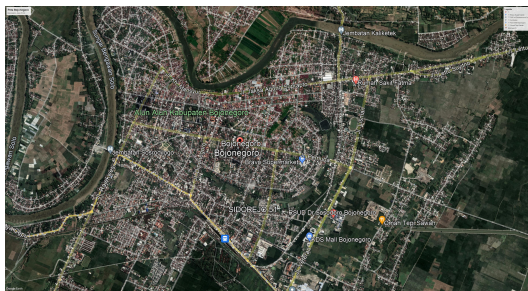
#### C. Waktu dan Lokasi Penelitian

##### 1. Waktu Penelitian

Waktu penelitian, pengujian, dan analisis secara umum dilakukan pada bulan Juni 2021 - September 2021.

##### 2. Lokasi Penelitian

Lokasi Penelitian dan pengambilan sampel dilakukan di Kabupaten Bojonegoro, Jawa Timur. Berdasarkan peta yang diambil dari *Software Google Earth Pro* seperti yang ditunjukkan oleh gambar 3.1, Kabupaten Bojonegoro berada pada Garis lintang  $7^{\circ} 9' 9.93''\text{S}$  dan Garis Bujur  $111^{\circ} 53' 11.84''\text{T}$ .



Gambar 3.1. Lokasi Penelitian

### 3. Alat dan Bahan

Alat dan bahan yang dibutuhkan dalam penelitian ini terdiri dari tiga kategori, yakni : alat standar yang digunakan sebagai pembanding, alat yang digunakan sebagai penunjang pembuatan alat, dan bahan atau komponen yang digunakan untuk pembuatan prototype alat ukur kadar kolesterol dalam darah menggunakan *oxymeter sensor DS-100A*.

#### a) Alat Pembanding

Alat standar yang digunakan pada penelitian ini adalah sebagai berikut.

##### 1. *Autocheck 3 in 1*

*Autocheck* GCU meter dengan *battery CR2032 Lithium*, waktu pengecekan 5 detik (gula), 15 detik (asam urat), 26 detik (kolesterol). Digunakan sebagai alat pembanding dalam penelitian. Alat ini dapat digunakan untuk mengukur kadar kolesterol, gula darah, dan asam urat. Penggunaan alat pembanding ini sudah sesuai dengan rekomendasi dari Kemenkes RI, yang diatur dalam Kemenkes RI AKL 20101311321 (*Rekomendasi terlampir*). Rentang pengukuran kadar kolesterol berkisar antara 100 - 400 mg/dl. Sampel yang diukur berupa darah kapiler ujung jari (*invasive*). Sampel diambil menggunakan jarum pada lancet dengan cara menekan tombol yang ada disisi samping pen, kemudian sampel darah dimasukkan pada ujung strip kolesterol. Hasil pengukuran akan tampil pada layar dalam satuan mg/dl. Volume darah yang dibutuhkan dalam



pengukuran kadar kolesterol adalah  $0.8 \mu\text{L}$ . Lihat gambar 3.2.



Gambar 3.2. Alat Pengukur Kadar Kolesterol Merek *Autocheck 3in1*

## 2. Oximeter

Alat pengukur saturasi oksigen ( $SpO_2$ ) berupa oximeter standar merek Dr Care tipe FS10K ini sudah terdaftar dalam Kemenkes RI nomor AKL 20502023843 (*Rekomendasi terlampir*). Lihat Gambar 3.3. Digunakan sebagai pembanding saat pengujian kerja sensor. Rentang pengukuran  $SpO_2$  (%) pada alat ini adalah 70% - 99% (2 digit). Sampel yang diukur berupa ujung jari telunjuk, dengan waktu pembaruan 1 detik dan waktu rata-rata 8 detik.



Gambar 3.3. Alat ukur oximeter merek Dr Care tipe FS10K

## b) Alat Penelitian

Adapun alat yang digunakan untuk menunjang pembuatan sistem dalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

### a. Laptop

Laptop Toshiba L740 Core i3, memiliki prosessor Intel Core i3 M 380 @2.53GHz (4core), RAM 2 GB DDR3, HDD, DVD+RW, Ethernet 10/100Mbps, Wifi 802.11 b/g/n, Bluetooth 3.0, *Audio Dual Mini Speaker - Build - in Microphone HD, CardReader 2.0, 1x3.0 USB, 2x2.0 USB, Webcam 1.3 MP, WXGA HD 14" Bright Display, Intel HD Graphics, Windows 7 Home Premium.* Digunakan untuk merancang, mendesain, dan menyusun perangkat lunak atau source code program. Lihat gambar 3.4.



Gambar 3.4. Laptop Toshiba L740 Core i3

### b. Multimeter

Multimeter digital CD771 dengan spesifikasi 3-3/4 digit 4000 count, tampilan LCD yang besar dan dilengkapi dengan backlight, dilengkapi dengan fuse 30kA, memiliki fungsi data *hold, range hold, relative function, sampling rate* : 3 kali/detik, frekuensi tegangan AC : 40-400Hz (*sine wave*), pengukuran DC, AC, DCA, ACA, *Resistansi, Capacitansi, Frekuensi, Coninuity*

(*Buzzer, LED, Diode test, Battery check (1,5V)*). Digunakan untuk mengukur tegangan dan resistansi komponen, serta mendeteksi sambungan kabel pada rangkaian. Lihat gambar 3.5.



Gambar 3.5. Multimeter Digital CD771

### c. Solder

Solder Good AS (*Anti Static Series*), digunakan untuk memanaskan tenol atau timah pada saat menghubungkan antar bagian komponen. Lihat gambar 3.6.



Gambar 3.6. Solder Good AS

d. Lem tembak

Alat Lem Tembak Glue Gun dengan power 20 watt, terdapat tombol on/off, input : AC 110-240V, Frequency : 50-60Hz. Digunakan untuk menyambungkan atau merekatkan kabel pada sambungan rangkaian serta merekatkan box alat. Lihat gambar 3.7.



Gambar 3.7. Alat Lem Tembak Glue Gun

e. Jangka Sorong

Jangka sorong ukuran 150mm, berat 50 gram dengan ketelitian sampai 0.1 mm, terbuat dari bahan plastik. Digunakan untuk mengukur ketebalan jari relewan saat pengambilan sampel. Lihat gambar 3.8.



Gambar 3.8. Jangka Sorong Plastik

f. Timah atau Tenol

Timah solder merek Dekko ini digunakan sebagai perekat antar sambungan komponen. Lihat Gambar 3.9.



Gambar 3.9. Timah Solder Merek Dekko

g. *Project Board*

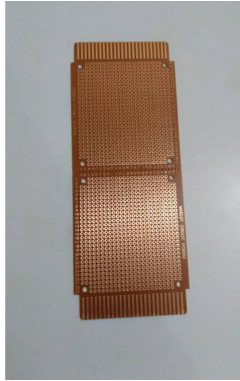
*Project Board* merek C&D Products No.12, digunakan untuk merangkai rangkaian analog saat sebelum dipindahkan ke PCB Lubang. Lihat Gambar 3.10.



Gambar 3.10. *Project Board* merek C&D Products No.12

#### h. PCB Lubang

PCB merupakan singkatan dari *Printed Circuit Board* atau dalam bahasa Indonesia sering dikenal dengan sebutan Papan Sirkuit Cetak. Digunakan untuk menghubungkan komponen-komponen dalam rangkaian. Lihat Gambar 3.11.



Gambar 3.11. Papan Sirkuit Cetak

#### c) Bahan atau Komponen Pembuatan Alat

Bahan atau komponen yang digunakan dalam pembuatan perangkat keras pada penelitian ini adalah sebagai berikut.

##### a. Kabel Jumper

Tipe kabel jumper yang digunakan pada penelitian ini yaitu *Male-female, female-female, male-male*. Digunakan untuk menyambung komponen pada perancangan perangkat keras. Lihat gambar 3.12.



Gambar 3.12. Kabel Jumper Female-Female, Male-Male, dan Male-Female

b. Power Bank

Power Bank yang digunakan memiliki kapasitas > 20000 mAH, baterai lithium polimer, micro USB input : 5V-2A, USB 1 output : 5V-2.1A, USB 2 output : 5V-2.1A, jumlah port ada 4. Digunakan sebagai sumber tegangan alat. Lihat Gambar 3.13.



Gambar 3.13. Power Bank 20000 mAH

c. Mikrokotroler Arduino Uno

Adapun spesifikasi dari Arduino yang digunakan pada penelitian ini yaitu, merupakan mikrokontroler ATmega328, operating voltage : 5V, input voltage (recommended) : 7-12V, input voltage (limits) : 6-20V, digital I/O pins : 14 (of which 6 provide PWM output), analog input pins : 6, DC current per I/O pin : 40 mA, DC current for 3.3V pin : 20 mA, flash memory : 32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader, SRAM : 2KB, EEPROM : 1 KB, clock speed : 16 MHz. Digunakan untuk memproses data dan pengolahan inputan. Lihat gambar 3.14.



Gambar 3.14. Arduino Uno

d. *Oxymeter sensor DS-100A*

Sensor Oximeter DS-100A memiliki panjang kabel 1 meter dengan 9 pin, panjang gelombang emisi 6605nm, panjang gelombang penyerapan 9055nm, rentang deteksi  $SpO_2\%$  70-100%. Lihat gambar 3.15.





Gambar 3.15. *Oxymeter Sensor DS-100A*

e. NodeMCU 8266

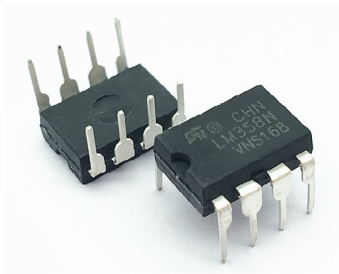
Mikrokontroler ESP8266 dengan ukuran board 57 mm x 30 mm, tegangan input 3.3 5V, GPIO 13 pin, kanal PWM 10 kanal, 10 bit ADC pin : 1 pin, flash memory 4 MB, clock speed 40/26/24 MHz,wifi IEEE 802.11 b/g/n, frekuensi 2.4 GHz - 2.5 GHz, USB port type mikro USB, tidak ada card reader, USB to serial converter CH340G. Digunakan untuk komunikasi nirkabel yang menghubungkan antara perangkat keras dengan perangkat lunak. Lihat gambar 3.16.



Gambar 3.16. NodeMCU ESP8266

#### f. IC LM358N

IC LM358N merupakan komponen elektronik yang berfungsi sebagai penguat tegangan atau amplifier. IC ini umumnya dikenal dengan Op-Amp (*Operational Amplifier*), mempunyai dua kaki input yaitu *inverting* input (simbol negative) dan *non-inverting* input (simbol positive). Sinyal dari kedua kaki input Op-Amp ini dapat diproses menjadi data output yang berbeda-beda sesuai dengan fungsi Op-Amp yang dijalankan. IC LM358N pada penelitian ini digunakan sebagai penguat tegangan pada rangkaian penguat sensor. Lihat gambar 3.17.



Gambar 3.17. IC LM358N

#### g. Kapasitor

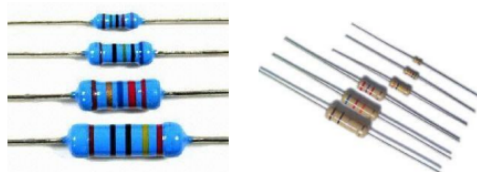
Kapasitor merupakan komponen elektronika pasif yang dapat menyimpan muatan listrik dalam waktu sementara dengan Farad, terdiri dari 2 pelat konduktor yang pada umumnya terbuat dari logam dan sebuah isolator ( biasa disebut dengan dielektrika) diantara pelat tersebut sebagai pemisah (Basri & Irfan, 2018). Pada penelitian ini, kapasitor berfungsi sebagai filter atau penyaring pada rangkaian analog. Lihat gambar 3.18.



Gambar 3.18. Kapasitor

h. Resistor

Resistor merupakan komponen elektronika yang bersifat pasif, berfungsi untuk menghambat arus listrik yang mengalir dalam suatu rangkaian, dinyatakan dalam satuan Ohm ( $\Omega$ ) (Basri & Irfan, 2018). Pada penelitian ini, resistor berfungsi sebagai penghambat arus pada rangkaian analog. Lihat gambar 3.19.



Gambar 3.19. Resistor

i. LCD 20 x 4

LCD 20 x 4 dalam penelitian ini digunakan sebagai layar penampil pada alat. LCD *Alphanumeric* dengan *backlight* warna biru dan koneksi via I2C, hanya membutuhkan 2 pin

IO untuk koneksi ke Arduino. Lihat Gambar 3.20.



Gambar 3.20. LCD Karakter 20x4

j. Saklar on/off

Rocker switch SPST multipurpose dengan ukuran 15x10.5x19mm, digunakan sebagai pemutus dan penyambung tegangan. Spesifikasi rating yang dimiliki yaitu A.C. 250V 3A || 125V 6A, 2 pin sebagai penyambung ke komponen. Lihat Gambar 3.21.



Gambar 3.21. Saklar on/off

k. Tombol Reset/Push Button

Tombol reset ukuran 6x6x6mm, digunakan untuk mengembalikan alat pada kondisi awal. Lihat Gambar 3.22.



Gambar 3.22. Push Button

#### 1. Kotak Akrilik

Kotak akrilik terbuat dari bahan kaca akrilik ukuran 3mm, digunakan sebagai wadah rangkaian alat yang telah dibuat. Lihat Gambar 3.23.

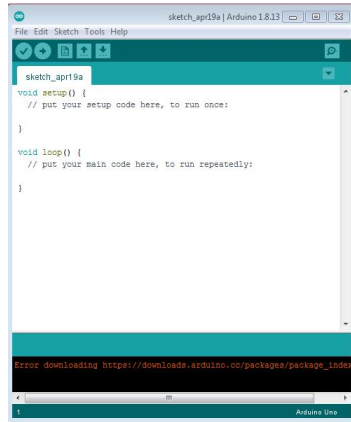


Gambar 3.23. Kaca Akrilik dengan Ketebalan 3mm

Adapun perangkat lunak yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

##### a. *Software* Arduino IDE

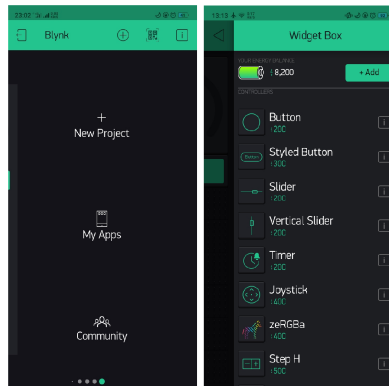
*Software open source* versi 1.8.13. Digunakan untuk memprogram dan menyusun perangkat lunak. Lihat gambar 3.24.



Gambar 3.24. Tampilan *Software* Arduino IDE 1.8.13

#### b. Aplikasi *Blynk*

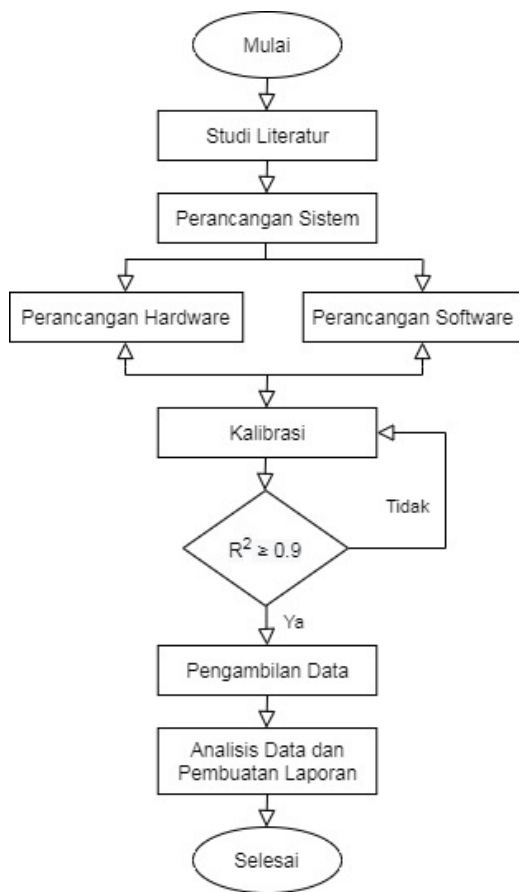
Blynk Apps versi 2.27.32 dengan server *Blynk cloud* dan bersifat *open source*. Digunakan untuk monitoring data penelitian secara real time berbasis IoT. Lihat gambar 3.25.



Gambar 3.25. Aplikasi *Blynk*

#### D. Metodologi Pelaksanaan dan Penelitian

Adapun diagram alir yang digunakan dalam penelitian ditunjukkan pada gambar 3.26.



Gambar 3.26. *Flowchart* Penelitian

Tahap penelitian “*Deteksi Kadar Kolesterol dalam Darah secara Non-Invasive Menggunakan Sistem Telemedika Berbasis IoT*” adalah sebagai berikut.

### 1. Studi Literatur

Pada tahap pertama penelitian dilakukan dengan mencari literatur yang terkait dengan penelitian, bertujuan agar perancangan dan pelaksanaan penelitian dapat sesuai dengan apa yang diinginkan. Studi literatur diperoleh dari jurnal dan buku-buku yang terkait dengan kolesterol, sensor oksimeter, dan *Internet of Things* (IoT).

### 2. Perancangan Sistem

Tahap kedua adalah perancangan sistem yang dibagi lagi menjadi dari 2 tahap, yaitu:

#### a. Perancangan *Hardware*

Pada tahap perancangan *hardware*, peneliti menentukan serta menyusun alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian. Desain rancang bangun sistem deteksi kadar kolesterol, cara kerja masing-masing komponen, rancang bentuk dan desain elektriknya.

#### b. Perancangan *Software*

Tahap perancangan *software* yaitu menyusun cara kerja alat secara keseluruhan kemudian dituangkan dalam bentuk *source code* pada program Arduino IDE, menyusun widget aplikasi *Internet of Things* (IoT) di aplikasi *Blynk* serta pengiriman data dari Arduino ke *Blynk* menggunakan modul wifi NodeMCU 8266.



### 3. Kalibrasi

Tahap kalibrasi yaitu mengubah nilai ADC pada alat kedalam satuan mg/dl, dilakukan dengan memasukkan persamaan regresi linear yang didapatkan dari perhitungan dan pengolahan data sampel kalibrasi sehingga diperoleh nilai *treadline* nya .

### 4. Pengambilan Data

Tahap pengambilan data dilakukan dari pengujian dan pengambilan data lapangan terhadap sampel penelitian yang telah ditentukan. Tahap pengambilan data merupakan tahapan penting karena dari pengambilan data dapat diketahui tingkat akurasi dari alat yang dirancang.

### 5. Analisis Data dan dan Pembuatan Laporan

Tahap kelima adalah melakukan analisa pada data yang diperoleh dari tahapan sebelumnya. Sehingga diharapkan mendapatkan hasil yang sesuai agar laporan yang ditulis dapat maksimal.

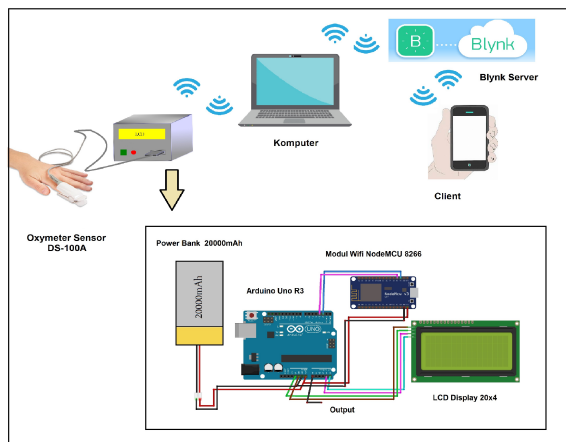
### 6. Penarikan Kesimpulan

Tahapan terakhir adalah penarikan kesimpulan dari data pengujian dan pengolahan data yang dilakukan, serta memberikan saran untuk perkembangan penelitian berikutnya.

## E. Desain Sistem dan Aplikasi *Blynk*

### 1. Desain Sistem

Desain *prototype* perangkat keras sistem pengukur kadar kolesterol dalam darah dapat dilihat pada gambar 3.27.



Gambar 3.27. Desain *prototype* perangkat keras sistem pengukur kadar kolesterol dalam darah

Proses penelitian telemedicine kadar kolesterol dalam darah menggunakan objek jari sebagai deteksi penyakit kolesterol menggunakan sensor oximeter DS-100A dilakukan dengan mendeteksi objek jari yang terdapat pada sensor dengan memanfaatkan serapan dari LED merah dan *infrared*. Power Bank memberikan tegangan setelah alat menyala kepada semua rangkaian *transmitter*. Kemudian data akan diproses oleh mikrokontroler Arduino Uno R3 yang selanjutnya akan mengirimkan data secara online menggunakan *blynk could*

sebagai data *logger*. Data hasil pengecekan kadar kolesterol dalam darah dikirim oleh modul wifi NodeMCU 8266 ke dalam *Blynk Apps* dan dapat di akses secara langsung melalui Android serta ditampilkan dalam LCD 20x4.

## 2. Desain Aplikasi *Blynk*

Aplikasi *Blynk* merupakan salah satu *platform* yang mendukung *Internet of Things* (IoT) yang dapat diunduh secara gratis melalui *App store* dan *Google Play Store*. Setelah aplikasi terdownload di *Smartphone*, langkah selanjutnya yaitu melakukan registrasi dengan memasukkan akun email, kemudian membuat proyek baru di aplikasi *Blynk*. Setelah berhasil, maka akan mendapatkan "*auth token*" yang dikirim melalui email yang digunakan saat registrasi. *Auth token* ini nantinya akan digunakan sebagai *authentication* perangkat antara *source code* Arduino IDE dengan Aplikasi *Blynk* dan juga dengan *server Blynk Cloud*.

Pada halaman pembuatan proyek baru, *Blynk Apps* menyediakan pilihan *widget* yang dapat digunakan dalam proyek penelitian. *Widget-widget* dapat di *drag-drop* kedalam proyek yang dibuat dengan menyesuaikan jumlah energi yang tersedia. Berikut adalah desain dan pengaturan properti *widget* yang digunakan untuk sistem yang dibuat.

### a. Tampilan Nilai R1 (mV)

- Pilih Gauge
- Title : R1 (mV)
- Input : V1,0-1023
- Reading Rate : push

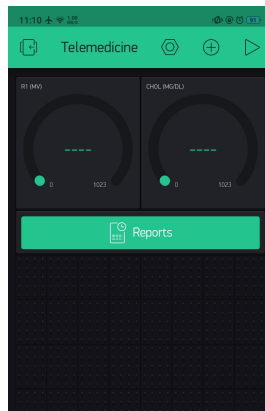
b. Tampilan Nilai Kadar Kolesterol ( $\frac{mg}{dl}$ )

- Pilih Gauge
- Title : Chol ( $\frac{mg}{dl}$ )
- Input : V4,0-1023
- Reading Rate : push

c. Data *Real Time*

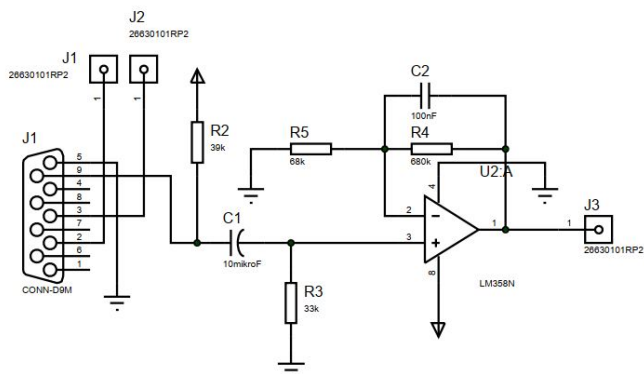
- Pilih Report
- *Datastream* :Chol ( $\frac{mg}{dl}$ )
- Input : V2

Berikut desain tampilan aplikasi *Blynk* "Deteksi Kadar Kolesterol dalam Darah secara *Non-Invasive* Menggunakan Sistem Telemedika Berbasis IoT" ditunjukkan pada gambar 3.28.



Gambar 3.28. Tampilan *User Interface* (UI) Aplikasi *Blynk*



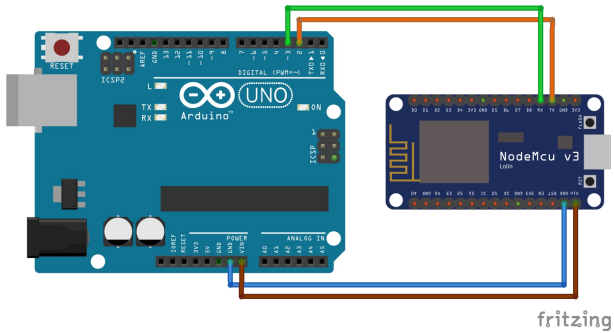


Gambar 3.30. Rangkaian *Band Pass Filter* (Pertiwi dkk., 2020)

Rangkaian *Band Pass Filter* yang ditunjukkan pada gambar 3.30 terdiri dari *High Pass Filter* dan *Low Pass Filter* dengan *Frequency Cut Off* 0.5 Hz - 2.34 Hz. Keluaran dari *Band Pass Filter* kemudian diperkuat oleh rangkaian penguat *non-inverting* sebanyak 10 kali (Umar dkk., 2018).

### 3. Rangkaian Modul Wifi NodeMCU 8266

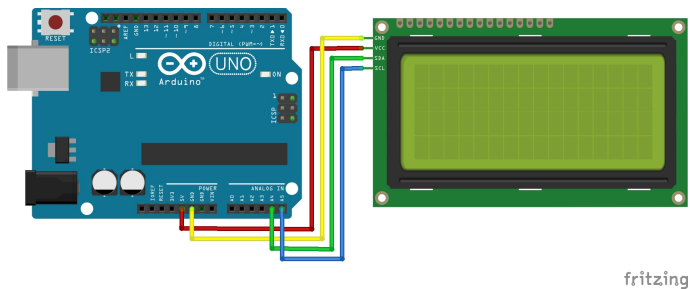
Perancangan Modul wifi NodeMCU 8266 dapat dilihat pada gambar 3.31. Fungsi pin yang paling utama dalam perancangan Modul NodeMCU 8266 ke Arduino Uno yaitu GND dan VCC serta pin RX yang berfungsi sebagai penerima data pada server dan pin TX berfungsi sebagai pengirim data ke server. Modul NodeMCU 8266 dapat bekerja dengan cara memasukkan alamat IP pada program yang terdapat pada serial Arduino Uno atau pada *script/coding* saat melakukan pemrograman pada Arduino.



Gambar 3.31. Rangkaian Modul Wifi NodeMCU 8266

#### 4. Rangkaian LCD

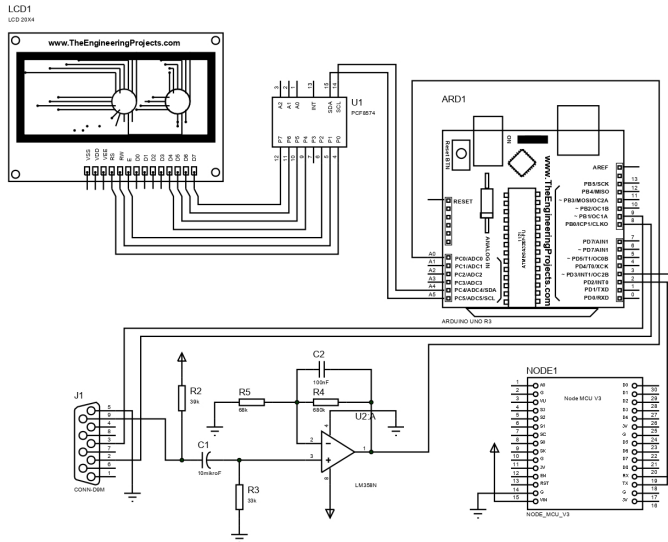
Pada alat ini, *display* yang digunakan adalah LCD (*Liquid Crystal Display*) 20 x 4. Tidak ada komponen tambahan untuk blok ini karena mikrokontroler dapat memberi data langsung ke LCD. Pada LCD ini terdapat driver yang berfungsi untuk mengubah data ASCII output mikrokontroler menjadi tampilan karakter. Untuk mengendalikan LCD, mikrokontroler hanya memerlukan 2 pin yaitu pin SDA dan SCL. Gambar 3.32 merupakan rangkaian LCD yang dihubungkan ke mikrokontroler Arduino Uno.



Gambar 3.32. Rangkaian LCD

## 5. Rangkaian Keseluruhan

Gambar 3.33 merupakan rangkaian keseluruhan dari alat yang dirancang, terdiri dari rangkaian mikrokontroler, rangkaian LCD, rangkaian penguat, dan rangkaian modul wifi NodeMCU 8266.



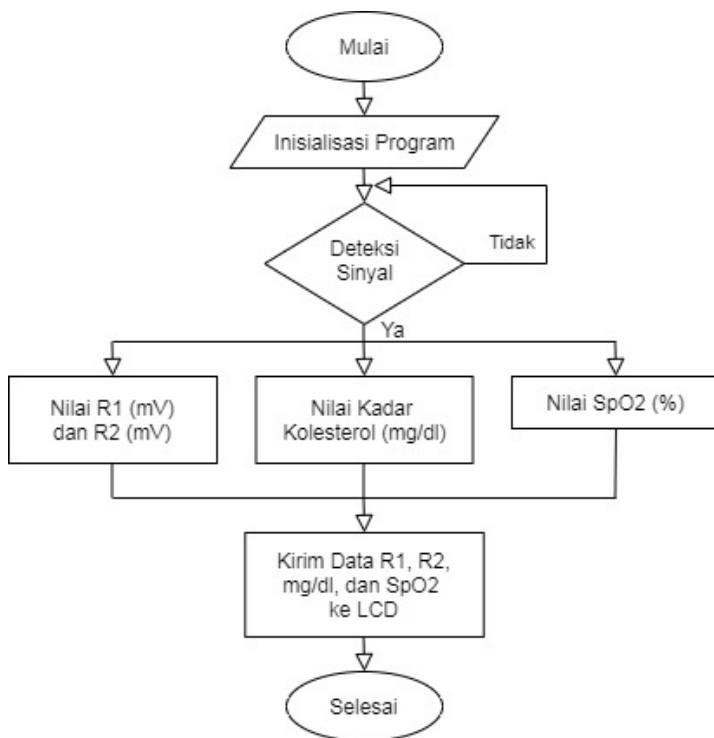
Gambar 3.33. Rangkaian Keseluruhan Alat

## G. Perancangan Software

Perancangan perangkat lunak (*Software*) dilakukan dengan menggunakan *Software* Arduino IDE dan *Blynk Apps*. Arduino IDE digunakan untuk menyusun *source code* langkah kerja keseluruhan sistem, sedangkan *Blynk Apps* digunakan sebagai sistem monitoring yang dapat memantau jarak jauh dengan bantuan jaringan internet. Penyusunan *source code* meliputi pembuatan



platform Android yang dapat menjalankan fungsi-fungsi kerja sensor. Selanjutnya, *source code* yang dibuat akan mengirimkan data sensor ke perangkat android melalui komunikasi serial antara Arduino Uno R3 dengan modul wifi NodeMCU 8266. Diagram mekanika kerja sensor dapat dijelaskan pada gambar 3.34.



Gambar 3.34. Diagram Alir Mekanika Kerja Sensor

Program pembacaan sensor pada *Blynk Apps* mengacu pada diagram alir yang ditunjukkan oleh gambar 3.35.



Gambar 3.35. Diagram Alir Pembacaan Sensor

## H. Metode Pengujian Alat

Pengujian dan pengukuran alat berfungsi untuk memastikan alat dapat bekerja dengan baik dan sesuai dengan yang diinginkan. Pengujian yang dilakukan meliputi uji kerja alat, kestabilan alat, kalibrasi alat, akurasi alat, serta pengujian sistem Telemedika.

## 1. Uji Kerja Alat

Uji kerja alat dilakukan dengan dua tahap, pertama sensor Oximeter DS-100A diuji dalam kondisi tanpa sampel ujung jari, kedua sensor Oximeter DS-100A diuji dalam kondisi terdapat ujung jari, kemudian membandingkan alat yang dirancang dengan oximeter standar. Pengujian dilakukan terhadap 10 sampel data yang diambil secara acak. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui keberhasilan sensor dalam mendeteksi sinyal saat tidak ada sampel ujung jari dan saat terdapat ujung jari serta membandingkan alat ukur dengan oximeter standar.

## 2. Uji Kestabilan Alat

Untuk mendukung hasil penelitian yang tepat dan akurat, maka diperlukan ketelitian dan kecermatan dalam menyajikan hasil pengujian dengan cara menentukan rentang nilai ukur yang disebut nilai ketidakpastian. Semakin kecil nilai ketidakpastian maka semakin akurat dan presisi hasil penelitian atau pengujian yang dilakukan (Kristiantoro dkk.,2016), dalam hal ini untuk menguji kestabilan alat, digunakan ralat ketidakpastian atau standar deviasi. Pengukuran dilakukan sebanyak 5 kali dari 35 data terkumpul terhadap besaran R1 (mV). Adapun analisis yang dilakukan untuk Perhitungan standar deviasi ditunjukkan oleh persamaan 3.1 sampai persamaan 3.3.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_i^n (x - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (3.1)$$

$$KesalahanRelatif = \frac{s}{\bar{x}} \times 100\% \quad (3.2)$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif \quad (3.3)$$

Dengan  $s$  adalah simpangan baku,  $x$  adalah nilai yang terukur pada alat,  $\bar{x}$  adalah nilai rata-rata, dan  $n$  adalah jumlah data.

### 3. Uji Kalibrasi Alat

Kalibrasi dilakukan dengan tujuan untuk mengubah nilai ADC pada alat yang dirancang menjadi satuan mg/dl dengan cara membandingkan nilai ADC dari alat yang dirancang dengan nilai kadar kolesterol pada alat pembanding. Hasil perolehan dari perbandingan tersebut berupa persamaan garis lurus.

Sebelum kalibrasi, alat ukur yang dirancang dihitung dalam satuan ADC. Kemudian pada tahap kalibrasi, alat ukur yang dirancang akan diteliti tingkat akurasi dan ketepatan dalam pengukuran kadar kolesterol dalam darah dengan membandingkan hasil pengukuran dari alat ukur yang dirancang dan alat ukur standar sebagai pembanding yaitu *Autocheck 3in1*. Pengambilan data sampel pada tahap kalibrasi ini adalah sebanyak 10 sampel sebagai bahan uji untuk masing-masing alat, baik alat yang dirancang maupun alat pembanding. Hasil pengukuran alat ukur yang dirancang dan alat ukur pembanding terhadap kadar kolesterol akan diamati dengan melihat derajat hubungan kedekatan perolehan nilainya dari masing-masing alat. Penilaian derajat hubungan nilai dari masing-masing akan diuji dengan persamaan rumus regresi linear sederhana yaitu  $y = a + bx$ , dengan  $y$  adalah nilai hasil alat ukur standar,  $a$  dan  $b$  adalah nilai konstanta dan  $x$  adalah nilai ADC alat. Persamaan garis lurus yang diperoleh digunakan sebagai faktor konversi nilai ADC (mV)

menjadi mg/dl dalam source code program, sedangkan koefisien determinasi  $R^2$  digunakan sebagai tolak ukur keberhasilan alat dalam mengonversi. Apabila didapatkan nilai  $0.9 \leq R^2 \leq 1$ , maka alat dapat mengonversi nilai ADC dengan baik.

#### 4. Uji Akurasi Alat

Pada uji akurasi dilakukan pengambilan sampel untuk mengukur kadar kolesterol dalam darah sebanyak 35 sampel relawan. Pengambilan sampel dilakukan dengan dua cara yaitu: (1) mengambil sampel darah menggunakan alat ukur *invasive* (*Autocheck 3in1*); dan (2) dengan menempelkan jari telunjuk tangan kiri relawan pada sensor alat ukur *non-invasive* untuk diukur kadar kolesterolnya. Pengambilan sampel pada alat ukur *non-invasive* dilakukan sebanyak lima kali untuk setiap relawan, sedangkan pada alat ukur *invasive* dilakukan pengambilan sampel sebanyak satu kali untuk setiap relawan. Besarnya nilai persentase kesalahan alat dapat dihitung dengan menggunakan persamaan 3.4.

$$\frac{\text{Nilai alat invasive} - \text{Nilai alat non-invasive}}{\text{Nilai alat invasive}} \times 100\% \quad (3.4)$$

Sedangkan untuk mengetahui nilai rata-rata persentase kesalahan alat dapat dihitung menggunakan persamaan 3.5.

$$\frac{\Sigma \text{Persentase Kesalahan Alat}}{n(\text{jumlah data})} \quad (3.5)$$

Selanjutnya untuk menghitung akurasi alat digunakan persamaan 3.6.

$$\text{Akurasi} = 100\% - \% \text{Kesalahan alat} \quad (3.6)$$

## 5. Uji Sistem Telemedika

Pengujian sistem telemedika bertujuan untuk menguji respon aplikasi *blynk* dalam menerima data dari modul wifi NodeMCU 8266. Pengujian ini dilakukan dengan melihat tampilan data pada aplikasi *blynk*. Apabila data yang tertampil pada layar LCD bisa muncul dalam aplikasi *blynk* dengan nilai yang sama, maka sistem dapat berfungsi dengan baik. Pengambilan data dilakukan sebanyak 10 kali untuk mengetahui kecepatan pengiriman data yang dapat dilakukan oleh modul wifi dan respon yang diberikan aplikasi *blynk*.

### I. Analisis Keterbatasan *Prototype*

Analisis keterbatasan *prototype* dilakukan dengan mempertimbangkan faktor ketebalan jari yang diukur menggunakan jangka sorong. Hasil pengukuran kemudian dibandingkan dengan nilai ADC dari cahaya merah dan inframerah.

### J. Standar Operasional Penggunaan Alat

#### 1. Standar Operasional Penggunaan Alat Pemanding *Autocheck 3in1*

Penelitian ini menggunakan *Autochek 3in1* seperti yang ditunjukkan oleh gambar 3.36 sebagai alat pembanding.



Gambar 3.36. *Autocheck 3in1* Alat Pemantau Kadar Gula Darah, Asam Urat, dan Kadar Kolesterol

Adapun prosedur penggunaan *Autocheck 3in1* adalah sebagai berikut.

a. Masukkan Strip

- 1) Ambil satu test strip dari botol strip
- 2) Masukkan test strip kedalam port alat meter sampai strip tidak bergerak
- 3) Alat meter akan menyala secara otomatis

b. Periksa nomor kode untuk strip "CHOL" atau strip "UA"

- 1) Nomor kode akan tampak dilayar LCD
- 2) Periksa apakah nomor kode sama dengan kode di botol strip
- 3) Tidak ada pengkodean untuk srip "*Glucose*"

c. Pengambilan Darah

- 1) Gunakan alat lancet untuk mengambil sampel darah
- 2) Sentuhkan dan masukkan sampel darah ke ujung test strip

d. Membaca hasil test

- 1) Layar akan menampilkan hitungan mundur pada interval waktu tertentu dan hasil test akan ditampilkan

e. Buang test strip

- 1) Keluarkan strip dengan menekan tombol "eject" dan buang strip ke tempat pembuangan limbah

## 2. Standar Operasional Penggunaan Alat Pemanding Oximeter Dr-Care

Penelitian ini perlu menggunakan Oximeter standar seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.37 sebagai alat pembanding saat proses uji kerja *prototype* alat.



Gambar 3.37. Alat Ukur Saturasi Oksigen merek Dr Care tipe FS10K



Adapun petunjuk pengoperasian oximeter standar ini adalah sebagai berikut.

- a. Pasang 2 buah baterai AAA sesuai dengan petunjuk pemasangan baterai
- b. Tempatkan salah satu jari anda ke dalam pembukaan karet dari *finger oxymeter*
- c. Tekan tombol *switch* satu kali pada panel depan untuk menyalakan alat *pulse oximeter*
- d. Tetap jaga tangan anda selama proses pembacaan. Jangan goyangkan tangan anda selama proses pengujian. Disarankan agar tidak menggerakkan pada saat proses pembacaan
- e. Baca hasil pada layar alat
- f. Alat akan mati secara otomatis ketika sudah tidak digunakan

#### **Cara Pemasangan Baterai**

- 1) Pasang 2 baterai AAA ke dalam tempat batrai. Cocokkan simbol plus (+) dan minus (-). Apabila baterai yang terpasang tidak sesuai dengan symbol plus (+) dan minus (-) maka kerusakan pada alat dapat terjadi.
- 2) Geser penutup baterai secara horizontal.

### **3. Standar Operasional Penggunaan Prototype Alat *Non-Invasive***

Adapun hal-hal yang perlu diperhatikan dan prosedur yang harus dilakukan dalam pemeriksaan kadar kolesterol menggunakan *prototype* alat *non-invasive* adalah sebagai berikut.

- a. Pastikan pasien tidak sedang menggunakan cat kuku pada jari yang akan digunakan sebagai objek
- b. Tekan tombol power pada power bank sebagai sumber tegangan
- c. Masukkan jari telunjuk ke dalam pembukaan karet dari sensor. Penggunaan jari telunjuk ini dikarenakan jari telunjuk memiliki ukuran yang sesuai dengan sensor oximeter (Mallo dkk, 2012).
- d. Nyalakan *prototype* alat dengan menekan tombol *switch on/off*.
- e. Tunggu hingga alat berada dalam keadaan stabil.
- f. Tetap jaga tangan pasien selama proses pembacaan. Jangan goyangkan tangan pasien selama proses pengujian. Disarankan agar tidak menggerakkan pada saat proses pembacaan
- f. Baca hasil pada layar alat
- g. Matikan alat apabila sudah tidak digunakan

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### A. Data

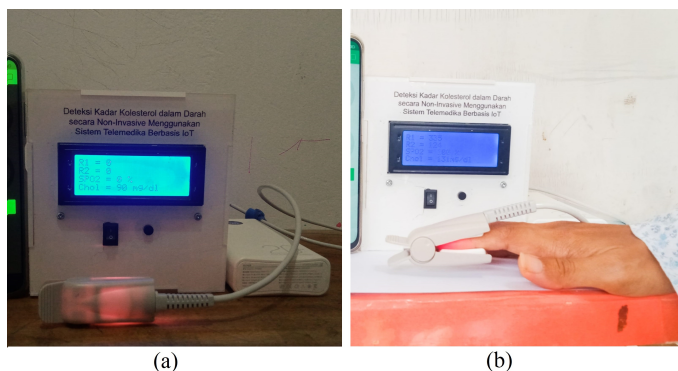
Hasil yang diperoleh dalam penelitian ini berupa *prototype* alat ukur kadar kolesterol menggunakan *oxymeter sensor* DS-100A dan data hasil pengukuran terhadap sampel penelitian. Selanjutnya akan disajikan hasil penelitian pada subbab berikut.

#### 1. Pengembangan Prototype Awal

Pengembangan alat ukur kadar kolesterol dalam darah secara *non-invasive* pada penelitian ini memiliki beberapa keunggulan dari metode *invasive* yang telah digunakan pada umumnya, diantaranya adalah *prototype* alat dapat mengukur nilai kadar kolesterol dalam waktu  $\pm 6$  detik, sedangkan pada pengukuran menggunakan metode *invasive* membutuhkan waktu 26 detik hingga muncul nilai kadar kolesterol dalam darah. Artinya, *prototype* alat tidak membutuhkan waktu yang lama untuk menganalisa data hingga menghasilkan nilai kadar kolesterol. *Oxymeter sensor* pada dasarnya digunakan sebagai deteksi saturasi oksigen dan detak jantung pada manusia. Selanjutnya, perkembangan teknologi dan teknik *non-invasive* sangat menjanjikan dalam menciptakan alat yang lebih akurat dan efektif untuk pengelolaan yang tidak hanya penyakit vaskular, tetapi juga penyakit lainnya, salah satunya adalah pengembangan untuk pengukuran kadar kolesterol dalam darah.

Prototype alat ini terdiri dari sensor oximeter DS-100A,

LCD 20x4, saklar on/off, tombol reset, power bank, rangkaian mikrokontroler, rangkaian penguat sensor, dan rangkaian modul wifi NodeMCU 8266. Sensor oximeter DS-100A digunakan sebagai pemindai jari untuk mendeteksi kadar kolesterol dengan memanfaatkan cahaya merah dan inframerah pada panjang gelombang tertentu. *Prototype* awal alat ukur kadar kolesterol menggunakan *oximeter sensor* DS-100A ditunjukkan pada Gambar 4.1.

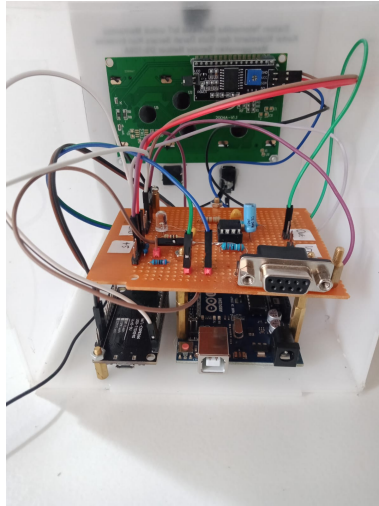


Gambar 4.1. *Prototype* awal alat ukur kadar kolesterol menggunakan sensor oximeter DS-100A (a) tanpa sampel ujung jari, dan (b) ada sampel ujung jari

Layar LCD 20x4 menampilkan nilai  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $SpO_2$ , dan kadar kolesterol. Saklar on/off digunakan untuk menghubungkan dan memutus tegangan pada alat. Tombol reset digunakan untuk mengembalikan alat pada kondisi awal. Power bank digunakan sebagai sumber tegangan untuk menyalakan alat. Rangkaian mikrokontroler merupakan bagian utama yang menjalankan alat, atau bisa dikatakan sebagai otak alat. Rangkaian penguat sensor digunakan sebagai pemroses sinyal PPG yang telah dibaca sensor

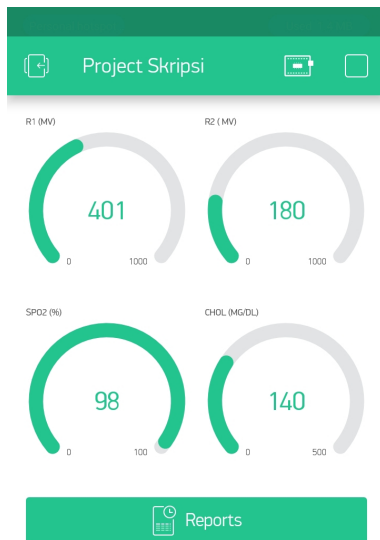
serta dapat menciptakan sinyal yang bebas noise. Rangkaian modul wifi NodeMCU 8266 digunakan sebagai penghubung alat ke server wifi sehingga data dapat tertampil dalam layar android menggunakan aplikasi *blynk*.

Tampilan dalam layar LCD menunjukkan nilai R1 yang merupakan nilai ADC terukur dari cahaya merah, R2 berasal dari cahaya inframerah,  $SpO_2$  merupakan persentase saturasi oksigen dalam tubuh, kadar kolesterol merupakan nilai yang didapatkan dari persamaan garis lurus pada saat kalibrasi. Satuan R1 dan R2 adalah mV, satuan  $SpO_2$  adalah % (persen), sedangkan satuan kadar kolesterol adalah mg/dl. Kelima data tersebut ditampilkan dalam layar LCD agar mempermudah saat melakukan analisis data. Akan tetapi, tampilan data pada layar LCD ini bisa diubah sesuai dengan kebutuhan. Layar LCD yang cukup luas (20x4) mempermudah peneliti untuk menyajikan beberapa data agar data dapat ditampilkan sesuai kebutuhan. Namun, semakin banyak data yang ditampilkan dalam layar, nilai yang muncul menjadi tidak benar. Hal ini disebabkan oleh tambahan delay untuk menampilkan data tambahan, sehingga mempengaruhi nilai R1 dan R2 yang terbaca di sistem. Adapun hasil perancangan *prototype* sistem deteksi kadar kolesterol dalam darah ditunjukkan pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2. Implementasi Perancangan Sistem Kontrol Komunikasi Data dan Mikrokontroler Arduino Uno

Tampilan data awal yang muncul di layar *smartphone* sama seperti pada data yang muncul pada layar LCD. Data pada aplikasi Blynk terdiri dari R1, R2,  $SpO_2$ , dan kadar kolesterol. Nilai yang muncul pada layar LCD menunjukkan hasil yang sama persis dengan nilai yang tampil pada aplikasi *Blynk*. Data real time hasil pengujian dapat digunakan untuk monitoring jarak jauh dengan mengirimkan data berupa data excell melalui email yang digunakan saat registrasi pada aplikasi *Blynk*. Hal ini dapat memudahkan dalam pemantauan dan penyimpanan data pasien yan melakukan pemeriksaan. Tampilan layar pada aplikasi *Blynk* dapat dilihat pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3. Implementasi Perancangan Sistem Kontrol Komunikasi Data dan Mikrokontroler Arduino Uno

## 2. Pengujian Alat

Alat ukur kadar kolesterol dalam darah berbasis *Internet of Things* (IoT) ini diuji menggunakan lima tahap uji. Pertama, uji kerja alat yang bertujuan untuk melihat apakah sensor oximeter DS-100A sudah bekerja sesuai dengan oximeter standar. Kedua, uji kestabilan alat bertujuan untuk menguji tingkat stabilitas alat saat mengukur atau mendeteksi objek. Ketiga, kalibrasi alat bertujuan untuk mencari persamaan garis lurus sebagai rumus konversi pada *source code* program serta mencari nilai koefisien determinasi sebagai faktor penentu kuatnya hubungan tersebut. Keempat, uji

akurasi alat bertujuan untuk mengetahui tingkat akurasi prototype alat yang dirancang. Terakhir adalah uji sistem telemedika yang bertujuan untuk mengetahui apakah alat telah berhasil tertampil dalam android serta menguji kecepatan respon aplikasi blynk dalam menerima data hingga tertampil pada layar *smartpone*.



Gambar 4.4. Proses Pengambilan Data

Gambar 4.4 menunjukkan proses pengambilan data yang dilaksanakan secara *door to door* disebabkan sedang dalam masa pandemi Covid-19, sehingga tidak memungkinkan melakukan pengambilan data secara bersamaan di instansi kesehatan karena hal itu akan menimbulkan kerumunan. Pengambilan data dilaksanakan dengan tetap melaksanakan protokol kesehatan seperti menjaga jarak, memakai masker dan mencuci tangan.

#### a) Uji Kerja Alat

Pada tahap pertama, uji kerja alat dilakukan dengan menguji *prototype* alat tanpa sampel ujung jari dan menggunakan sampel ujung jari, kemudian membandingkan dengan oximeter standar. Gambar 4.5 (a) menunjukkan alat tanpa sampel ujung jari, Gambar 4.5 (b) menunjukkan alat dengan sampel ujung jari, sedangkan Gambar 4.5



(c) menunjukkan pengukuran sampel jari menggunakan oximeter standar.



(a)

(b)



(c)

Gambar 4.5. Uji kerja alat (a) tanpa sampel, (b) dengan sampel, dan (c) dibandingkan dengan oximeter standar

Layar LCD menunjukkan bahwa alat bernilai nol saat tidak diberi sampel pada *finger* sensor oximeter DS-100A. Hal ini menunjukkan bahwa alat telah bekerja dengan baik, karena pada saat tidak ada sampel didalam sensor, maka tegangan terukur adalah sama dengan nol. Oximeter standar menunjukkan data nilai saturasi oksigen ( $SpO_2$ ) dalam % dan detak jantung dalam satuan bpm. Akan tetapi, hanya nilai  $SpO_2$  yang digunakan pada pengujian ini karena nilai ini yang terkait dengan penelitian. Uji kerja alat dilakukan dengan mengambil data pada 10 sampel secara

acak, kemudian dihitung nilai error alat saat dibandingkan dengan oximeter standar.

Tabel 4.1. Hasil uji kerja alat

No.	$SpO_2$ Standar (%)	$SpO_2$ Alat (%)	Persentase Error Alat (%)
1	98	97,8	0,20
2	98	97	1,02
3	95	101	6,32
4	99	99	0
5	96	97	1,04
6	98	98,2	0,20
7	98	99	1,02
8	99	100	1,01
9	97	97	0
10	97	98,4	1,44
Rata-rata			1,23

Tabel 4.1 menunjukkan hasil pengukuran yang telah dilakukan pada 10 sampel. Data terdiri dari hasil pengukuran menggunakan *prototype* alat, hasil pengukuran menggunakan oximeter standar, persentase kesalahan alat, dan rata-rata persentase kesalahan alat. Dua data terakhir dihitung menggunakan persamaan 3.4 dan 3.5. Data pengukuran menunjukkan bahwa hasil ukur *prototype* alat tidak jauh berbeda dari hasil ukur oximeter standar. Perbedaan hasil pengukuran yang tidak signifikan ini ditunjukkan oleh nilai rata-rata persentase kesalahan alat yang tidak besar, yaitu 1,23%, artinya *prototype* alat dapat mengukur saturasi oksigen dalam tubuh manusia dengan tingkat akurasi sebesar 98,77%. Oleh karena hasil

persentase kesalahan *prototype* alat cukup kecil, maka pengujian dilanjutkan pada tahap berikutnya.

### b) Uji Stabilitas Alat

Pada setiap pengukuran menggunakan *prototype* alat *non-invasive*, pengambilan data dilakukan secara berulang sebanyak lima kali. Selanjutnya data akan digunakan untuk menghitung simpangan baku, kesalahan relatif, dan ketelitian alat yang akan menjadi indikator kestabilan alat.

Tabel 4.2. Stabilitas Alat pada Pengukuran R1 (mV)

No.	R1 (mV)						Stabilitas Alat (%)
	R1 Pertama (mV)	R1 Kedua (mV)	R1 Ketiga (mV)	R1 Keempat (mV)	R1 Kelima (mV)	$\bar{R1}$ (mV)	
1	843	846	877	830	849	849	97,97
2	1377	1389	1350	1382	1371	1373,8	98,92
3	864	824	833	834	831	837,2	98,15
4	953	846	866	928	976	913,8	93,89
5	357	280	283	295	293	301,6	89,52
6	508	509	497	525	535	514,8	97,07
7	890	889	860	872	879	878	98,57
8	475	494	475	474	487	481	98,12
9	791	799	774	780	775	783,8	98,62
10	705	695	702	792	778	734,4	93,66
11	717	714	710	714	755	722	97,42
12	572	558	564	563	592	569,8	97,65
13	595	597	561	579	606	587,6	97,72
14	770	715	727	735	714	732,2	96,88
15	664	647	636	644	665	651,2	98,04
16	442	478	466	471	469	465,2	97,05
17	782	783	782	797	764	781,6	98,50

18	1020	995	1019	1045	954	1006,6	96,59
19	1195	1113	1187	1065	1127	1137,4	95,24
20	566	565	605	617	670	604,6	92,84
21	713	669	709	645	662	679,6	95,59
22	1078	1056	1005	1082	1013	1046,8	96,56
23	771	687	662	670	670	692	93,48
24	765	578	749	743	637	694,4	88,13
25	817	814	852	817	883	836,6	96,38
26	520	643	664	592	613	606,4	90,83
27	902	836	795	818	742	818,6	92,86
28	988	804	777	794	792	831	89,37
29	1120	1016	1117	1129	1112	1098,8	95,75
30	1487	1372	1380	1378	1372	1397,8	96,42
31	1355	1342	1353	1349	1355	1350,8	99,59
32	529	537	535	539	535	535	99,30
33	1183	1175	1185	1183	1178	1180,8	99,65
34	1041	982	985	989	975	994,4	97,33
35	824	831	832	838	834	831,8	99,38
Rata-rata							96,09

Tabel 4.2 menunjukkan data pengukuran R1 sebanyak lima kali yang kemudian dihitung nilai ketelitiannya. Hasil perhitungan ketelitian alat pada R1 adalah 96.09%. Ini menunjukkan bahwa alat cukup stabil karena nilai ketelitian alat yang besar, yakni lebih dari 95%. Nilai ini menunjukkan tingkat distribusi data yang homogen.

Tabel 4.3. Stabilitas Alat pada Pengukuran R2 (mV)

No.	R2 (mV)						
	R2 Pertama (mV)	R2 Kedua (mV)	R2 Ketiga (mV)	R2 Keempat (mV)	R2 Kelima (mV)	$\bar{R2}$ (mV)	Stabilitas Alat (%)
1	462	430	481	433	437	448,6	95,07

2	783	790	806	794	803	795,2	98,82
3	344	324	343	340	335	337,2	97,58
4	460	425	407	445	416	430,6	94,97
5	318	153	160	162	199	198,4	65,11
6	263	264	291	263	262	268,6	95,33
7	435	425	416	428	431	427	98,32
8	214	219	213	211	218	215	98,42
9	459	461	445	462	443	454	97,97
10	380	368	660	392	378	435,6	71,14
11	320	324	320	321	333	323,6	98,30
12	302	288	294	295	311	298	97,05
13	297	293	286	286	300	292,4	97,83
14	428	410	415	415	410	415,6	98,23
15	327	327	314	315	312	319	97,69
16	224	230	233	238	236	232,2	97,64
17	387	386	387	395	384	387,8	98,92
18	540	537	557	558	520	542,4	97,09
19	535	491	517	480	493	503,2	95,56
20	239	244	256	261	280	256	93,72
21	285	270	285	257	273	274	95,73
22	483	498	482	504	478	489	97,69
23	318	266	255	260	202	260,2	84,17
24	311	247	311	308	267	288,8	89,65
25	520	517	535	522	544	527,6	97,83
26	251	296	293	258	272	274	92,62
27	459	436	420	426	400	428,2	94,94
28	586	445	429	440	449	469,8	86,08

29	485	462	483	492	473	479	97,56
30	675	596	623	605	598	619,4	94,70
31	748	738	743	741	751	744,2	99,29
32	278	289	283	288	285	284,6	98,46
33	682	677	689	682	680	682	99,35
34	511	487	482	491	481	490,4	97,51
35	411	423	426	431	428	423,8	98,18
Rata-rata							94,53

Tabel 4.3 menunjukkan hasil pengukuran data pada R2 sebanyak lima kali, kemudian dihitung nilai simpangan baku, kesalahan relatif, dan ketelitian alat. Rata-rata ketelitian kestabilan alat pada pengukuran R2 adalah 94.53%. Ini menunjukkan bahwa alat cukup stabil karena nilai ketelitian alat yang cukup besar, yakni mendekati 95% menunjukkan tingkat distribusi data yang homogen.

### c) Kalibrasi

Pengukuran pada tahap kalibrasi menggunakan *Oxymeter Sensor* menghasilkan nilai ADC (mV) yang diperoleh dari jari telunjuk masing masing sampel. Nilai tersebut diperoleh dari sifat serapan jaringan terhadap cahaya *infrared* dan LED merah. Semakin pekat darah, maka cahaya inframerah akan lebih banyak diserap sehingga hanya sedikit yang tertangkap oleh fotodioda. Begitu pula sebaliknya, jika darah semakin encer, maka akan lebih banyak cahaya inframerah yang melewati jaringan dan tertangkap fotodioda (Elgendi, 2021). Proses pengambilan data dilakukan dengan cara mengambil darah sampel menggunakan alat ukur standar *Autocheck 3in1*, kemudian dilanjutkan dengan pengambilan data

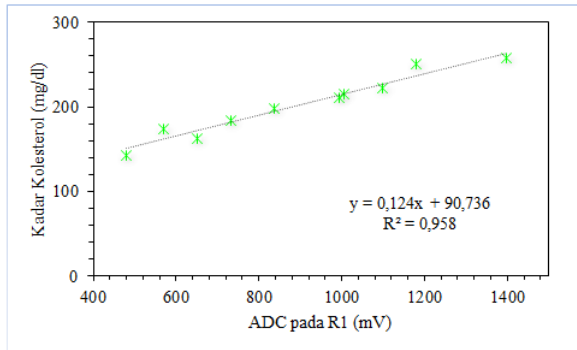
menggunakan *prototype* alat . Kalibrasi alat dilakukan pada 10 relawan acak untuk diambil sampelnya. Pengambilan data menggunakan *Autocheck 3in1* dilakukan dalam satu kali pengukuran, hal ini dilakukan karena alat sudah standar serta menghindari terjadinya ketidaknyamanan dan infeksi yang disebabkan oleh penusukan jari sampel secara berulang. Pengambilan data menggunakan *prototype* alat dilakukan dengan cara memasukkan jari kedalam finger sensor selama kurang lebih 6 detik sampai alat dalam keadaan stabil, kemudian diulang sebanyak lima kali. Selanjutnya data hasil pengukuran dirata-rata.

Tabel 4.4. Hasil Pengukuran Menggunakan Alat Ukur Standar *Autocheck 3in1* dan *Prototype* Alat Sensor Oximeter DS-100A untuk Kalibrasi Pengukuran Kadar Kolesterol

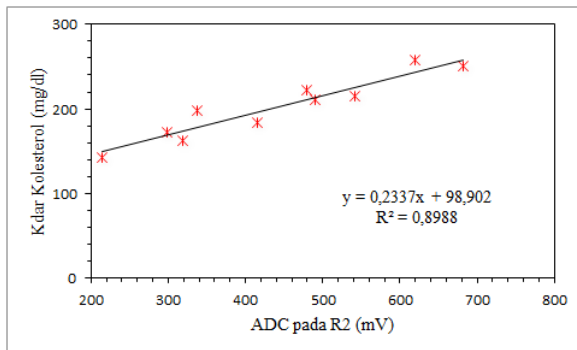
No.	Rata-rata ADC pada R1 (mV)	Rata-rata ADC pada R2 (mV)	Kadar Kolesterol (mg/dl)
1	481	215	143
2	569,8	298	173
3	1180,8	682	250
4	651,2	319	163
5	1006,6	542,4	215
6	732,2	415,6	184
7	837,2	337,2	198
8	1397,8	619,4	258
9	994,4	490,4	211
10	1098,8	479	222

Tabel 4.4 menunjukkan hasil rata-rata pengukuran kadar kolesterol menggunakan *prototype* alat dan alat ukur standar.

Nilai hasil pengukuran pada cahaya merah (ADC pada R1) dan inframerah (ADC pada R2) dibandingkan dengan nilai kadar kolesterol *invasive*. Selanjutnya data diplot dalam grafik menggunakan *Microsoft Excel*, kemudian dtampilkan persamaan garis lurus dan koefisien determinasi ( $R^2$ ) menggunakan pendekatan linier *Treadline*.



(a)



(b)

Gambar 4.6. Grafik Hubungan Nilai ADC dengan Kadar Kolesterol pada 10 Sampel Acak (a) R1 dan (b) R2



Gambar 4.6 (a) menunjukkan grafik hubungan antara nilai rata-rata ADC pada R1 dan kadar kolesterol *invasive* pada 10 sampel acak. Persamaan garis lurus yang diperoleh adalah  $y = 0,124x + 90,736$ , sedangkan koefisien determinasinya adalah  $R^2 = 0,958$ . Gambar 4.6 (b) menunjukkan grafik hubungan antara nilai rata-rata ADC pada R2 dengan nilai kadar kolesterol *invasive* pada 10 sampel acak. Persamaan garis lurus yang diperoleh adalah  $y = 0,2337x + 98,902$  dengan koefisien determinasinya yaitu  $R^2 = 0,8988$ . Hubungan linear antara ADC pada R1 dan R2 dengan nilai kadar kolesterol *invasive* adalah berbanding lurus, artinya semakin tinggi kadar kolesterol dalam darah, maka nilai ADC akan semakin tinggi pula. Persamaan garis lurus ini merupakan rumus yang digunakan pada *source code* program konversi nilai ADC menjadi nilai kadar kolesterol alat. Nilai koefisien determinasi R1 menunjukkan hasil yang baik, sedangkan nilai koefisien determinasi R2 menunjukkan nilai yang kurang karena nilainya dibawah ambang 0,9 ( $0 \leq R \leq 0.8$ ) (Ndruru dkk., 2014). Namun, untuk analisis data, kedua rumus akan tetap digunakan pada tahap uji berikutnya.

#### d) Uji Keakuratan Alat

Uji akurasi alat dilakukan dengan membandingkan prototype alat *non-invasive* dan alat ukur standar pada 35 relawan sampel acak dalam kondisi sehat dan memiliki kolesterol tinggi dengan ketebalan jari yang berbeda. Rumus konversi untuk mendapatkan nilai kadar kolesterol didapatkan dari kalibrasi, yang mana kedua nilai R1 dan R2

tetap digunakan untuk mendapatkan nilai akurasi alat agar dapat dianalisis lebih jauh.

Untuk mencapai hasil pengukuran kadar kolesterol yang maksimal, subjek tidak boleh melakukan aktivitas fisik berat setidaknya 15 menit sebelum pengukuran dimulai (Agustine, L., dkk., 2018). Selama proses pengukuran, subjek dipastikan dalam keadaan istirahat. Tabel 4.5 menunjukkan hasil perhitungan akurasi *prototype* alat menggunakan rumus konversi dengan nilai ADC pada R1 dan kadar kolesterol menggunakan alat ukur standar. Hasil perhitungan menunjukkan bahwa *prototype* alat memiliki tingkat akurasi sebesar 82,76% dengan persentase kesalahannya 17,24%.

Tabel 4.5. Persentase Kesalahan *Prototype* Alat Menggunakan ADC pada R1 untuk Mengukur Kadar Kolesterol

No.	Kadar Kolesterol Menggunakan <i>Autocheck 3in1</i> (mg/dl)	Kadar Kolesterol Menggunakan <i>Prototype</i> Alat Sensor Oximeter DS-00A (mg/dl)	Persentase Kesalahan <i>Prototype</i> Alat Sensor Oximeter DS-100A (%)
1	241	196,1	18,67
2	225	261,09	16,04
3	198	194,55	1,74
4	183	204,05	11,50
5	167	128,13	23,27
6	234	154,57	33,94
7	309	199,61	35,40
8	143	150,38	5,16

9	227	187,93	17,21
10	207	181,80	12,17
11	210	180,26	14,16
12	173	161,39	6,71
13	241	163,60	32,12
14	184	181,53	1,34
15	163	171,48	5,21
16	113	148,42	31,35
17	302	187,65	37,86
18	215	215,55	0,26
19	187	231,77	23,94
20	147	165,71	12,73
21	255	175,01	31,37
22	184	220,54	19,86
23	154	176,54	14,64
24	155	176,84	14,09
25	237	194,47	17,94
26	194	165,93	14,47
27	138	192,24	39,31
28	139	193,78	39,41
29	222	226,99	2,25
30	258	264,06	2,35
31	234	258,24	10,36
32	192	157,08	18,19

33	250	237,16	5,14
34	211	214,04	1,44
35	147	193,88	31,89
Rata-rata error			17,24

Tabel 4.6 menunjukkan perhitungan akurasi protptype alat menggunakan rumus konversi ADC pada R2 dan kadar kolesterol *invasive*. Berdasarkan hasil perhitungan, didapatkan akurasi *prototype* alat sebesar 83,38% dengan persentase kesalahannya adalah 16,62%.

Tabel 4.6. Persentase Kesalahan *Prototype* Alat Menggunakan ADC pada R2 untuk Mengukur Kadar Kolesterol

No.	Kadar Kolesterol Menggunakan <i>Autocheck 3in1</i> (mg/dl)	Kadar Kolesterol Menggunakan <i>Prototype</i> Alat Sensor Oximeter DS-00A (mg/dl)	Persentase Kesalahan <i>Prototype</i> Alat Sensor Oximeter DS-100A (%)
1	241	203,74	15,46
2	225	284,74	26,55
3	198	177,71	10,25
4	183	199,53	9,03
5	167	145,27	13,01
6	234	161,67	30,91
7	309	198,69	35,70
8	143	149,15	4,10
9	227	205	9,70
10	207	200,7	3,04

11	210	174,53	16,90
12	173	168,54	2,58
13	241	167,24	30,61
14	184	196,03	6,54
15	163	173,45	6,41
16	113	153,17	35,55
17	302	189,53	37,24
18	215	225,66	4,96
19	187	216,50	15,78
20	147	158,73	7,80
21	255	162,94	36,10
22	184	213,18	15,86
23	154	159,71	3,71
24	155	166,39	7,35
25	237	222,2	6,24
26	194	162,94	16
27	138	198,97	44,2
28	139	208,69	50,1
29	222	210,84	5,03
30	258	243,66	5,56
31	234	272,82	16,6
32	192	165,41	13,8
33	250	258,29	3,31
34	211	213,51	1,19
35	147	197,94	34,7
Rata-rata			16,62

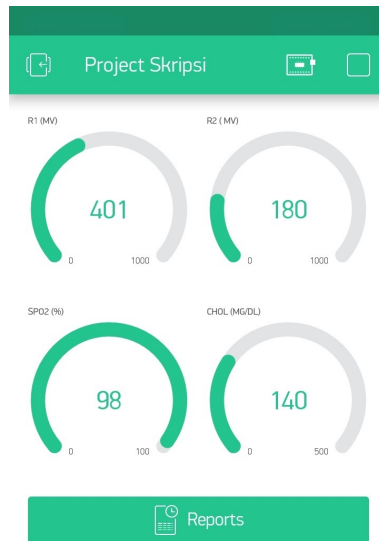
### e) Uji Sistem Telemedika

Sistem telemedika untuk deteksi kadar kolesterol dalam darah pada penelitian ini memanfaatkan komunikasi serial antara Arduino Uno dengan modul wifi NodeMCU 8266 sebagai pemrosesan data dan pembacaan data sensor

yang akan dikirimkan oleh modul wifi ke server dan ditampilkan pada layar android melalui *blynk apps*. Uji sistem telemedika dilakukan terhadap aplikasi *Blynk*. Apabila tampilan pada LCD sama dengan tampilan yang ada pada aplikasi *blynk*, artinya sistem telemedika telah berhasil dirancang. Selanjutnya, kecepatan tranfer data diamati dengan menggunakan *stop watch* pada *smartphone*. Gambar 4.7 menunjukkan tampilan pada LCD *prototype* alat dan tampilan pada aplikasi *Blynk*. Hasil menunjukkan bahwa seluruh data yang tampil dalam layar LCD *prototype* alat dapat tampil dalam aplikasi *Blynk*.



(a)



(b)

Gambar 4.7. Tampilan Layar pada (a) LCDPrototype alat dan (b) Aplikasi Blynk

Komunikasi data serial menggunakan dua pin yaitu pin RX untuk menerima data dan pin TX untuk mengirim data. Sambungan antara kedua perangkat harus dibalik yaitu pin RX arduino disambungkan dengan pin TX modul wifi dan sebaliknya pin TX arduino disambungkan dengan pin RX modul wifi. Penelitian *telemedicine* kadar kolesterol dalam darah menggunakan objek jari akan mengirimkan data secara online menggunakan *blynk cloud* sebagai data *logger*. Data *real time* hasil pengujian akan dikirim melalui akun email yang digunakan saat registrasi pada aplikasi

*blynk*, berupa data excell (*Hasil data terlampir*). Aplikasi android dapat memberikan respon yang sangat baik karena data yang dikirim dari perangkat yang dirancang. Namun, kecepatan respon tergantung pada kualitas koneksi internet dan kinerja server *blynk*.

Respon aplikasi *blynk* dilihat dari waktu yang diperlukan oleh modul wifi dalam mengirimkan data ke server *blynk* sampai membaca nilai sensor. Pengujian respon dilakukan dalam 10 kali percobaan berikut waktu NodeMCU 8266 menerima dan meneruskan perintah. Respon pembacaan nilai oleh aplikasi *blynk* dilihat pada tabel 4.7.

Tabel 4.7. Uji Sistem Telemedika

Percobaan ke-	Waktu Respon (s)
1	1,59
2	1,75
3	2,53
4	1,38
5	2,47
6	2,84
7	2,59
8	2,97
9	2,77
10	2,68
Rata-rata	2,36

Jaringan wifi atau akses poin yang digunakan pada modul wifi NodeMCU 8266 adalah jaringan wifi pribadi



dari provider Indosat dengan nilai PING (*Packet Internet Gropher*) 44 ms. Hasil pengujian respon *blynk apps* terhadap pengiriman data oleh modul wifi mulai dari penerimaan data sampai pembacaan nilai membutuhkan waktu yang bervariasi dengan waktu paling tinggi 2,97 detik dan waktu paling rendah 1,38 detik dengan rata-rata waktu yang diperlukan 2,36 detik. Delay yang terjadi disebabkan karena koneksi internet dengan PING yang cukup lama juga.

## **B. Analisis**

Telah dilakukan uji coba pada *prototype* sistem deteksi kadar kolesterol dalam darah menggunakan *Oxymeter Sensor DS-100A*. Uji kerja alat tanpa ujung jari pada finger sensor oximeter DS-100A telah berhasil dilakukan, indikator keberhasilan uji ini adalah didapatkannya nilai nol pada pengukuran tanpa sampel ujung jari. Selanjutnya uji kerja alat dilakukan dengan membandingkan pengukuran *prototype* alat dengan oximeter standar, didapatkan akurasi sebesar 98,77%. Nilai akurasi alat diatas 95% dapat dikategorikan akurat dan bisa digunakan sebagai instrumen medis.

Rangkuman dan pemilihan data hasil uji ditunjukkan pada tabel 4.8. Hasil uji menunjukkan bahwa stabilitas alat cukup baik karena mendekati nilai 95 %, sehingga data ADC yang terukur pada R1 (cahaya merah) dan R2 (cahaya inframerah) layak digunakan. Selanjutnya, pada pengukuran kadar kolesterol dalam darah, nilai ADC yang digunakan adalah R1 dengan nilai koefisien determinasi lebih dari batas ambang yaitu 0,958 dan diperoleh akurasi alat 82,76%.

Tabel 4.8. Rangkuman dan Pemilihan Data Hasil Uji *Prototype* Awal

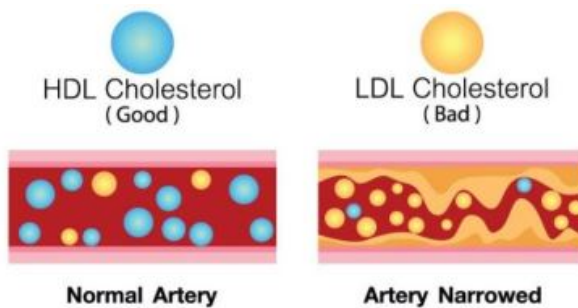
No.	Uji Coba <i>Prototype</i> Awal Alat	Perolehan Data Menggunakan Nilai ADC R1	Perolehan Data Menggunakan Nilai ADC R2	Pemilihan Penggunaan Nilai ADC	
				R1	R2
1	Stabilitas alat	96,09%	94,53%	Ya	Ya
2	Nilai Koefisien Determinasi pada Kalibrasi alat	0,958	0,8988	Ya	Tidak
3	Akurasi alat	82,76%	83,38%	Ya	Tidak

Berdasarkan hasil uji pada *prototype* awal yang telah dilakukan, maka untuk selanjutnya pengukuran kadar kolesterol dalam darah menggunakan nilai ADC pada R1 (cahaya merah). Persamaan garis lurus yang telah didapatkan pada kalibrasi kolesterol menggunakan nilai ADC pada R1 adalah  $y = 0,124x + 90,376$ , rumus ini digunakan sebagai faktor konversi nilai ADC pada R1 menjadi nilai kadar kolesterol dalam darah.

Nilai ADC yang digunakan dalam pengukuran kadar kolesterol menggunakan cahaya merah (R1) sesuai dengan nilai absorbansi maksimum pada molekul kolesterol yaitu pada rentang panjang gelombang 550-750 nm (Mukherjee & Chattopadhyay, 2007), yang berada pada rentang panjang gelombang cahaya merah. *Oxymeter Sensor DS-100A* memancarkan cahaya merah dan inframerah secara bergantian, kemudian ditangkap oleh photodiode. Cahaya

dari LED merah dan inframerah diserap oleh beberapa bagian tubuh pada titik pengukuran (ujung jari), yang disebut sebagai peredam atau penyerap cahaya. Komponen tersebut adalah kulit, jaringan, vena darah, serta arteri darah. Apabila penyerapan cahaya dilembah (mencakup semua peredam cahaya) dikurangi dari penyerapan cahaya dipuncak, maka secara teori nilai yang didapatkan mewakili karakteristik penyerapan darah, dan dianggap sebagai aliran darah arteri (Elgendi, 2021).

Hubungan antara ADC pada cahaya merah (R1) dan kadar kolesterol adalah berbanding lurus, artinya semakin tinggi kadar kolesterol maka akan semakin sedikit cahaya merah yang diserap dan semakin banyak cahaya yang ditangkap oleh photodiode setelah melewati ujung jari. Sebaliknya, semakin rendah kadar kolesterol dalam darah maka semakin rendah cahaya merah yang berhasil melewati ujung jari dan terdeteksi oleh *photodiode*. Gambar 4.8 menunjukkan ilustrasi kadar kolesterol dalam darah.



Gambar 4.8. Ilustrasi Kadar Kolesterol dalam Darah

Jenis kolesterol yang paling banyak dalam arteri darah adalah kolesterol LDL (*Low Density Lipoprotein*) yaitu sekitar 66% dari total kolesterol dalam darah (Vanstone dkk., 2002), dikenal

sebagai kolesterol jahat dengan kepadatan rendah. Kolesterol LDL merupakan penyebab dari beberapa penyakit jantung (Ardiany,2017), oleh karena itu kadar kolesterol harus selalu dipantau agar selalu dalam keadaan normal. Kolesterol LDL merupakan plak yang menempel pada pembuluh darah arteri (Prasetyo,2019) dengan densitas rendah, sehingga tidak dapat menyebabkan konsentrasi darah meningkat (tidak menyebabkan darah menjadi kental). Hal ini sesuai dengan hukum Beer-Lambert, yang mana nilai absorbansi cahaya yang diserap oleh bahan dalam larutan tertentu akan sama dengan konsentrasi larutan (Umar dkk., 2018).

Keakuratan *prototype* alat pengukur kadar kolesterol dalam darah mencapai 99.74%, akan tetapi *prototype* alat belum dapat digunakan sebagai alat ukur standar karena nilai rata-rata akurasi kurang dari ambang batas ketelitian alat kesehatan yang dapat digunakan untuk manusia, yaitu kurang dari/atau sama dengan 95% (Sulehu & Senrimang, 2018) (Suyono & Hambali, 2020). Namun demikian, *prototype* alat ini memiliki potensi yang cukup besar dalam menentukan nilai estimasi kadar kolesterol dalam darah. Akurasi dapat ditingkatkan dengan memberikan koreksi pada algoritma dan atau rangkaian pada *prototype* alat. Adapun faktor yang menyebabkan tingkat akurasi alat belum memenuhi standar yaitu sifat sinyal pulsatil yang mempengaruhi arteri yang tidak stabil setiap saat yang berimplikasi pada pembacaan sinyal board Arduino UNO menjadi tidak stabil. Sifat pulsatil yang tidak konstan juga dipengaruhi oleh keadaan sampel yang kurang terkendali selama proses pengukuran (Umar dkk., 2018), selain itu, cahaya pada lapisan kulit dapat mengganggu sehingga mempengaruhi intensitas yang diukur oleh sensor

(Ekawita dkk., 2020).

Sistem telemedika dapat bekerja dengan baik, berhasil menampilkan data *real-time* yang dapat dipantau melalui aplikasi *Blynk* pada *smartphone*. Hal ini dapat mempermudah dokter atau petugas kesehatan dalam memantau kadar kolesterol yang tinggi pasien dari jarak jauh dengan kecepatan transfer data yang cukup tinggi.

### C. Kajian *Prototype* Akhir

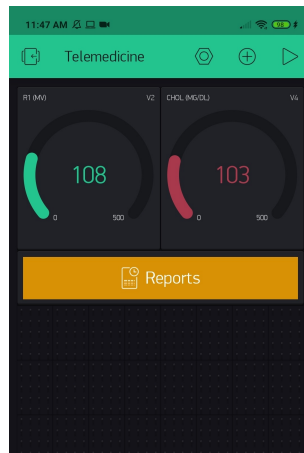
Telah dilakukan analisis pada hasil uji *prototype* awal sistem deteksi kadar kolesterol dalam darah menggunakan sensor oximeter DS-100A dan diperoleh hasil sebagai berikut.

1. Nilai yang digunakan sebagai konversi data pada pengukuran kadar kolesterol dalam darah adalah nilai ADC pada R1 (cahaya merah).
2. Rumus konversi kadar kolesterol adalah kadar kolesterol =  $0,124R1 + 90,376$ .

Selanjutnya, *prototype* akhir sistem telemedika untuk memantau kadar kolesterol dalam darah menggunakan *Oxymeter Sensor DS-100A* ditunjukkan pada Gambar 4.9. *Prototype* alat terdiri dari dua bagian utama, yaitu perangkat keras *prototype* alat dan antarmuka pada aplikasi *Blynk*. Data yang ditampilkan pada layar LCD maupun layar aplikasi *Blynk* adalah kadar kolesterol dalam satuan mg/dl.



(a)



(b)

Gambar 4.9. *Prototype* Akhir Sistem Telemedika untuk Memantau Kadar Kolesterol dalam Darah pada (a) Perangkat Keras *Prototype* Alat, dan (b) Aplikasi *Blynk*

Adapun spesifikasi *prototype* akhir sistem telemedika untuk mendeteksi kadar kolesterol dalam darah menggunakan *Oxymeter Sensor DS-100A* adalah sebagai berikut.

1. Akurasi *prototype* alat pengukur kadar kolesterol dalam darah adalah 82,76%.

2. Kecepatan rata-rata transfer data dari LCD ke aplikasi *Blynk* adalah 2,36 detik.

#### D. Keterbatasan Penelitian

Keterbatasan penelitian ini adalah nilai akurasi pada *prototype* alat masih berada dibawah ambang batas standar instrumen medis yang harus mencapai tingkat akurasi lebih dari atau sama dengan 95%. Salah satu faktor yang menyebabkan atau mempengaruhi pengukuran kadar kolesterol menggunakan *prototype* alat adalah ketebalan jari. Tabel 4.9 menunjukkan data pengukuran tebal jari sampel (cm) serta nilai ADC (mV) pada R1 dan R2.

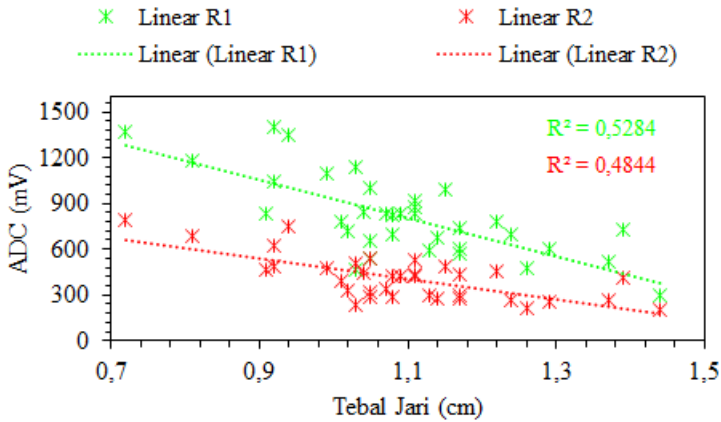
Tabel 4.9. Tebal Jari Sampel dan Nilai ADC pada R1 dan R2

No.	Tebal jari (cm)	Nilai ADC pada R1 (mV)	Nilai ADC pada R2 (mV)
1	1,04	849	448,6
2	0,72	1373,8	795,2
3	1,07	837,2	337,2
4	1,11	913,8	430,6
5	1,44	301,6	198,4
6	1,37	514,8	268,6
7	1,11	878	427
8	1,26	481	215
9	1,22	783,8	454
10	1,17	734,4	435,6
11	1,02	722	323,6
12	1,17	569,8	298
13	1,13	587,6	292,4
14	1,39	732,2	415,6
15	1,05	615,2	319

16	1,03	465,2	232,2
17	1,01	781,6	387,8
18	1,05	1006,6	542,4
19	1,03	1137,4	503,2
20	1,29	604,6	256
21	1,14	679,6	274
22	0,92	1046,8	489
23	1,24	692	260,2
24	1,08	694,4	288,8
25	1,11	836,6	527,6
26	1,17	606,4	274
27	1,08	818,6	428,2
28	0,91	831	469,8
29	0,99	1098,8	479
30	0,92	1397,8	619,4
31	0,94	1350,8	744,2
32	1,05	535	284,6
33	0,81	1180,8	682
34	1,15	994,4	490,4
35	1,09	831,8	423,8

Adapun hubungan antara tebal jari dengan nilai ADC pada R1 dan R2 ditunjukkan pada Gambar 4.10. Warna hijau menunjukkan nilai pada R1, sedangkan warna merah menunjukkan nilai pada R2. Hubungan antara tebal jari sampel dengan nilai ADC pada R1 dan R2 adalah berbanding terbalik. Semakin tebal jari, maka akan semakin kecil nilai ADC, begitu pula sebaliknya, semakin tipis jari, maka nilai ADC akan semakin besar.





Gambar 4.10. Grafik hubungan antara nilai ADC pada R1 dan R2 dengan ketebalan jari

Grafik pada Gambar 4.10 ditarik garis linear *treadline* untuk mengetahui tingkat hubungan antara nilai ADC dengan tebal jari. Koefisien determinasi menunjukkan nilai  $R^2 = 0,5284$  pada R1 dan  $R^2 = 0,4844$  pada R2. Tingkat hubungan ini menunjukkan nilai sedang ( $0,4 \leq R^2 \leq 0,6$ ), artinya tebal jari masih mempengaruhi nilai ADC pada pengukuran kadar kolesterol. Hal ini menyebabkan nilai akurasi *prototype* alat menjadi kurang akurat. Ketebalan jari dapat diabaikan apabila koefisien determinasi lebih kecil dari dua (Indrawan & Kaniawati, 2020). Hal ini dapat dicapai dengan membuat algoritma baru yang sesuai dengan sifat sinyal PPG pada sensor oximeter.

Faktor lain yang mungkin mempengaruhi akurasi *prototype* alat adalah faktor koreksi. Sinyal yang terdeteksi pada alat bisa saja tercampur dengan noise dan artefak, sehingga menyebabkan nilai ADC yang tertangkap tidak murni sinyal PPG pada ujung jari. Oleh

karena itu, faktor koreksi diperlukan untuk mendapatkan hasil *prototype* alat yang lebih akurat (Ekawita dkk., 2020).

## BAB V

### Penutup

#### A. Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah peneliti laksanakan, dapat ditarik kesimpulan bahwa :

1. Sistem telemedika untuk deteksi kadar kolesterol dalam darah telah berhasil dikembangkan dengan menggunakan sensor oximeter DS-100A berbasis aplikasi *Blynk*. Kalibrasi *prototype* alat dilakukan terhadap 10 sampel acak, didapatkan persamaan garis lurus  $y = 0.124x + 90.376$  sebagai nilai konversi data pada pengukuran kadar kolesterol dan nilai koefisien determinasi 0.958, artinya hubungan linear antara nilai ADC pada R1 pada *prototype* alat dengan nilai kadar kolesterol pada alat *invasive* sangat kuat.
2. Pengujian *prototype* alat dilakukan pada 35 sampel acak dengan membandingkan *prototype* alat dengan alat standar (*Autocheck 3in 1*). Nilai akurasi *prototype* alat pengukur kadar kolesterol adalah 82,76%.
3. *Prototype* alat belum dapat digunakan sebagai alat ukur standar karena nilai akurasi alatnya kurang dari batas ambang ketelitian alat kesehatan yang dapat digunakan untuk manusia, yaitu kurang dari /atau sama dengan 95%. Akan tetapi, memiliki potensi yang cukup besar dalam menentukan estimasi kadar kolesterol dalam darah.

4. Sistem telemedika dapat menampilkan data yang muncul pada layar LCD ke aplikasi *Blynk* dengan waktu transfer data rata-rata 2,36 detik.

## **B. Saran**

Untuk lebih baiknya penelitian yang telah dilakukan, saran yang diberikan sebagai berikut.

1. Dilakukan pengkalibrasian kembali terhadap *oxymeter sensor* DS-100A dengan data yang lebih banyak agar didapatkan nilai persamaan regresi yang lebih linear.
2. Memberikan koreksi pada algoritma dan atau rangkaian pada *prototype* alat untuk mendapatkan nilai akurasi yang lebih besar.
3. Sebaiknya ukuran dari perancangan *prototype* sistem deteksi kadar kolesterol dalam darah dapat di minimalisir menjadi lebih kecil.

## DAFTAR PUSTAKA

- Abdushshamad, M. K. (2002). *Mukjizat Ilmiah dalam Al-Qur'an*. Jakarta: Akbar Media.
- Agustine, L., Albert, G., dkk. (2018). *Heart Rate Monitoring Device for Arrhythmia Using Pulse Oximeter Sensor Based on Android*. In 2018 International Conference on Computer Engineering, Network and Intelligent Multimedia, CENIM 2018 - Proceeding. Surabaya : Irfansyah, A.N. & Ahmad, Z.
- Anagha, S., & Suyampulingam, A. (2018). *A Better Digital Filtering Technique for Estimating of SPO2 and Heart Rate from PPG Signals*. Proceedings of the International Conference on Inventive Research in Computing Applications, ICIRCA 2018, Icirca, 804–809.
- Ardiany, M. F. (2017). *Pengaruh Pemberian Cod Liver Oil pada Pakan Komersial terhadap Kolesterol, Low Density Lipoprotein (LDL) dan High Density Lipoprotein (HDL) pada Daging Udang Galah (Macrobrachium rosenbergii)*. Skripsi. Universitas Airlangga. <https://doi.org/10.31093/joas.v1i1.2>
- Aziza, M. (2019). *Rancang Bangun Alat Ukur Saturasi Oksigen Non-Invasive dalam Darah Manusia Menggunakan Sensor Oximeter DS-100A Berbasis Mikrokontroler NodeMCU ESP 8266*. Skripsi. Universitas Lampung, 11(1), 1–14.
- Azwar, M. A., & Artini, S. W. (2017). *Transaksi Layanan Medis Real-Time dengan Menggunakan Smart Card untuk Mendukung Peran Smart Campus*. Tugas Akhir. Universitas Hasanuddin Makassar.

- Basri, I. Y., & Irfan, D. (2018). *Komponen Elektronika*. In Journal of Chemical Information and Modeling (Edisi 1, Vol. 53, Issue 9). Sukabina Press.
- Button, V. L. D. S. N. (2015). *Principles of Measurement and Transduction of Biomedical Variables*. Brazil: Department of Biomedical Engineering, School of Electrical and Computing Engineering, University of Campinas, São Paulo. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-800774-7.00008-8>
- Castillo-Secilla, J., Olivares, J., dkk. (2011). *Zigbee Pulse Oximeter*. II Jornadas Andaluzas de Informática (JAI), September, 1–13.
- Dwiyono, M. I. (2017). *Rancang Bangun Spo2 Non Invasive Dilengkapi Alarm Untuk Diagnosa Abnormal Berbasis Arduino Atmega 328*. Skripsi. Universitas Muhammadiyah Yogyakarta.
- Ekawita, R., Nasution, A. A., Yuliza, E., Suardi, N., & Suwarsono, S. (2020). *Development of Non-Invasive Blood Glucose Level Monitoring System using Phone as a Patient Data Storage*. Jurnal Penelitian Fisika Dan Aplikasinya (JPFA), 10(2), 103. <https://doi.org/10.26740/jpfa.v10n2.p103-113>
- Elgendi, M. (2021). *PPG Signal Analysis An Introduction Using MATLAB* (First Edit, Vol. 53, Issue 9). India : CRC Press.
- Fitri, R. R. (2019). *Hubungan Asupan Lemak, Kolesterol, dan Status Gizi dengan Kadar Kolesterol Pasien Hiperkolesterolemia Rawat Jalan di RSUD Dr. Moewardi Surakarta*. Skripsi. Institut Teknologi Sains dan Kesehatan PKU Muhammadiyah Surakarta.

- Fitri, E. Y., & Karina, M. (2020). *Uji Analisis Alat Ukur Non-Invasive Real Time Kadar Kolesterol Darah*. Seminar Nasional Keperawatan "Pemenuhan Kebutuhan Dasar Dalam Perawatan Paliatif Pada Era Normal Baru", 1–7.
- Febritiko, A. (2017). *Sistem Kontrol Peternakan Ikan dengan Menggunakan Mikrokontroler Berbasis Android*. *Jurnal Teknologi Dan Informasi UNIVRAB*, 2(1), 140–149.
- G. Clarke, *Signal Quality Analysis in Pulse Oximetry: Modelling and Detection of Motion Artifact*. Thesis, no. May, pp. 1–107, 2015.
- Hariyanto, G., Welina, R. K., dkk (2013). *Rancang Bangun Okximeter Digital Berbasis Mikrokontroler ATmega16*. *Jurnal Fisika Dan Terapannya*, 1(1), 1–14. <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsami.9b03822>
- Hidayah, I. (2020). *Sistem Monitoring Kondisi Kesehatan Sebelum Dan Sesudah Olahraga Menggunakan Pulse Sensor Dan Sensor Ds18B20 Dengan Metode Naive Bayes*. Skripsi. Universitas Mataram.
- Hijriani, A., Kurnia, M., dkk (2016). *Implementasi Metode Regresi Linier Sederhana Pada Penyajian Hasil Prediksi Pemakaian Air Bersih Pdam Way Rilau Kota Bandar Lampung Dengan Sistem Informasi Geografis*. *Jurnal Ilmiah Ilmu Komputer*, 11(2), 37–42.
- Ifaliza, S. N. (2020). *Perbedaan Hasil Pemeriksaan Kadar Kolesterol Total pada Pasien Puasa dan Tidak Puasa*. Skripsi. Politeknik Kesehatan Kementerian Kesehatan Palembang.

- Indrawan, B., & Kaniawati Dewi, R. (2020). *Pengaruh Net Interest Margin (NIM) Terhadap Return on Asset (ROA) Pada PT Bank Pembangunan Daerah Jawa Barat Dan Banten Tbk Periode 2013-2017*. Jurnal E-Bis (Ekonomi-Bisnis), 4(1), 78–87. <https://doi.org/10.37339/e-bis.v4i1.239>
- Jubran, A. (1999). *Pulse Oximetry*. Review Journal Crit Care. 3, 11–17.
- Junaidi, & Prabowo, Y. D. (2018). *Project Sistem Kendali Elektronik Berbasis Arduino*. In Team Aura Creative (Ed.). Bandar Lampung : CV Anugrah Utama Raharja.
- Kristiantoro, T., Idayanti, N., Sudrajat, N., Septiani, A., & Dedi, M. (2016). *Ketidakpastian Pengukuran pada Karakteristik Material Magnet Permanen dengan Alat Ukur Permagraph*. PPET-LIPI, 16, 1–6. <https://doi.org/10.14203/jet.v16.1-6>
- Kyriacou, P., Budidha, K., & Abay, T. Y. (2019). *Optical Techniques for Blood and Tissue Oxygenation*. In Encyclopedia of Biomedical Engineering (Vols. 1–3). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.10886-4>
- Laili, B. N., dkk (2019). *Rancang Bangun Pulse Oximetry Dengan Sistem Monitoring Internet of Thing ( Iot )*. Skripsi. Universitas Semarang.
- Malik, M. A., Yanti, M.M., dkk (2018). *Gambaran Kadar Kolesterol Total Darah pada Mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Sam Ratulangi dengan Indeks Massa Tubuh  $\geq 23 \text{ Kg/m}^2$* . Jurnal E-Biomedik, 1(2), 1008–1013.



- P. Y. Mallo, S. R. U. A. Sompie, B. S. Narasiang, and Bahrn. *Rancang Bangun Alat Ukur Kadar Hemoglobin dan Oksigen Dalam Darah dengan Sensor Oximeter Secara Non-Invasive*. J. Tek. Elektro dan Komput., vol. 1, no. 1, pp. 1–6, 2012, doi: 10.35793.
- Marhaendrajaya, I., Eko, H., dkk (2017). *Desain dan realisasi alat pengukur kandungan kolesterol dalam darah non- invasive*. Youngster Physics Journal, 6(3), 290–295.
- Mukherjee, S., Raghuraman, H., & Chattopadhyay, A. (2007). *Membrane Localization and Dynamics of Nile Red: Effect of Cholesterol*. Biochimica et Biophysica Acta - Biomembranes, 1768(1), 59–66. <https://doi.org/10.1016/j.bbamem.2006.07.010>
- Natsir, M., Rendra, D. B., dkk (2019). *Implementasi IOT Untuk Sistem Kendali AC Otomatis Pada Ruang Kelas di Universitas Serang Raya*. Jurnal PROSISKO Vol. 6 No. 1, 6(1), 69–72.
- Novianto, A. (2019). *Rancang Bangun Alat Pengukur Kadar Gula Darah Non-Invasive Menggunakan Sensor Oxymeter DS-100A Berbasis Mikrokontroler NodeMCU ESP 8266*. Skripsi. Universitas Lampung.
- Ndruru, R. E., Situmorang, M., & Tarigan, G. (2014). *Analisa Faktor-Faktor Yang Mempengaruhi Hasil Produksi Padi di Deli Serdang*. Sainia Matematika, 2(1), 71–83.
- Oktariadi, N.,(2017). *Sistem Telemedika Berbasis ICT untuk Pengukuran Kadar Kolesterol dalam Darah dengan Metode Non-Invasive*. Jurnal Universitas Mercu Buana. 1–9.

- Parihar, Y. S. (2019). *Internet of Things and Nodemcu A Review of Use of Nodemcu ESP8266 in IoT products*. Journal of Emerging Technologies and Innovative Research (JETIR), 6(6), 1085–1086.
- Pertiwi, M. A., Gede Hari Wisana, I. D., dkk (2020). *Measurement of Heart Rate, and Body Temperature Based on Android Platform*. Indonesian Journal of Electronics, Electromedical Engineering, and Medical Informatics, 2(1), 26–33. <https://doi.org/10.35882/ijeeemi.v2i1.6>
- Prasad, J., Joshi, A., Jayant, R. D., & Srivastava, R. (2011). *Cholesterol Biosensors Based on Oxygen Sensing*. 108(9), 2011–2021. <https://doi.org/10.1002/bit.23143>
- Prasetyo, A. F. (2018). *Rancang Bangun Smart Fish Berbasis IoT Menggunakan Aplikasi Blynk*. Skripsi. Politeknik Negeri Balikpapan.
- Prasetyo, D. R. (2019). *Rancang Bangun Telemedicine Pengukur Kadar Kolesterol dalam Darah Berbasis Internet of Things*. Skripsi. Universitas Semarang.
- Puspitasari, E. (2018). *Analisis Beberapa Faktor Risiko Hiperkolesterolemia pada Calon Jemaah Haji Berdasarkan SISKOHATKES Tahap 2 Tahap di Kabupaten Magetan*. Skripsi. Stikes Bhakti Husada Mulia Madiun.
- Ramadhan, W. F. (2018). *Rancang Bangun Alat Ukur Detak Jantung Menggunakan Pulse Sensor Sen-11574 Berbasis Arduino Pro Mini Dengan Smartphone Android dan Oleh SSD1306*. Skripsi. Universitas Islam Negeri Sunan Kalijaga.

- Saghoa, Y. C., Sherwin, R. U. A. S., dkk (2018). *Kotak Penyimpanan Uang Berbasis Mikrokontroler Arduino Uno*. Jurnal Teknik Elektro Dan Komputer, 7(2), 167–174.
- Saragih, D. B. (2017). *Kolesterol dan Usaha-Usaha Penurunannya*. Yogyakarta: Bimotry .
- Silvia, A. (2020). *Pengaruh Murrotal Al-Qur'an terhadap Kadar Kolesterol Total Mencit (Mus musculus) Jantan yang Mengalami Stress*. Skripsi. Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim.
- Simarmata, M. R. (2020). *Rancang Bangun Pulse Oximetry Digital Berbasis Atmega328 dengan Buzzer sebagai Alarm Diagnosa Abnormal*. Skripsi. Universitas Sumatera Utara.
- Sulehu, M., & Senrimang, A. H. (2018). *Program Aplikasi Alat Pengukur Kadar Glukosa Dalam Darah Non Invasive Bebas Desktop*. Jurnal Teknologi Informasi Dan Komunikasi, 8(1), 16–24. <https://doi.org/10.35585/inspir.v8i2.2454>
- Supriyanto, A. (2019). *Rancang Bangun Telemedicine Asam Urat ( Gout ) Berbasis Internet of Things ( Iot )*. Skripsi. Universitas Semarang.
- Suyono, H., & Hambali. (2020). *Perancangan Alat Pengukur Kadar Gula dalam Darah Menggunakan Teknik Non-Invasive Berbasis Mikrokontroler Arduino Uno*. JTEV (Jurnal Teknik Elektro Dan Vokasional), 06(01), 69–76.
- Syilfi, Ispriyanti, D., Dwi, I., dkk (2012). *Analisis Regresi Linier Piecewise Dua Segmen*. Jurnal Gaussian, 1(1), 219–228. <http://ejournal-s1.undip.ac.id/index.php/gaussian>

- Tamba, S. P., Nasution, A. H. M., dkk (2019). *Pengontrolan Lampu Jarak Jauh Dengan Nodemcu Menggunakan Blynk*. Jurnal Teknik Informasi dan Komputer (Tekinkom), 2(1), 93–98.
- Ughi, F. (2018). *Proof-of-Concept Simulasi Kadar Saturasi Oksigen untuk Evaluasi Pulse Oximeter*. ELKOMIKA: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika, 6(1), 110. <https://doi.org/10.26760/elkomika.v6i1.110>
- Umar, L., Firmansyah, I., dkk. (2018). *Design of Pulse Oximetry Based on Photoplethysmography and Beat Rate Signal Using DS-100 Probe Sensor for SpO2 Measurement*. ISSIMM 2018 - 3rd International Seminar on Sensors, Instrumentation, Measurement and Metrology, Proceeding, 0(2), 44–47. <https://doi.org/10.1109/ISSIMM.2018.8727725>
- Vanstone, C. A., Raeini-Sarjaz, M., Parsons, W. E., & Jones, P. J. H. (2002). *Unesterified Plant Sterols and Stanols Lower LDL-Cholesterol Concentrations Equivalently in Hypercholesterolemic Persons*. American Journal of Clinical Nutrition, 76(6), 1272–1278. <https://doi.org/10.1093/ajcn/76.6.1272>
- Vasudevan, S. (2011). *Simultaneous Measurement of Oxygen and Carbon Monoxide Saturation using Pulse Oximeters*. Thesis. Worcester Polytechnic Institute.
- Warjono, O. S., Wisaksono, A., Misbahur, A., dkk(2017). *Alat Ukur Elektronik Pemakaian Air*. Jurnal Orbith. 13(2), 86–89.

## Lampiran 1. Data Pengamatan

### A. Data Kalibrasi Pengukuran Kadar Kolesterol Pasien

Tabel 0.1. Data Pengukuran Kalibrasi Alat Non-Invasive

No.	R1 (mV)	Kadar Kolesterol Invasive (mg/dl)
1	481	143
2	569,8	173
3	1180,8	250
4	651,2	163
5	1006,6	215
6	732,2	184
7	837,2	198
8	1397,8	258
9	994,4	211
10	1098,8	222

### B. Data Pengukuran Kadar Kolesterol Pasien

Tabel 0.2. Data Pengukuran Kadar Kolesterol Darah antara Alat Invasive dan Non-Invasive (n=50)

Data	Alat Pembanding		Alat Non-Invasive				Tebal Jari (cm)
	$SpO_2$ (%)	Chol (mg/dl)	R1 (mV)	R2 (mV)	$SpO_2$ (%)	Chol (mg/dl)	

1	98	241	843	462	98	195,27	1,04
			846	430	98	195,64	
			877	481	97	199,48	
			830	433	98	193,66	
			849	437	98	196,01	
Rata-rata			849	448,6	97,8	196,01	
2	98	225	1377	783	97	261,48	0,72
			1389	790	97	262,97	
			1350	806	97	258,14	
			1382	794	97	262,10	
			1371	803	97	260,74	
Rata-rata			1373,8	795,2	97	261,09	
3	95	198	864	344	101	197,87	1,07
			824	324	101	192,91	
			833	343	101	194,02	
			834	340	101	194,15	
			831	335	101	193,78	
Rata-rata			837,2	337,2	101	194,55	
4	99	183	953	460	99	208,91	1,11
			846	425	99	195,64	
			866	407	99	198,12	
			928	445	99	205,81	
			976	416	99	211,76	
Rata-rata			913,8	430,6	99	204,05	
5	96	167	357	318	97	135,00	1,44
			280	153	97	125,46	
			283	160	97	125,83	
			295	162	97	127,32	
			293	199	97	127,07	
Rata-rata			301,6	198,4	97	128,13	

6	98	234	508	263	98	153,73	1,37
			509	264	98	153,85	
			497	291	98	152,36	
			525	263	98	155,84	
			535	262	99	157,08	
Rata-rata			514,8	268,6	98,2	154,57	
7	98	309	890	435	99	201,10	1,11
			889	425	99	200,97	
			860	416	99	197,38	
			872	428	99	198,86	
			879	431	99	199,73	
Rata-rata			878	427	99	199,61	
8	99	143	475	214	100	149,64	1,26
			494	219	100	151,99	
			475	213	100	149,64	
			474	211	100	149,51	
			487	218	100	151,12	
Rata-rata			481	215	100	150,38	
9	97	227	791	459	97	188,82	1,22
			799	461	97	189,81	
			774	445	97	186,71	
			780	462	97	187,46	
			775	443	97	186,84	
Rata-rata			783,8	454	97	187,93	
10	97	207	705	380	98	178,16	1,17
			695	368	98	176,92	
			702	660	98	177,78	
			792	392	99	188,94	
			778	378	99	187,21	
Rata-rata			734,4	435,6	98,4	181,80	

11	99	210	717	320	100	179,64	1,02
			714	324	100	179,27	
			710	320	100	178,78	
			714	321	100	179,27	
			755	333	100	184,36	
Rata-rata			722	323,6	100	180,26	
12	98	173	572	302	98	161,66	1,17
			558	288	98	159,93	
			564	294	98	160,67	
			563	295	98	160,55	
			592	311	98	164,14	
Rata-rata			569,8	298	98	161,39	
13	98	241	595	297	99	164,52	1,13
			597	293	99	164,76	
			561	286	99	160,3	
			579	286	99	162,53	
			606	300	99	165,88	
Rata-rata			587,6	292,4	99	163,60	
14	98	184	770	428	98	186,22	1,39
			715	410	97	179,40	
			727	415	97	180,88	
			735	415	97	181,88	
			714	410	97	179,27	
Rata-rata			732,2	415,6	97,2	181,53	
15	98	163	664	327	99	173,07	1,05
			647	327	99	170,96	
			636	314	99	169,6	
			644	315	99	170,59	
			665	312	99	173,20	
Rata-rata			651,2	319	99	171,49	



16	98	113	442	224	98	145,54	1,03
			478	230	99	150,01	
			466	233	99	148,52	
			471	238	99	149,14	
			469	236	99	148,89	
Rata-rata			465,2	232,2	98,8	148,42	
17	99	302	782	387	99	187,70	1,01
			783	386	99	187,83	
			782	387	99	187,70	
			797	395	99	189,56	
			764	384	99	185,47	
Rata-rata			781,6	387,8	99	187,65	
18	99	215	1020	540	98	217,22	1,05
			995	537	98	214,12	
			1019	557	98	217,09	
			1045	558	98	220,32	
			954	520	98	209,03	
Rata-rata			781,6	542,4	98	215,55	
19	99	187	1195	535	100	238,92	1,03
			1113	491	100	228,75	
			1187	517	100	237,92	
			1065	480	100	222,80	
			1127	493	100	230,48	
Rata-rata			1137,4	503,2	100	231,77	
20	99	147	566	239	100	160,92	1,29
			565	244	100	160,80	
			605	256	100	165,76	
			617	261	100	167,24	
			670	280	100	173,82	
Rata-rata			604,6	256	100	165,71	

21	99	255	713	285	100	179,15	1,14
			669	270	100	173,69	
			709	285	100	178,65	
			645	257	100	170,72	
			662	273	100	172,82	
Rata-rata			679,6	274	100	175,01	
22	99	184	1078	483	100	224,41	0,92
			1056	498	100	221,68	
			1005	482	99	215,36	
			1082	504	100	224,90	
			1013	478	99	216,35	
Rata-rata			1046,8	489	99,6	220,54	
23	95	154	771	318	101	186,34	1,24
			687	266	101	175,92	
			662	255	101	172,82	
			670	260	101	173,82	
			670	202	101	173,82	
Rata-rata			692	260,2	101	176,54	
24	99	155	765	311	100	185,60	1,08
			578	247	100	162,41	
			749	311	100	183,61	
			743	308	100	182,87	
			637	267	100	169,74	
Rata-rata			694,4	288,8	100	176,84	
25	96	237	817	520	95	192,04	1,11
			814	517	95	191,67	
			852	535	96	196,38	
			817	522	95	192,04	
			883	544	96	200,23	
Rata-rata			836,6	527,6	95,4	194,47	

26	99	194	520	251	99	155,22	1,17
			643	296	100	170,47	
			664	293	100	173,07	
			592	258	100	164,14	
			613	272	100	166,75	
Rata-rata			606,4	274	99,8	165,93	
27	99	138	902	459	98	202,58	1,08
			836	436	98	194,4	
			795	420	98	189,32	
			818	426	98	192,17	
			742	400	98	182,74	
Rata-rata			818,6	428,2	98	192,24	
28	98	139	988	586	97	213,25	0,91
			804	445	97	190,43	
			777	429	97	187,08	
			794	440	97	189,19	
			792	449	97	188,94	
Rata-rata			831	469,8	97	193,78	
29	99	222	1120	485	100	229,62	0,99
			1016	462	100	216,72	
			1117	483	100	229,24	
			1129	492	100	230,73	
			1112	473	100	228,62	
Rata-rata			831	479	100	226,99	
30	99	258	1487	675	100	275,12	0,92
			1372	596	100	260,86	
			1380	623	100	261,86	
			1378	605	100	261,61	
			1372	598	100	260,86	
Rata-rata			1397,8	619,4	100	264,06	

31	99	234	1355	748	98	258,76	0,94
			1342	738	98	257,14	
			1353	743	98	258,51	
			1349	741	98	258,01	
			1355	751	98	258,76	
Rata-rata			1350,8	744,2	98	258,24	
32	98	192	529	278	98	156,33	1,05
			537	289	98	157,32	
			535	283	98	157,08	
			539	288	98	157,57	
			535	285	98	157,08	
Rata-rata			535	284,6	98	157,08	
33	97	250	1183	682	97	237,43	0,81
			1175	677	97	236,44	
			1185	689	97	237,68	
			1183	682	97	237,43	
			1178	680	97	236,81	
Rata-rata			1180,8	682	97	237,16	
34	98	211	1041	511	98	219,82	1,15
			982	487	98	212,50	
			985	482	98	212,88	
			989	491	98	213,37	
			975	481	98	211,64	
Rata-rata			994,4	490,4	98	214,04	
35	98	147	824	411	99	192,91	1,09
			831	423	99	193,78	
			832	426	99	193,90	
			838	431	99	194,65	
			834	428	99	194,15	
Rata-rata			831,8	423,8	99	193,88	

## Lampiran 2. Perhitungan Persentase Error Alat

Tabel 0.3. Persentase Kesalahan Alat

No.	R1	Kadar Kolesterol Invasive (mg/dl)	Kadar Kolesterol Non-Invasive (mg/dl)	Tebal Jari (cm)	Error Alat (%)
1	849	241	196,1	1,04	18,67
2	1373,8	225	261,09	0,72	16,04
3	837,2	198	194,55	1,07	1,74
4	913,8	183	204,05	1,11	11,50
5	301,6	167	128,13	1,44	23,27
6	514,8	234	154,57	1,37	33,94
7	878	309	199,61	1,11	35,40
8	481	143	150,38	1,26	5,16
9	783,8	227	187,93	1,22	17,21
10	734,4	207	181,80	1,17	12,17
11	722	210	180,26	1,02	14,16
12	569,8	173	161,39	1,17	6,71
13	587,6	241	163,60	1,13	32,12
14	732,2	184	181,53	1,39	1,34
15	651,2	163	171,48	1,05	5,21
16	465,2	113	148,42	1,03	31,35
17	781,6	302	187,65	1,01	37,86
18	1006,6	215	215,55	1,05	0,26
19	1137,4	187	231,77	1,03	23,94
20	604,6	147	165,71	1,29	12,73

21	679,6	255	175,01	1,14	31,37
22	1046,8	184	220,54	0,92	19,86
23	692	154	176,54	1,24	14,64
24	694,4	155	176,84	1,08	14,09
25	836,6	237	194,47	1,11	17,94
26	606,4	194	165,93	1,17	14,47
27	818,6	138	192,24	1,08	39,31
28	831	139	193,78	0,91	39,41
29	1098,8	222	226,99	0,99	2,25
30	1397,8	258	264,06	0,92	2,35
31	1350,8	234	258,24	0,94	10,36
32	535	192	157,08	1,05	18,19
33	1180,8	250	237,16	0,81	5,14
34	994,4	211	214,04	1,15	1,44
35	831,8	147	193,88	1,09	31,89
Rata-rata error (%)					17,24
Persentase error (%)					82,76

### Lampiran 3. Perhitungan Standar Deviasi Alat

#### A. Perhitungan Standar Deviasi Alat untuk Nilai R1 (mV)

##### 1. Data 1

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	843	-6	36
2	846	-3	9
3	877	28	784
4	830	-19	361
5	849	0	0
$\overline{R1}$	849		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	1190		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{1190}{4}} = \sqrt{297,5} = 17,25$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{17,25}{849} \times 100\% = 2,03\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,03\% = 97,97\%$$

##### 2. Data 2

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1377	3,2	10,24
2	1389	15,2	231,04
3	1350	-23,8	566,44
4	1382	8,2	67,24
5	1371	-2,8	7,84
$\overline{R1}$	1373,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	882,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{882,8}{4}} = \sqrt{220,7} = 14,86$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{14,86}{1373,8} \times 100\% = 1,08\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,08\% = 98,92\%$$

### 3. Data 3

No.	R1	$(R1 - \bar{R1})$	$(R1 - \bar{R1})^2$
1	864	26,8	718,24
2	824	-13,2	174,24
3	833	-4,2	17,64
4	834	-3,2	10,24
5	831	-6,2	38,44
$\bar{R1}$	837,2		
$\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2$	958,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{958,8}{4}} = \sqrt{239,7} = 15,48$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{15,48}{837,2} \times 100\% = 1,85\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,85\% = 98,15\%$$

### 4. Data 4

No.	R1	$(R1 - \bar{R1})$	$(R1 - \bar{R1})^2$
1	953	39,2	1536,64
2	846	-67,8	4596,84
3	866	-47,8	2284,84
4	928	14,2	201,64
5	976	62,2	3868,84
$\bar{R1}$	913,8		
$\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2$	12488,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{12488,8}{4}} = \sqrt{3122,2} = 55,88$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{55,88}{913,8} \times 100\% = 6,11\%$$



$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 6,11\% = 93,89\%$$

## 5. Data 5

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	357	55,4	3069,16
2	280	-21,6	466,56
3	283	-18,6	345,96
4	295	-6,6	43,56
5	293	-8,6	73,96
$\overline{R1}$	301,6		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	3999,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{3999,2}{4}} = \sqrt{999,8} = 31,62$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{31,62}{301,6} \times 100\% = 10,48\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 10,48\% = 89,52\%$$

## 6. Data 6

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	508	-6,8	46,24
2	509	-5,8	33,64
3	497	-17,8	316,84
4	525	10,2	104,04
5	535	20,2	408,04
$\overline{R1}$	514,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	908,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{908,8}{4}} = \sqrt{227,2} = 15,07$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{15,07}{514,8} \times 100\% = 2,93\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,93\% = 97,07\%$$

## 7. Data 7

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	890	12	144
2	889	11	121
3	860	-18	324
4	872	-6	36
5	879	1	1
$\overline{R1}$	878		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	626		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{626}{4}} = \sqrt{156,6} = 12,51$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{12,51}{878} \times 100\% = 1,43\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,43\% = 98,57\%$$

## 8. Data 8

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	475	-6	36
2	494	13	169
3	475	-6	36
4	474	-7	49
5	487	6	36
$\overline{R1}$	481		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	326		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{326}{4}} = \sqrt{81,5} = 9,03$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{9,03}{481} \times 100\% = 1,88\%$$

$$\text{Ketelitian} = 100\% - \text{KesalahanRelatif} = 100\% - 1,88\% = 98,12\%$$

## 9. Data 9

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	791	7,2	51,84
2	799	15,2	231,04
3	774	-9,8	96,04
4	780	-3,8	14,44
5	775	-8,8	77,44
$\overline{R1}$	783,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	470,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{470,8}{4}} = \sqrt{117,7} = 10,85$$

$$\text{KesalahanRelatif} = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{10,85}{783,8} \times 100\% = 1,38\%$$

$$\text{Ketelitian} = 100\% - \text{KesalahanRelatif} = 100\% - 1,38\% = 98,62\%$$

## 10. Data 10

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	705	-29,4	864,36
2	695	-39,4	1552,36
3	702	-32,4	1049,76
4	792	57,6	3317,76
5	778	43,6	1900,96
$\overline{R1}$	734,4		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	8685,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{8685,2}{4}} = \sqrt{2171,3} = 46,60$$

$$\text{KesalahanRelatif} = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{46,60}{734,4} \times 100\% = 6,34\%$$

$$\text{Ketelitian} = 100\% - \text{KesalahanRelatif} = 100\% - 6,34\% = 93,66\%$$

## 11. Data 11

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	717	-5	25
2	714	-8	64
3	710	-12	144
4	714	-8	64
5	755	33	1089
$\overline{R1}$	722		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	1386		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{1386}{4}} = \sqrt{346,5} = 18,61$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{18,61}{722} \times 100\% = 2,58\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,58\% = 97,42\%$$

## 12. Data 12

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	572	2,2	4,84
2	558	-11,8	139,24
3	564	-5,8	33,64
4	563	-6,8	46,24
5	592	22,2	492,84
$\overline{R1}$	569,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	716,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{716,8}{4}} = \sqrt{179,2} = 13,39$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{13,39}{569,8} \times 100\% = 2,35\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,35\% = 97,65\%$$

## 13. Data 13

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	595	7,4	54,76
2	597	9,4	88,36
3	561	-26,6	707,56
4	579	-8,6	73,96
5	606	18,4	338,56
$\overline{R1}$	587,6		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	716,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{716,8}{4}} = \sqrt{179,2} = 13,39$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{13,39}{587,6} \times 100\% = 2,28\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,28\% = 97,72\%$$

## 14. Data 14

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	770	37,8	1428,84
2	715	-17,2	298,84
3	727	-5,2	27,04
4	735	2,8	7,84
5	714	-18,2	331,24
$\overline{R1}$	732,2		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	2090,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{2090,8}{4}} = \sqrt{522,7} = 22,86$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{22,86}{732,2} \times 100\% = 3,12\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 3,12\% = 96,88\%$$

## 15. Data 15

No.	R1	$(R1 - \bar{R1})$	$(R1 - \bar{R1})^2$
1	664	12,8	163,84
2	647	-4,2	17,64
3	636	-15,2	231,04
4	644	-7,2	51,84
5	665	13,8	190,44
$\bar{R1}$	651,2		
$\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2$	654,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{654,8}{4}} = \sqrt{163,7} = 12,79$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{12,79}{651,2} \times 100\% = 1,96\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,96\% = 98,04\%$$

## 16. Data 16

No.	R1	$(R1 - \bar{R1})$	$(R1 - \bar{R1})^2$
1	442	-23,2	538,24
2	478	12,8	163,84
3	466	0,8	0,64
4	471	5,8	33,64
5	469	3,8	14,44
$\bar{R1}$	465,2		
$\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2$	750,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{750,8}{4}} = \sqrt{187,7} = 13,70$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{13,70}{465,2} \times 100\% = 2,95\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,95\% = 97,05\%$$

## 17. Data 17

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	782	0,4	0,16
2	783	1,4	1,96
3	782	0,4	0,16
4	797	15,4	237,16
5	764	-17,6	309,76
$\overline{R1}$	781,6		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	549,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{549,2}{4}} = \sqrt{137,3} = 11,72$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{11,72}{781,6} \times 100\% = 1,50\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,50\% = 98,50\%$$

## 18. Data 18

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1020	13,4	179,56
2	995	-11,6	134,56
3	1019	12,4	153,76
4	1045	38,4	1474,56
5	954	-52,6	2766,76
$\overline{R1}$	1006,6		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	4709,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{4709,2}{4}} = \sqrt{1177,3} = 34,31$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{34,31}{1006,6} \times 100\% = 3,41\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 3,41\% = 96,59\%$$

## 19. Data 19

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1195	57,6	3317,76
2	1113	-24,4	595,36
3	1187	49,6	2460,16
4	1065	-72,4	5241,76
5	1127	-10,4	108,16
$\overline{R1}$	1137,4		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	11723,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{11723,2}{4}} = \sqrt{2930,8} = 54,14$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{54,14}{1137,4} \times 100\% = 4,76\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 4,76\% = 95,24\%$$

## 20. Data 20

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	566	-38,6	1489,96
2	565	-39,6	1568,16
3	605	0,4	0,16
4	617	12,4	153,76
5	670	65,4	4277,16
$\overline{R1}$	604,6		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	7489,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{7489,2}{4}} = \sqrt{1872,3} = 43,27$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{43,27}{604,6} \times 100\% = 7,16\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 7,16\% = 92,84\%$$



## 21. Data 21

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	713	33,4	1115,56
2	669	-10,6	112,36
3	709	29,4	864,36
4	645	-34,6	1197,16
5	662	-17,6	309,76
$\overline{R1}$	679,6		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	3599,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{3599,2}{4}} = \sqrt{899,8} = 29,10$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{29,10}{679,6} \times 100\% = 4,41\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 4,41\% = 95,59\%$$

## 22. Data 22

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1078	31,2	973,44
2	1056	9,2	84,64
3	1005	-41,8	1747,24
4	1082	35,2	1239,04
5	1013	-33,8	1142,44
$\overline{R1}$	1046,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	5186,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{5186,8}{4}} = \sqrt{1296,7} = 36,01$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{36,01}{1046,8} \times 100\% = 3,44\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 3,44\% = 96,56\%$$

## 23. Data 23

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	771	79	6241
2	687	-5	25
3	662	-30	900
4	670	-22	484
5	670	-22	484
$\overline{R1}$	692		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	8134		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{8134}{4}} = \sqrt{2033,5} = 45,09$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{45,09}{692} \times 100\% = 6,52\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 6,52\% = 93,48\%$$

## 24. Data 24

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	765	70,6	4984,36
2	578	-116,4	13548,96
3	749	54,6	2981,16
4	743	48,6	2361,96
5	637	-57,4	3294,76
$\overline{R1}$	694,4		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	27171,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{27171,2}{4}} = \sqrt{6792,8} = 82,42$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{82,42}{694,4} \times 100\% = 11,87\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 11,87\% = 88,13\%$$

## 25. Data 25

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	817	-19,6	384,16
2	814	-22,6	510,76
3	852	15,4	237,16
4	817	-19,6	384,16
5	883	46,4	2152,96
$\overline{R1}$	836,6		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	3669,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{3669,2}{4}} = \sqrt{917,3} = 30,29$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{30,29}{836,6} \times 100\% = 3,62\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 3,62\% = 96,38\%$$

## 26. Data 26

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	520	-86,4	7464,96
2	643	36,6	1339,56
3	664	57,6	3317,76
4	592	-14,4	207,36
5	613	6,6	43,56
$\overline{R1}$	606,4		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	12373,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{12373,2}{4}} = \sqrt{3093,3} = 55,62$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{55,62}{606,4} \times 100\% = 9,17\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 9,17\% = 90,83\%$$

## 27. Data 27

No.	R1	$(R1 - \bar{R1})$	$(R1 - \bar{R1})^2$
1	902	83,4	6955,56
2	836	17,4	302,76
3	795	-23,6	556,96
4	818	-0,6	0,36
5	742	-76,6	5867,56
$\bar{R1}$	818,6		
$\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2$	13683,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{13683,2}{4}} = \sqrt{3420,8} = 58,89$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{58,89}{818,6} \times 100\% = 7,14\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 7,14\% = 92,86\%$$

## 28. Data 28

No.	R1	$(R1 - \bar{R1})$	$(R1 - \bar{R1})^2$
1	988	157	24649
2	804	-27	729
3	777	-54	2916
4	794	-37	1369
5	792	-39	1521
$\bar{R1}$	831		
$\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2$	31184		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \bar{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{31184}{4}} = \sqrt{7796} = 88,29$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{88,29}{831} \times 100\% = 10,63\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 10,63\% = 89,37\%$$

## 29. Data 29

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1120	21,2	449,44
2	1016	-82,8	6855,84
3	1117	18,2	331,24
4	1129	30,2	912,04
5	1112	13,2	174,24
$\overline{R1}$	1098,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	8722,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{8722,8}{4}} = \sqrt{2180,7} = 46,70$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{46,70}{1098,8} \times 100\% = 4,25\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 4,25\% = 95,75\%$$

## 30. Data 30

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1487	89,2	7956,64
2	1372	-25,8	665,64
3	1380	-17,8	316,84
4	1378	-19,8	392,04
5	1372	-25,8	665,64
$\overline{R1}$	1397,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	9996,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{9996,8}{4}} = \sqrt{2499,2} = 49,99$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{49,99}{1397,8} \times 100\% = 3,58\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 3,58\% = 96,42\%$$

## 31. Data 31

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1355	4,2	17,64
2	1342	-8,8	77,44
3	1353	2,2	4,84
4	1349	-1,8	3,24
5	1355	4,2	17,64
$\overline{R1}$	1350,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	120,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{120,8}{4}} = \sqrt{30,2} = 5,50$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{5,50}{1350,8} \times 100\% = 0,41\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 0,41\% = 99,59\%$$

## 32. Data 32

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	529	-6	36
2	537	2	4
3	535	0	0
4	539	4	16
5	535	0	0
$\overline{R1}$	535		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	56		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{56}{4}} = \sqrt{14} = 3,74$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{3,74}{535} \times 100\% = 0,70\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 0,70\% = 99,30\%$$

## 33. Data 33

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1183	2,2	4,84
2	1175	-5,8	33,64
3	1185	4,2	17,64
4	1183	2,2	4,84
5	1178	-2,8	7,84
$\overline{R1}$	1180,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	68,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{68,8}{4}} = \sqrt{17,2} = 4,15$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{4,15}{1180,8} \times 100\% = 0,35\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 0,35\% = 99,65\%$$

## 34. Data 34

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	1041	46,6	2171,56
2	982	-12,4	153,76
3	985	-9,4	88,36
4	989	-5,4	29,16
5	975	-19,4	376,36
$\overline{R1}$	994,4		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	2819,2		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{2819,2}{4}} = \sqrt{704,8} = 26,55$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{\overline{R1}} \times 100\% = \frac{26,55}{994,4} \times 100\% = 2,67\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,67\% = 97,33\%$$

## 35. Data 35

No.	R1	$(R1 - \overline{R1})$	$(R1 - \overline{R1})^2$
1	824	-7,8	60,84
2	831	-0,8	0,64
3	832	0,2	0,04
4	838	6,2	38,44
5	834	2,2	4,84
$\overline{R1}$	831,8		
$\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2$	104,8		

$$\Delta R1 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R1 - \overline{R1})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{104,8}{4}} = \sqrt{26,2} = 5,12$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R1}{R1} \times 100\% = \frac{5,12}{831,8} \times 100\% = 0,62\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 0,62\% = 99,38\%$$

**B. Perhitungan Standar Deviasi Alat untuk Nilai R2 (mV)**

## 1. Data 1

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	462	-13,4	179,56
2	430	-18,6	345,96
3	481	32,4	1049,76
4	433	-15,6	243,36
5	437	-11,6	134,56
$\overline{R2}$	448,6		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	1953,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{1953,2}{4}} = \sqrt{488,3} = 22,10$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{22,10}{448,6} \times 100\% = 4,93\%$$



$$\text{Ketelitian} = 100\% - \text{KesalahanRelatif} = 100\% - 4,93\% = 95,07\%$$

## 2. Data 2

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	783	-12,2	148,84
2	790	-5,2	27,04
3	806	10,8	116,64
4	794	-1,2	1,44
5	803	7,8	60,84
$\overline{R2}$	795,2		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	354,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{354,8}{4}} = \sqrt{88,7} = 9,42$$

$$\text{KesalahanRelatif} = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{9,42}{795,2} \times 100\% = 1,18\%$$

$$\text{Ketelitian} = 100\% - \text{KesalahanRelatif} = 100\% - 1,18\% = 98,82\%$$

## 3. Data 3

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	344	6,8	46,24
2	324	-13,2	174,24
3	343	5,8	33,64
4	340	2,8	7,84
5	335	-2,2	4,84
$\overline{R2}$	337,2		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	266,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{266,8}{4}} = \sqrt{66,7} = 8,17$$

$$\text{KesalahanRelatif} = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{8,17}{337,2} \times 100\% = 2,42\%$$

$$\text{Ketelitian} = 100\% - \text{KesalahanRelatif} = 100\% - 2,42\% = 97,58\%$$

## 4. Data 4

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	460	29,4	864,36
2	425	-5,6	31,36
3	407	-23,6	556,96
4	445	14,4	207,36
5	416	-14,6	213,16
$\overline{R2}$	430,6		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	1878,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{1878,2}{4}} = \sqrt{469,55} = 21,67$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{21,67}{430,6} \times 100\% = 5,03\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 5,03\% = 94,97\%$$

## 5. Data 5

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	318	119,6	14304,16
2	153	-45,4	2061,16
3	160	-38,4	1474,56
4	162	-36,4	1324,96
5	199	0,6	0,36
$\overline{R2}$	198,4		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	19165,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{19165,2}{4}} = \sqrt{4791,3} = 69,22$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{69,22}{198,4} \times 100\% = 34,89\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 34,89\% = 65,11\%$$

## 6. Data 6

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	263	-5,6	31,36
2	264	-4,6	21,16
3	291	22,4	501,76
4	263	-5,6	31,36
5	262	-6,6	43,56
$\overline{R2}$	268,6		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	629,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{629,2}{4}} = \sqrt{157,3} = 12,54$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{\overline{R2}} \times 100\% = \frac{12,54}{268,6} \times 100\% = 4,67\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 4,67\% = 95,33\%$$

## 7. Data 7

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	435	8	64
2	425	-2	4
3	416	-11	121
4	428	1	1
5	431	4	16
$\overline{R2}$	427		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	206		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{206}{4}} = \sqrt{51,5} = 7,18$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{\overline{R2}} \times 100\% = \frac{7,18}{427} \times 100\% = 1,68\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,68\% = 98,32\%$$

## 8. Data 8

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	214	-1	1
2	219	4	16
3	213	-2	4
4	211	-4	16
5	218	3	9
$\overline{R2}$	215		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	46		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{46}{4}} = \sqrt{11,5} = 3,39$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{3,39}{215} \times 100\% = 1,58\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,58\% = 98,42\%$$

## 9. Data 9

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	459	5	25
2	461	7	49
3	445	-9	81
4	462	8	64
5	443	-11	121
$\overline{R2}$	454		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	340		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{340}{4}} = \sqrt{85} = 9,22$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{9,22}{454} \times 100\% = 2,03\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,03\% = 97,97\%$$

## 10. Data 10

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	380	-55,6	3091,36
2	368	-67,6	4569,76
3	660	224,4	50355,36
4	392	-43,6	1900,96
5	378	-57,6	3317,76
$\overline{R2}$	435,6		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	63235,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{63235,2}{4}} = \sqrt{15808,8} = 125,73$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{125,73}{435,6} \times 100\% = 28,86\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 28,86\% = 71,14\%$$

## 11. Data 11

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	320	-3,6	12,96
2	324	0,4	0,16
3	320	-3,6	12,96
4	321	-2,6	6,76
5	333	9,4	88,36
$\overline{R2}$	323,6		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	121,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{121,2}{4}} = \sqrt{30,3} = 5,50$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{5,50}{323,6} \times 100\% = 1,70\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,70\% = 98,30\%$$

## 12. Data 12

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	302	4	16
2	288	-10	100
3	294	-4	16
4	295	-3	9
5	311	13	169
$\overline{R2}$	298		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	310		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{310}{4}} = \sqrt{77,5} = 8,80$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{\overline{R2}} \times 100\% = \frac{8,80}{298} \times 100\% = 2,95\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,95\% = 97,05\%$$

## 13. Data 13

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	297	4,6	21,16
2	293	0,6	0,36
3	286	-6,4	40,96
4	286	-6,4	40,96
5	300	7,6	57,76
$\overline{R2}$	292,4		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	161,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{161,2}{4}} = \sqrt{40,3} = 6,35$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{\overline{R2}} \times 100\% = \frac{6,35}{292,4} \times 100\% = 2,17\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,17\% = 97,83\%$$

## 14. Data 14

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	428	12,4	153,76
2	410	-5,6	31,36
3	415	-0,6	0,36
4	415	-0,6	0,36
5	410	-5,6	31,36
$\overline{R2}$	415,6		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	217,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{217,2}{4}} = \sqrt{54,3} = 7,37$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{7,37}{415,6} \times 100\% = 1,77\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,77\% = 98,23\%$$

## 15. Data 15

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	327	8	64
2	327	8	64
3	314	-5	25
4	315	-4	16
5	312	-7	49
$\overline{R2}$	319		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	218		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{218}{4}} = \sqrt{54,5} = 7,38$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{7,38}{319} \times 100\% = 2,31\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,31\% = 97,69\%$$

## 16. Data 16

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	224	-5,2	67,24
2	230	-2,2	4,84
3	233	0,8	0,64
4	238	5,5	33,64
5	236	3,5	14,44
$\overline{R2}$	232,2		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	120,5		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{120,5}{4}} = \sqrt{30,13} = 5,49$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{5,49}{232,2} \times 100\% = 2,36\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,36\% = 97,64\%$$

## 17. Data 17

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	387	-0,8	0,64
2	386	-1,8	3,24
3	387	-0,8	0,64
4	395	7,2	51,84
5	384	-3,8	14,44
$\overline{R2}$	387,8		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	70,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{70,8}{4}} = \sqrt{17,70} = 4,21$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{4,21}{387,8} \times 100\% = 1,08\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,08\% = 98,92\%$$



## 18. Data 18

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	540	-2,4	5,76
2	537	-5,4	29,16
3	557	14,6	213,16
4	558	15,6	243,36
5	520	-22,4	501,76
$\overline{R2}$	542,4		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	993,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{993,2}{4}} = \sqrt{248,3} = 15,76$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{15,76}{542,4} \times 100\% = 2,91\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,91\% = 97,09\%$$

## 19. Data 19

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	535	31,8	1011,24
2	491	-12,2	148,84
3	517	13,8	190,44
4	480	-23,2	538,24
5	493	-10,2	104,04
$\overline{R2}$	503,2		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	1992,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{1992,8}{4}} = \sqrt{498,2} = 22,32$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{22,32}{503,2} \times 100\% = 4,44\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 4,44\% = 95,56\%$$

## 20. Data 20

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	239	-17	289
2	244	-12	144
3	256	0	0
4	261	5	25
5	280	24	576
$\overline{R2}$	256		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	1034		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{1034}{4}} = \sqrt{258,5} = 16,08$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{16,08}{256} \times 100\% = 6,28\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 6,28\% = 93,72\%$$

## 21. Data 21

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	285	11	121
2	270	-4	16
3	285	11	121
4	257	-17	289
5	273	-1	1
$\overline{R2}$	274		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	548		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{548}{4}} = \sqrt{137} = 11,70$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{11,70}{274} \times 100\% = 4,27\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 4,27\% = 95,73\%$$

## 22. Data 22

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	483	-6	36
2	498	9	81
3	482	-7	49
4	504	15	225
5	478	-11	121
$\overline{R2}$	489		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	512		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{512}{4}} = \sqrt{128} = 11,31$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{11,31}{489} \times 100\% = 2,31\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,31\% = 97,69\%$$

## 23. Data 23

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	318	57,8	3340,84
2	266	5,8	33,64
3	255	-5,2	27,04
4	260	-0,2	0,04
5	202	-58,2	3387,24
$\overline{R2}$	260,2		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	6788,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{6788,8}{4}} = \sqrt{1697,2} = 41,20$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{41,20}{260,2} \times 100\% = 15,83\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 15,83\% = 84,17\%$$

## 24. Data 24

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	311	22,2	492,84
2	247	-41,8	1747,24
3	311	22,2	492,84
4	308	19,2	368,64
5	267	-21,8	475,24
$\overline{R2}$	288,8		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	3576,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{3576,8}{4}} = \sqrt{894,2} = 29,90$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{29,90}{288,8} \times 100\% = 10,35\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 10,35\% = 89,65\%$$

## 25. Data 25

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	520	-7,6	57,76
2	517	-10,6	112,36
3	535	7,4	54,76
4	522	-5,6	31,36
5	544	16,4	268,96
$\overline{R2}$	527,6		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	552,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{552,2}{4}} = \sqrt{131,3} = 11,46$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{11,46}{527,6} \times 100\% = 2,17\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,17\% = 97,83\%$$

## 26. Data 26

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	251	-23	529
2	296	22	484
3	293	19	361
4	258	-16	256
5	272	-2	4
$\overline{R2}$	274		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	1634		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{1634}{4}} = \sqrt{408,5} = 20,21$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{\overline{R2}} \times 100\% = \frac{20,21}{274} \times 100\% = 7,38\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 7,38\% = 92,62\%$$

## 27. Data 27

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	459	30,8	948,64
2	436	7,8	60,84
3	420	-8,2	67,24
4	426	-2,2	4,84
5	400	28,2	795,24
$\overline{R2}$	428,2		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	1876,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{1876,8}{4}} = \sqrt{469,2} = 21,66$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{\overline{R2}} \times 100\% = \frac{21,66}{428,2} \times 100\% = 5,06\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 5,06\% = 94,94\%$$

## 28. Data 28

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	586	116,2	13502,44
2	445	-24,8	615,04
3	429	-40,8	1664,64
4	440	-29,8	888,04
5	449	20,8	432,64
$\overline{R2}$	469,8		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	17102,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{17102,8}{4}} = \sqrt{4275,7} = 65,39$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{65,39}{469,8} \times 100\% = 13,92\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 13,92\% = 86,08\%$$

## 29. Data 29

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	485	6	36
2	462	-17	289
3	483	4	16
4	492	13	169
5	473	-6	36
$\overline{R2}$	479		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	546		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{546}{4}} = \sqrt{136,5} = 11,68$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{11,68}{479} \times 100\% = 2,44\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,44\% = 97,56\%$$

## 30. Data 30

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	675	55,6	3091,36
2	596	-23,4	547,56
3	623	3,6	12,96
4	605	-14,4	207,36
5	598	-21,4	457,96
$\overline{R2}$	619,4		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	4317,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{4317,2}{4}} = \sqrt{1079,3} = 32,85$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{32,85}{619,4} \times 100\% = 5,30\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 5,30\% = 94,70\%$$

## 31. Data 31

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	748	3,8	14,44
2	738	-6,2	38,44
3	743	-1,2	1,44
4	741	-3,2	10,24
5	751	6,8	46,24
$\overline{R2}$	744,2		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	110,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{110,8}{4}} = \sqrt{27,70} = 5,26$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{5,26}{744,2} \times 100\% = 0,71\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 0,71\% = 99,29\%$$

## 32. Data 32

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	278	-6,6	43,56
2	289	4,4	19,36
3	283	-1,6	2,56
4	288	3,4	11,56
5	285	0,4	0,16
$\overline{R2}$	284,6		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	77,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{77,2}{4}} = \sqrt{19,3} = 4,39$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{\overline{R2}} \times 100\% = \frac{4,39}{284,6} \times 100\% = 1,54\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,54\% = 98,46\%$$

## 33. Data 33

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	682	0	0
2	677	-5	25
3	689	7	49
4	682	0	0
5	680	-2	4
$\overline{R2}$	682		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	78		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{78}{4}} = \sqrt{19,5} = 4,42$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{\overline{R2}} \times 100\% = \frac{4,42}{682} \times 100\% = 0,65\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 0,65\% = 99,35\%$$



## 34. Data 34

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	511	20,6	424,36
2	487	-3,4	11,56
3	482	-8,4	70,56
4	491	0,6	0,36
5	481	-9,4	88,36
$\overline{R2}$	490,4		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	595,2		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{595,2}{4}} = \sqrt{148,80} = 12,20$$

$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{12,20}{490,4} \times 100\% = 2,89\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 2,89\% = 97,11\%$$

## 35. Data 35

No.	R2	$(R2 - \overline{R2})$	$(R2 - \overline{R2})^2$
1	411	-12,8	163,84
2	423	-0,8	0,64
3	426	2,2	4,84
4	431	7,2	51,84
5	428	4,2	17,64
$\overline{R2}$	423,8		
$\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2$	238,8		

$$\Delta R2 = \sqrt{\frac{\sum_i^n (R2 - \overline{R2})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{238,8}{4}} = \sqrt{59,7} = 7,73$$

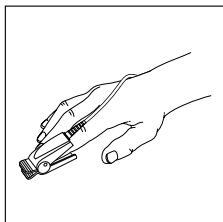
$$KesalahanRelatif = \frac{\Delta R2}{R2} \times 100\% = \frac{7,73}{423,8} \times 100\% = 1,82\%$$

$$Ketelitian = 100\% - KesalahanRelatif = 100\% - 1,82\% = 98,18\%$$

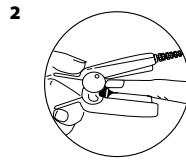
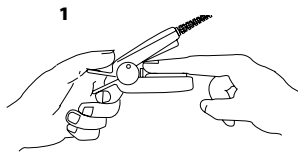
## Lampiran 4. Datasheet *Oxymeter Sensor DS-100A*

# OxiMAX<sup>®</sup> DS-100A Durasensor<sup>®</sup>

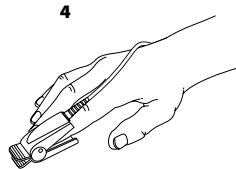
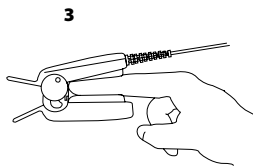
Adult Oxygen Sensor



English	3
Français	6
Deutsch	9
Nederlands	13
Italiano	16
Español	19
Svenska	22
Dansk	25
Norsk	28
Suomi	31
Português	34
Русский	37
中文	41
Polski	44
Česky	47
Slovenian	50
Magyar	53
Ελληνικά	56
Türkçe	59



[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)



[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)

**ENGLISH****OXIMAX®**  
**DS-100A Durasensor**  
Adult Oxygen Sensor**Rx ONLY****Directions for Use**

---

**Indications/Contraindications**

The Nellcor® Durasensor® adult oxygen sensor, model DS-100A, is indicated for use when continuous noninvasive arterial oxygen saturation and pulse rate monitoring are required for patients weighing greater than 40 kg.

The DS-100A is contraindicated for use on active patients or for prolonged use. It is not designed for long-term monitoring. It must be moved every 4 hours (or more often, if indicated by circulatory status and/or skin integrity) and reapplied to a different site. If long-term monitoring is required, use an OxiMAX oxygen sensor (MAX-A, MAX-AL, or MAX-N) or an Oxisensor II® sensor (D-25, D-25L, or N-25), depending on patient age and size, and instrument compatibility.

**Instructions for Use**

Use this sensor only with Nellcor instruments and instruments containing Nellcor oximetry, or with instruments licensed to use Nellcor sensors (Nellcor-compatible instruments). This sensor integrates Nellcor OxiMAX® technology into its design. When connected to an OxiMAX-enabled instrument, this sensor uses OxiMAX technology to provide additional advanced sensor performance features. Consult individual manufacturers for features and compatibility of particular instruments and sensor models.

Reusable sensors may be used on the same site for a maximum of 4 hours, provided the site is inspected routinely to ensure skin integrity and correct positioning. Because individual skin condition affects the ability of the skin to tolerate sensor placement, it may be necessary to change the sensor site more frequently with some patients.

**To apply the DS-100A:**

1. Place an index finger over the sensor window of the DS-100A with the finger tip against the stop. **(1)**
2. If the fingernail is long, the nail tip will extend over the finger stop. **(2)**

[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)

3. Spread open the rear tabs of the sensor to provide even force over the length of the pads. Check the position of the sensor. If an index finger cannot be positioned correctly, or is not available, a smaller finger can be used, or use an OxiMAX or an Oxisensor II oxygen sensor. Do not use the DS-100A on a thumb or toe or across a child's hand or foot. **(3)**

**Note:** When selecting a sensor site, priority should be given to an extremity free of an arterial catheter, blood pressure cuff, or intravascular infusion line.

4. The sensor should be oriented in such a way that the cable is positioned along the top of the hand. **(4)**
5. Plug the DS-100A into the oximeter and verify proper operation as described in the oximeter operator's manual.

**Note:** If the sensor does not track the pulse reliably, it may be incorrectly positioned—or the sensor site may be too thick, thin, or deeply pigmented, or otherwise deeply colored (for example, as a result of externally applied coloring such as nail polish, dye, or pigmented cream) to permit appropriate light transmission. If any of these situations occurs, reposition the sensor or choose an alternate Nellcor sensor for use on a different site.

### Cleaning

The DS-100A may be surface-cleaned by wiping it with a solution such as 70% isopropyl alcohol. If low-level disinfection is required, use a 1:10 bleach solution. Do not use undiluted bleach (5%~5.25% sodium hypochlorite) or any cleaning solution other than those recommended here because permanent damage to the sensor could occur.

**CAUTION:** Do not expose connector pins to cleaning solution as this may damage the sensor.

#### To clean or disinfect the sensor:

1. Saturate a clean, dry gauze pad with the cleaning solution. Wipe all surfaces of the sensor and cable with this gauze pad.
2. Saturate another clean, dry gauze pad with sterile or distilled water. Wipe all surfaces of the sensor and cable with this gauze pad.
3. Dry the sensor and cable by wiping all surfaces with a clean, dry gauze pad.

### CAUTIONS

1. Do not sterilize by irradiation, steam, or ethylene oxide. Such sterilization could damage the sensor.
2. Failure to apply the DS-100A properly may cause incorrect measurements.
3. Using the DS-100A in the presence of bright lights may result in inaccurate measurements. In such cases, cover the sensor site with an opaque material.
4. Reusable sensors must be moved to a new site at least every 4 hours. Because individual skin condition affects the ability of the skin to tolerate sensor placement, it may be necessary to change the sensor site more frequently with some patients. If skin integrity changes, move the sensor to another site.

[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)

5. Intravascular dyes or externally applied coloring such as nail polish, dye, or pigmented cream, may lead to inaccurate measurements.
6. The performance of the DS-100A is compromised by motion.
7. Do not apply tape to secure the sensor in place or to tape it shut; venous pulsations may lead to inaccurate saturation measurements.
8. As with all medical equipment, carefully route cables to reduce the possibility of patient entanglement or strangulation.
9. Do not use the DS-100A or other oximetry sensors during MRI scanning. Conducted current may cause burns. Also, the DS-100A may affect the MRI image, and the MRI unit may affect the accuracy of oximetry measurements.
10. Do not alter or modify the DS-100A. Alterations or modifications may affect performance or accuracy.

If you have questions regarding any of this information, contact Nellcor's Technical Services Department, or your local Nellcor representative.

### **Warranty**

To obtain information about a warranty, if any, for this product, contact Nellcor's Technical Services Department, or your local Nellcor representative.

### **Accuracy Specifications**

For the accuracy specification range when used with Nellcor monitors, refer to information provided with the monitor, or (in the U.S.), contact Nellcor's Technical Services Department. Outside the U.S., contact your local Nellcor representative.

For the accuracy specification range when used with a monitor other than those manufactured by Nellcor, consult the information provided by the manufacturer of that instrument.

**Note:** Refer to the instrument operator's manual for complete instructions for use of the sensor with that monitor.

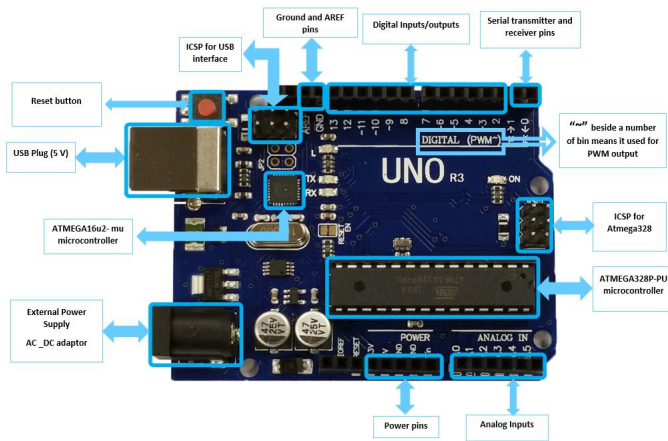
This sensor is sold under the following U.S. Patents and foreign equivalents: 6,708,049; 6,591,123; and 4,685,464.

© 2005 Nellcor Puritan Bennett Inc. All rights reserved.

## Lampiran 5. Datasheet Arduino Uno R3



### Arduino Uno R3



#### INTRODUCTION

Arduino is used for building different types of electronic circuits easily using of both a physical programmable circuit board usually microcontroller and piece of code running on computer with USB connection between the computer and Arduino.

Programming language used in Arduino is just a simplified version of C++ that can easily replace thousands of wires with words.

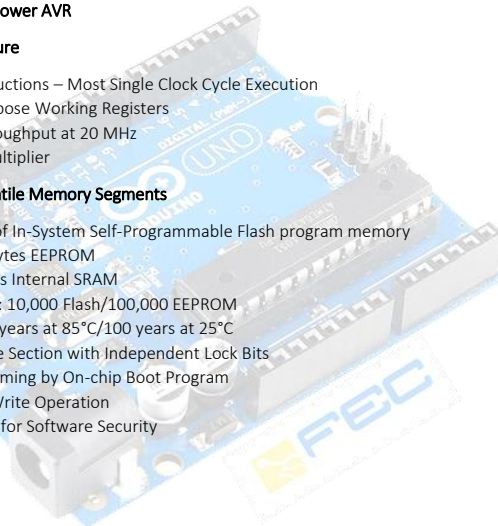


## ARDUINO UNO-R3 PHYSICAL COMPONENTS

### ATMEGA328P-PU microcontroller

The most important element in Arduino Uno R3 is ATMEGA328P-PU is an 8-bit Microcontroller with flash memory reach to 32k bytes. It's features as follow:

- **High Performance, Low Power AVR**
- **Advanced RISC Architecture**
  - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- **High Endurance Non-volatile Memory Segments**
  - 4/8/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory
  - 256/512/512/1K Bytes EEPROM
  - 512/1K/1K/2K Bytes Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
  - In-System Programming by On-chip Boot Program
  - True Read-While-Write Operation
  - Programming Lock for Software Security
- **Peripheral Features**
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
  - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Six PWM Channels
  - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
  - Temperature Measurement
  - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
  - Temperature Measurement
  - Programmable Serial USART







- Master/Slave SPI Serial Interface
- Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I2 C compatible)
- Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
- On-chip Analog Comparator
- Interrupt and Wake-up on Pin Change

• **Special Microcontroller Features**

- Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
- Internal Calibrated Oscillator
- External and Internal Interrupt Sources
- Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby

• **I/O and Packages**

- 23 Programmable I/O Lines
- 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF

• **Operating Voltage:**

- 1.8 - 5.5V

• **Temperature Range:**

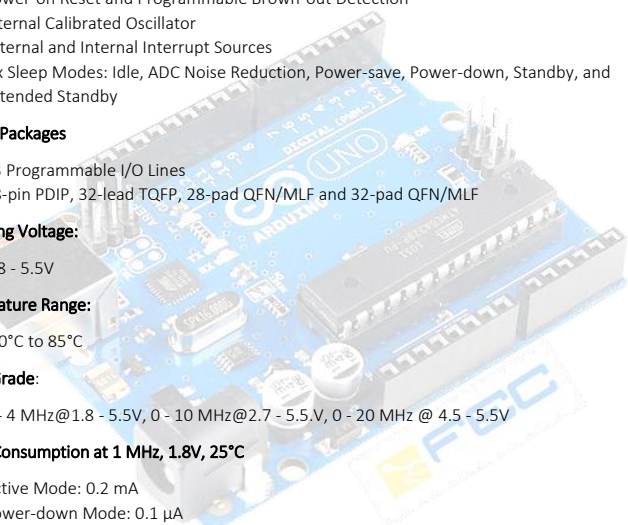
- -40°C to 85°C

• **Speed Grade:**

- 0 - 4 MHz@1.8 - 5.5V, 0 - 10 MHz@2.7 - 5.5V, 0 - 20 MHz @ 4.5 - 5.5V

• **Power Consumption at 1 MHz, 1.8V, 25°C**

- Active Mode: 0.2 mA
- Power-down Mode: 0.1  $\mu$ A
- Power-save Mode: 0.75  $\mu$ A (Including 32 kHz RTC)





- **Pin configuration**

(PCINT14/RESET) PC6	1	28	PC5 (ADC5/SCL/PCINT13)
(PCINT16/RXD) PD0	2	27	PC4 (ADC4/SDA/PCINT12)
(PCINT17/TXD) PD1	3	26	PC3 (ADC3/PCINT11)
(PCINT18/INT0) PD2	4	25	PC2 (ADC2/PCINT10)
(PCINT19/OC2B/INT1) PD3	5	24	PC1 (ADC1/PCINT9)
(PCINT20/XCK/T0) PD4	6	23	PC0 (ADC0/PCINT8)
VCC	7	22	GND
GND	8	21	AREF
(PCINT6/XTAL1/TOSC1) PB6	9	20	AVCC
(PCINT7/XTAL2/TOSC2) PB7	10	19	PB5 (SCK/PCINT5)
(PCINT21/OC0B/T1) PD5	11	18	PB4 (MISO/PCINT4)
(PCINT22/OC0A/AIN0) PD6	12	17	PB3 (MOSI/OC2A/PCINT3)
(PCINT23/AIN1) PD7	13	16	PB2 ( $\overline{SS}$ /OC1B/PCINT2)
(PCINT0/CLKO/ICP1) PB0	14	15	PB1 (OC1A/PCINT1)

### ATMEGA16u2- mu microcontroller

Is a 8-bit microcontroller used as USB driver in Arduino uno R3 it's features as follow:

- **High Performance, Low Power AVR**

- **Advanced RISC Architecture**

- 125 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
- 32 x 8 General Purpose Working Registers
- Fully Static Operation
- Up to 16 MIPS Throughput at 16 MHz

- **Non-volatile Program and Data Memories**

- 8K/16K/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash
- 512/512/1024 EEPROM
- 512/512/1024 Internal SRAM
- Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/ 100,000 EEPROM
- Data retention: 20 years at 85°C/ 100 years at 25°C



- Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
- In-System Programming by on-chip Boot Program hardware-activated after reset
- Programming Lock for Software Security

- **USB 2.0 Full-speed Device Module with Interrupt on Transfer Completion**

- Complies fully with Universal Serial Bus Specification REV 2.0
- 48 MHz PLL for Full-speed Bus Operation: data transfer rates at 12 Mbit/s
- Fully independent 176 bytes USB DPRAM for endpoint memory allocation
- Endpoint 0 for Control Transfers: from 8 up to 64-bytes
- 4 Programmable Endpoints:
  - IN or Out Directions
  - Bulk, Interrupt and Isochronous Transfers
  - Programmable maximum packet size from 8 to 64 bytes
  - Programmable single or double buffer
- Suspend/Resume Interrupts
- Microcontroller reset on USB Bus Reset without detach
- USB Bus Disconnection on Microcontroller Request

- **Peripheral Features**

- One 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode (two 8-bit PWM channels)
- One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare and Capture Mode (three 8-bit PWM channels)
- USART with SPI master only mode and hardware flow control (RTS/CTS)
- Master/Slave SPI Serial Interface
- Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
- On-chip Analog Comparator
- Interrupt and Wake-up on Pin Change

- **On Chip Debug Interface (debug WIRE)**

- **Special Microcontroller Features**

- Power-On Reset and Programmable Brown-out Detection
- Internal Calibrated Oscillator
- External and Internal Interrupt Sources
- Five Sleep Modes: Idle, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby

- **I/O and Packages**

- 22 Programmable I/O Lines
- QFN32 (5x5mm) / TQFP32 packages



- **Operating Voltages**

- 2.7 - 5.5V

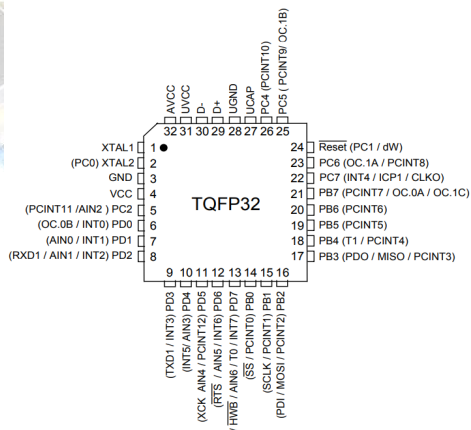
- **Operating temperature**

- Industrial (-40°C to +85°C)

- **Maximum Frequency**

- 8 MHz at 2.7V - Industrial range
  - 16 MHz at 4.5V - Industrial range

- **Pin configuration**





## OTHER ARDUINO UNO R3 PARTS

### Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using `pinMode()`, `digitalWrite()`, and `digitalRead()` functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 k Ohms. In addition, some pins have specialized functions:

- Serial: 0 (RX) and 1 (TX). Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip.
- External Interrupts: 2 and 3. These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value.
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11. Provide 8-bit PWM output with the `analogWrite()` function.
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). These pins support SPI communication using the SPI library.
- LED: 13. There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.

The Uno has 6 analog inputs, labeled A0 through A5, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the `analogReference()` function. Additionally, some pins have specialized functionality:

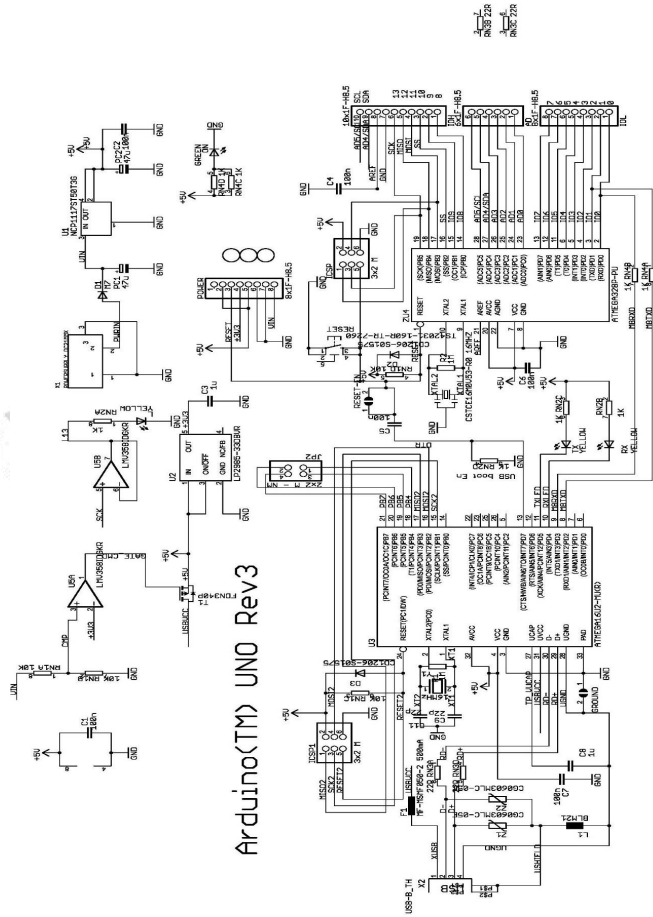
- TWI: A4 or SDA pin and A5 or SCL pin. Support TWI communication using the Wire library.

There are a couple of other pins on the board:

- AREF: Reference voltage for the analog inputs. Used with `analogReference()`.
- Reset: Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.



### ARDUINO UNO R3 SCHEMATIC DIAGRAM

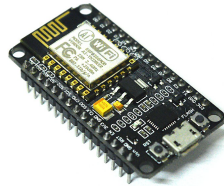


## Lampiran 6. Datasheet NodeMCU 8266

### Internet of Things

#### NodeMCU ESP8266 ESP-12E WiFi Development Board

NodeMCU is an open source IoT platform. It includes firmware which runs on the ESP8266 Wi-Fi SoC from Espressif Systems, and hardware which is based on the ESP-12 module. The term "NodeMCU" by default refers to the firmware rather than the DevKit. The firmware uses the Lua scripting language. It is based on the eLua project, and built on the Espressif Non-OS SDK for ESP8266. It uses many open source projects, such as lua-cjson, and spiffs.



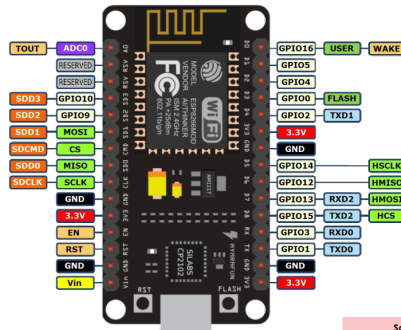
#### Features

- ▶ Version : DevKit v1.0
- ▶ Breadboard Friendly
- ▶ Light Weight and small size.
- ▶ 3.3V operated, can be USB powered.
- ▶ Uses wireless protocol 802.11b/g/n.
- ▶ Built-in wireless connectivity capabilities.
- ▶ Built-in PCB antenna on the ESP-12E chip.
- ▶ Capable of PWM, I2C, SPI, UART, 1-wire, 1 analog pin.
- ▶ Arduino CP2102 USB Serial Communication interface module.
- ▶ Arduino IDE compatible (extension board manager required).
- ▶ Supports Lua (alike node.js) and Arduino C programming language.



#### PINOUT DIAGRAM

##### NodeMCU ESP8266 v1.0



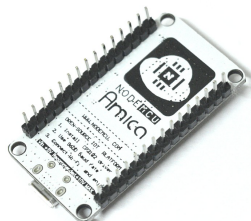
Source  
<https://iobbytes.wordpress.com/nodemcu-pinout/>

**Safety Precaution**  
 All GPIO runs at 3.3V !!

## NodeMCU ESP8266



Front View



Front View

### Specifications of ESP-12E WiFi Module

<b>Wireless Standard</b>	IEEE 802.11 b/g/n
<b>Frequency Range</b>	2.412 - 2.484 GHz
<b>Power Transmission</b>	802.11b : +16 ± 2 dBm (at 11 Mbps) 802.11g : +14 ± 2 dBm (at 54 Mbps) 802.11n : +13 ± 2 dBm (at HT20, MCS7)
<b>Receiving Sensitivity</b>	802.11b : -93 dBm (at 11 Mbps, CCK) 802.11g : -85 dBm (at 54 Mbps, OFDM) 802.11n : -82 dBm (at HT20, MCS7)
<b>Wireless Form</b>	On-board PCB Antenna
<b>IO Capability</b>	UART, I2C, PWM, GPIO, 1 ADC
<b>Electrical Characteristic</b>	3.3 V Operated 15 mA output current per GPIO pin 12 - 200 mA working current Less than 200 uA standby current
<b>Operating Temperature</b>	-40 to +125 °C
<b>Serial Transmission</b>	110 - 921600 bps, TCP Client 5
<b>Wireless Network Type</b>	STA / AP / STA + AP
<b>Security Type</b>	WEP / WPA-PSK / WPA2-PSK
<b>Encryption Type</b>	WEP64 / WEP128 / TKIP / AES
<b>Firmware Upgrade</b>	Local Serial Port, OTA Remote Upgrade
<b>Network Protocol</b>	IPv4, TCP / UDP / FTP / HTTP
<b>User Configuration</b>	AT + Order Set, Web Android / iOS, Smart Link APP

**Disclaimer**  
Information provided in this document are compilation from various online resources. Eintronic Enterprise does not ensure the completeness, accuracy and reliability of the information and do not own any rights on any registered trademarks involved. Information provided should be intended for references only.



# Lampiran 7. Datasheet IC LM358N



DATA SHEET

[www.onsemi.com](http://www.onsemi.com)

## Single Supply Dual Operational Amplifiers

### LM258, LM358, LM358A, LM358E, LM2904, LM2904A, LM2904E, LM2904V, NCV2904

Utilizing the circuit designs perfected for Quad Operational Amplifiers, these dual operational amplifiers feature low power drain, a common mode input voltage range extending to ground/ $V_{EE}$ , and single supply or split supply operation. The LM358 series is equivalent to one-half of an LM324.

These amplifiers have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. They can operate at supply voltages as low as 3.0 V or as high as 32 V, with quiescent currents about one-fifth of those associated with the MC1741 (on a per amplifier basis). The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in many applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

#### Features

- Short Circuit Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V
- Low Input Bias Currents
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Single and Split Supply Operation
- ESD Clamps on the Inputs Increase Ruggedness of the Device without Affecting Operation
- NCV Prefix for Automotive and Other Applications Requiring Unique Site and Control Change Requirements; AEC-Q100 Qualified and PPAP Capable
- These Devices are Pb-Free, Halogen Free/BFR Free and are RoHS Compliant



PDIP-8  
N, AN, VN SUFFIX  
CASE 626

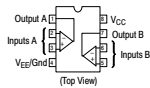


SOIC-8  
D, VD SUFFIX  
CASE 751



Micro8™  
DMR2 SUFFIX  
CASE 846A

#### PIN CONNECTIONS



#### ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information on page 10 of this data sheet.

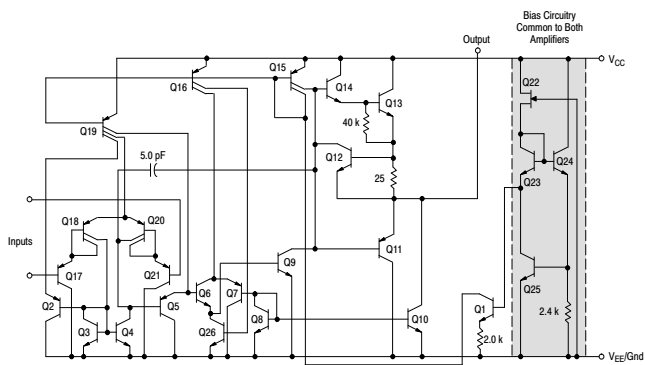
#### DEVICE MARKING INFORMATION

See general marking information in the device marking section on page 11 of this data sheet.

**LM258, LM358, LM358A, LM358E, LM2904, LM2904A, LM2904E, LM2904V, NCV2904**



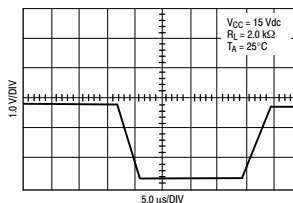
Figure 1.



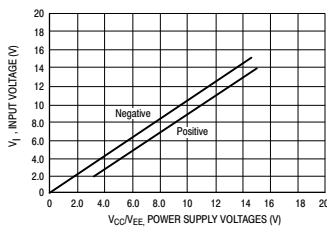
**LM258, LM358, LM358A, LM358E, LM2904, LM2904A, LM2904E, LM2904V, NCV2904**
**CIRCUIT DESCRIPTION**

The LM358 series is made using two internally compensated, two-stage operational amplifiers. The first stage of each consists of differential input devices Q20 and Q18 with input buffer transistors Q21 and Q17 and the differential to single ended converter Q3 and Q4. The first stage performs not only the first stage gain function but also performs the level shifting and transconductance reduction functions. By reducing the transconductance, a smaller compensation capacitor (only 5.0 pF) can be employed, thus saving chip area. The transconductance reduction is accomplished by splitting the collectors of Q20 and Q18. Another feature of this input stage is that the input common mode range can include the negative supply or ground, in single supply operation, without saturating either the input devices or the differential to single-ended converter. The second stage consists of a standard current source load amplifier stage.

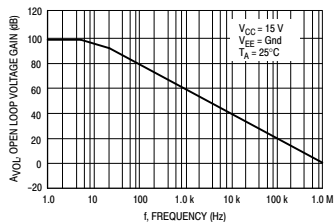
Each amplifier is biased from an internal-voltage regulator which has a low temperature coefficient thus giving each amplifier good temperature characteristics as well as excellent power supply rejection.



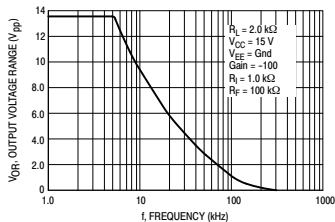
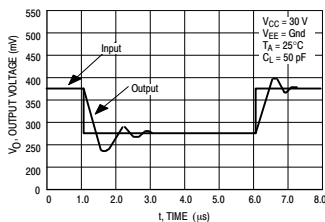
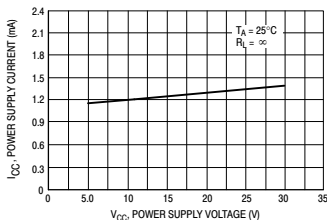
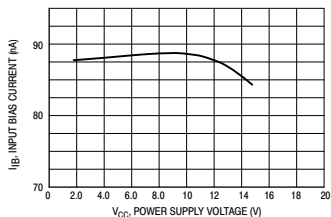
**Figure 3. Large Signal Voltage Follower Response**



**Figure 4. Input Voltage Range**



**Figure 5. Large-Signal Open Loop Voltage Gain**

**LM258, LM358, LM358A, LM358E, LM2904, LM2904A, LM2904E, LM2904V, NCV2904**

**Figure 6. Large-Signal Frequency Response**

**Figure 7. Small Signal Voltage Follower Pulse Response (Noninverting)**

**Figure 8. Power Supply Current versus Power Supply Voltage**

**Figure 9. Input Bias Current versus Supply Voltage**

LM258, LM358, LM358A, LM358E, LM2904, LM2904A, LM2904E, LM2904V, NCV2904

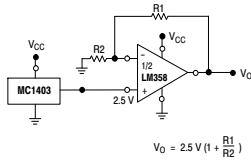


Figure 10. Voltage Reference

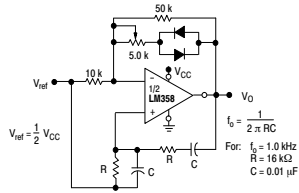


Figure 11. Wien Bridge Oscillator

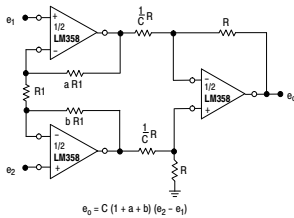


Figure 12. High Impedance Differential Amplifier

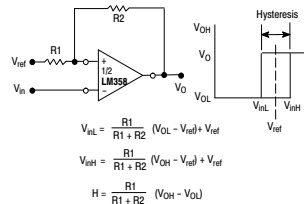


Figure 13. Comparator with Hysteresis

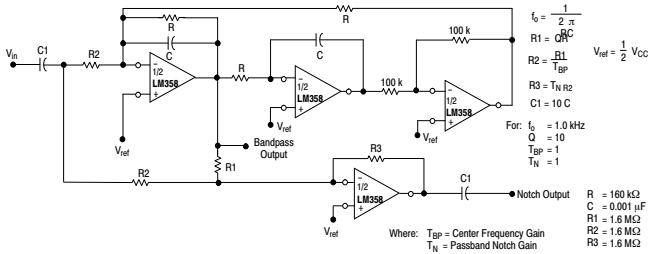


Figure 14. Bi-Quad Filter

LM258, LM358, LM358A, LM358E, LM2904, LM2904A, LM2904E, LM2904V, NCV2904

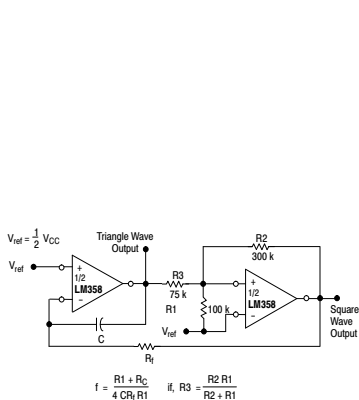
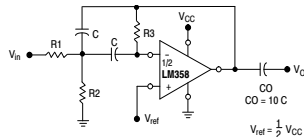


Figure 15. Function Generator



Given:  $f_0$  = center frequency  
 $A(f_0)$  = gain at center frequency

Choose value  $f_0, C$

Then:  $R3 = \frac{Q}{\pi f_0 C}$

$R1 = \frac{R3}{2 A(f_0)}$

$R2 = \frac{R1 R3}{4Q^2 R1 - R3}$

For less than 10% error from operational amplifier.  $\frac{Q_c f_0}{BW} < 0.1$

Where  $f_0$  and BW are expressed in Hz.

If source impedance varies, filter may be preceded with voltage follower buffer to stabilize filter parameters.

Figure 16. Multiple Feedback Bandpass Filter

## Lampiran 8. Dokumentasi Alat Deteksi Kadar Kolesterol dalam Darah dan Pengujian Lapangan

### A. Gambar Alat Tampak Atas



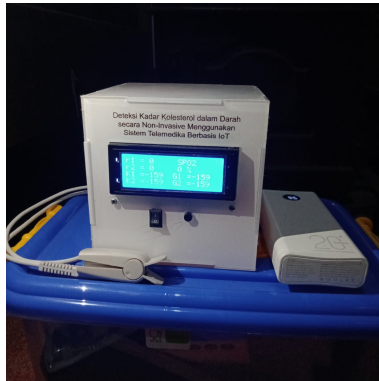
Gambar 0.1. Alat Tampak Atas

### B. Gambar Alat Tampak Samping



Gambar 0.2. Alat Tampak Samping

### C. Gambar Alat Tampak Depan



Gambar 0.3. Alat Tampak Depan

### D. Gambar Alat Tampak Belakang



Gambar 0.4. Alat Tampak Belakang



## E. Data Real Time dalam Bentuk Excell

### 1. Data Real Time R1 (mV)

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q
1	FALSE	0.0															
2	2021-11-02 11:04:00	297.0															
3	2021-11-02 11:05:00	164.183333333333															
4	2021-11-02 11:06:00	0.0															
5	2021-11-02 11:07:00	0.0															
6	2021-11-02 11:08:00	0.0															
7	2021-11-02 11:09:00	0.0															
8	2021-11-02 11:10:00	204.156666666667															
9	2021-11-02 11:11:00	333.0															
10	2021-11-02 11:12:00	257.183333333333															
11	2021-11-02 11:13:00	0.0															
12	2021-11-02 11:14:00	0.0															
13	2021-11-02 11:15:00	0.0															
14	2021-11-02 11:16:00	0.0															
15	2021-11-02 11:17:00	0.0															
16	2021-11-02 11:18:00	0.0															
17	2021-11-02 11:19:00	0.0															
18	2021-11-02 11:20:00	0.0															
19																	
20																	
21																	
22																	
23																	
24																	
25																	

Gambar 0.5. Data Real Time untuk Pengukuran R1 (mV)

### 2. Data Real Time R2 (mV)

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
1	FALSE	0.0																
2	2021-11-02 11:04:00	0.0																
3	2021-11-02 11:05:00	0.0																
4	2021-11-02 11:06:00	0.0																
5	2021-11-02 11:07:00	0.0																
6	2021-11-02 11:08:00	72.1833333333333																
7	2021-11-02 11:09:00	0.0																
8	2021-11-02 11:10:00	0.0																
9	2021-11-02 11:11:00	0.0																
10	2021-11-02 11:12:00	0.0																
11	2021-11-02 11:13:00	123.6																
12	2021-11-02 11:14:00	97.8990000474079																
13	2021-11-02 11:15:00	79.7266666666667																
14	2021-11-02 11:16:00	0.0																
15	2021-11-02 11:17:00	0.0																
16	2021-11-02 11:18:00	0.0																
17	2021-11-02 11:19:00	0.0																
18	2021-11-02 11:20:00	0.0																
19																		
20																		
21																		
22																		
23																		
24																		
25																		

Gambar 0.6. Data Real Time untuk Pengukuran R2 (mV)

### 3. Data Real Time $SpO_2$ (%)

Row	Column A	Column B	Column C
1	FALSE	0.0	
2	2021-11-02 13:04:00	81.05	
3	2021-11-02 13:05:00	57.01666666666666	
4	2021-11-02 13:06:00	0.0	
5	2021-11-02 13:07:00	0.0	
6	2021-11-02 13:08:00	0.0	
7	2021-11-02 13:09:00	0.0	
8	2021-11-02 13:10:00	64.4	
9	2021-11-02 13:11:00	109.8	
10	2021-11-02 13:12:00	79.8	
11	2021-11-02 13:13:00	0.0	
12	2021-11-02 13:14:00	0.0	
13	2021-11-02 13:15:00	0.0	
14	2021-11-02 13:16:00	0.0	
15	2021-11-02 13:17:00	0.0	
16	2021-11-02 13:18:00	0.0	
17	2021-11-02 13:19:00	0.0	
18	2021-11-02 13:20:00	0.0	
19			
20			
21			
22			
23			
24			
25			

Gambar 0.7. Data Real Time untuk Pengukuran  $SpO_2$ (%)

### 4. Data Real Time Kadar Kolesterol (mg/dl)

Row	Column A	Column B	Column C
1	FALSE	90.0	
2	2021-11-02 13:06:00	121.75666666666667	
3	2021-11-02 13:07:00	116.96333333333333	
4	2021-11-02 13:08:00	90.0	
5	2021-11-02 13:09:00	90.0	
6	2021-11-02 13:09:00	90.0	
7	2021-11-02 13:09:00	90.0	
8	2021-11-02 13:10:00	128.12666666666667	
9	2021-11-02 13:11:00	131.11866666666667	
10	2021-11-02 13:12:00	122.43333333333334	
11	2021-11-02 13:13:00	90.0	
12	2021-11-02 13:14:00	90.0	
13	2021-11-02 13:15:00	90.0	
14	2021-11-02 13:16:00	90.0	
15	2021-11-02 13:17:00	90.0	
16	2021-11-02 13:18:00	90.0	
17	2021-11-02 13:19:00	90.0	
18	2021-11-02 13:20:00	90.0	
19			
20			
21			
22			
23			
24			
25			

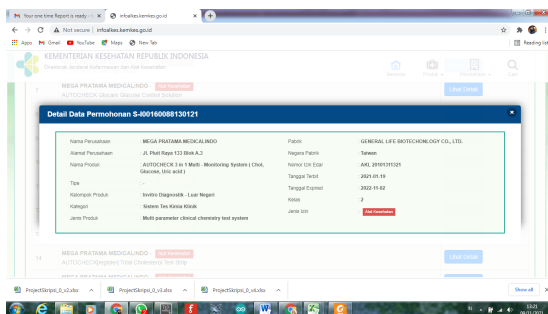
Gambar 0.8. Data Real Time untuk Pengukuran Kadar Kolesterol (mg/dl)

## F. Gambar Proses Pengambilan Data Pasien

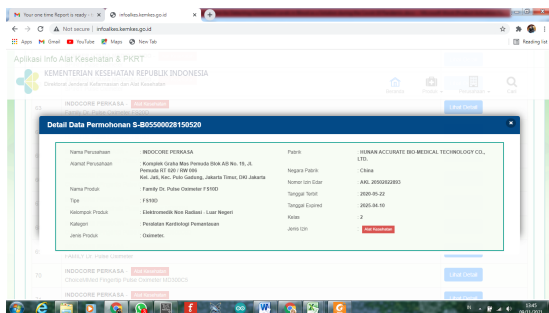


## Lampiran 9. Alat Pemandang

### A. Autocheck 3in1



### B. Oximeter Standar



## Lampiran 10. Source Code Program

### A. Source Code Program Arduino

```

5_6055271908692198262 | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
5_6055271908692198262.g
//Konfigurasi pin lcd
//#include <LiquidCrystal.h>
//LiquidCrystal lcd(9, 8, 7, 6, 5, 4);

#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4);

//Konfigurasi control sensor
//#define photodiode A0 // receiver
#define mode0 8 // fire 3 transmitter IR
#define catode 9 // second transmitter led
//
int k01e1;
int k01e2;
//int g01a1;
//int g01a2;
//
int analoginput = 0; // our analog pin
int analogoutput = 0; // stores incoming value
//float voltage = 0; // used to store voltage value

// average
const int numReadings = 5;

int readings[numReadings];
int readIndex[numReadings];
int total = 0;

Done compiling
// #define SERIAL // second variables [0]0x00, [0x200] in RAM:0x200
Sketch uses 277417 bytes (26%) of program storage space. Maximum is 1044464 bytes.
Global variables use 29236 bytes (55%) of dynamic memory, leaving 52664 bytes for local variables. Maximum is 81920 bytes.
Memory: 50 MByte, Flash: Disabled (new blocks on board), Disabled, All SSL: openssl (most compatible), 32KB cache + 32KB SRAM (optional), Use pgm_read macros for (RAM)PROGRAMMER, 4MB (FS:2MB OTA:~1019KB), 2 x 2K L2 Memory, Disabled, None, Only Sketch: 110200 on COM6
10:18
20/11/2021

```

```

5_6055271908692198262 | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
5_6055271908692198262.g
int total = 0;
int total1 = 0;
int total2 = 0;

int SR02ave = 0;
int R1ave = 0;
int R2ave = 0;
int readIndex = 0;

int k0_1 = 0;
int k0_2 = 0;
//int g0_1 = 0;
//int g0_2 = 0;

// sett komunikasi ke NodeMCU
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial modemc0(2, 3);
String Str;

void setup()
{
  for (int thisReading = 0; thisReading < numReadings; thisReading++)
  {
    readings[thisReading] = 0;
    readIndex[thisReading] = 0;
    readings2[thisReading] = 0;
  }
}

Done compiling
// #define SERIAL // second variables [0]0x00, [0x200] in RAM:0x200
Sketch uses 277417 bytes (26%) of program storage space. Maximum is 1044464 bytes.
Global variables use 29236 bytes (55%) of dynamic memory, leaving 52664 bytes for local variables. Maximum is 81920 bytes.
Memory: 50 MByte, Flash: Disabled (new blocks on board), Disabled, All SSL: openssl (most compatible), 32KB cache + 32KB SRAM (optional), Use pgm_read macros for (RAM)PROGRAMMER, 4MB (FS:2MB OTA:~1019KB), 2 x 2K L2 Memory, Disabled, None, Only Sketch: 110200 on COM6
10:18
20/11/2021

```

```

5_0055271908692198262 | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
5_0055271908692198262.g
)
Serial.begin(9600);
nodemcu.begin(9600);
analogReference(EXTERNAL); // use AREF for reference voltage
//
pinMode(anode, OUTPUT);
// mengatur jalannya infrared
pinMode(ledcode, OUTPUT);
//pinMode(leduser, OUTPUT);
Serial.print("Monitoring SpO2");
// Print a message to the LCD.
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.backlight();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("New test");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.setCursor("SaldoRu_tech");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print("Monitoring SpO2 dan");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("Pulsarrest");
delay(1500);
lcd.clear();
}
}
Done compiling
ESP - 1.00004 - 20000 variables (101004, 0x100) in RAM/EEP
Sketch uses 277417 bytes (26%) of program storage space. Maximum is 1044464 bytes.
Global variables use 2924 bytes (5%) of dynamic memory, leaving 92684 bytes for local variables. Maximum is 61920 bytes.
Memory: 1019 bytes Flash. Disabled (new atoms on com). Disabled. All SSL options (most compatible). 32KB cache + 32KB RAM (sketch). Use pgm_read macros for FLASHPROGMEM. 4MB (FS:2MB OTA:~1019KB), 2x 2 Lower Memory. Disabled. None. Only Sketch. 110200 in COM4
1019
7/21/2021

```

```

5_0055271908692198262 | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
5_0055271908692198262.g
//initial Setc awal control IR/LED
int ledH = 0;
int ledL = 1023;
int irH = 0;
int irL = 1023;
int adc, counter = 0;
void loop()
{
ledH = 0;
ledL = 1023;
irH = 0;
irL = 1023;
digitalWrite(anode, LOW);
digitalWrite(ostode, LOW);
delay(1000); //1000
for (int i = 0; i < 5; i++) {
digitalWrite(anode, LOW);
digitalWrite(ostode, HIGH);
adc = analogRead(analogInput);
if (ledH < adc) ledH = adc;
if (ledL > adc) ledL = adc;
delay(40); //40
}
digitalWrite(anode, LOW);
digitalWrite(ostode, LOW);
}
}
Done compiling
ESP - 1.00004 - 20000 variables (101004, 0x100) in RAM/EEP
Sketch uses 277417 bytes (26%) of program storage space. Maximum is 1044464 bytes.
Global variables use 2926 bytes (5%) of dynamic memory, leaving 92684 bytes for local variables. Maximum is 61920 bytes.
Memory: 1019 bytes Flash. Disabled (new atoms on com). Disabled. All SSL options (most compatible). 32KB cache + 32KB RAM (sketch). Use pgm_read macros for FLASHPROGMEM. 4MB (FS:2MB OTA:~1019KB), 2x 2 Lower Memory. Disabled. None. Only Sketch. 110200 in COM4
1019
7/21/2021

```

```

5_00537190692198262 | Arduino 1.8.13
File Edit Shell Tools Help
5_00537190692198262
delay(1000); // 1000 ms
for (int i = 0; i < 5; i++) {
  digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH);
  digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW);
  int w = random(100); // random number
  if (i % 2 == 0) w = abs(w);
  if (i % 2 == 1) w = -w;
  digitalWrite(LED_BUILTIN, w);
}

float r1 = ((float)LED_BUILTIN / 1023 * 3.3); // ((float)LED_BUILTIN / 1023 * 3.3);
float r2 = ((float)LED_BUILTIN / 1023 * 3.3); // ((float)LED_BUILTIN / 1023 * 3.3);
float r = r1 / r2; // ratio memores
int R01 = 100; // R1 // rumus R01
int R1 = r1 * 1000; // R1 // rumus R1
int R2 = r2 * 1000; // R2 // rumus R2

total = total + readings(readIndex);
readings(readIndex) = 0;
total = total + readings(readIndex);
total = total + readings(readIndex);
total1 = total1 + readings(readIndex);
readings(readIndex) = R1;
total1 = total1 + readings(readIndex);
total1 = total1 + readings(readIndex);
readings(readIndex) = R2;
total12 = total12 + readings(readIndex);
total12 = total12 + readings(readIndex);

Done compiling
// 10:01:01 | Done compiling | 10:01:01 | 10:01:01
Sketch uses 27117 bytes (24%) of program memory. Maximum is 65536 bytes.
Global variables use 2924 bytes (5%) of dynamic memory, leaving 5264 bytes for local variables. Maximum is 8192 bytes.
AVR: 60 MHz, Flash: Disabled (see avrdude.conf), 32KB ram, 32KB SRAM [defaults], the program size is 10000 bytes.

```

```

5_00537190692198262 | Arduino 1.8.13
File Edit Shell Tools Help
5_00537190692198262
readIndex = readIndex + 1;
if (readIndex >= numReadings) {
  readIndex = 0;
}
R01ave = total / numReadings;
R1ave = total1 / numReadings;
R2ave = total12 / numReadings;

// konversi ke derajat Celsius
// R0_1 = (R0ave - 0.1178) * 0.180; // ((float)R0ave - 0.1178) * 0.180;
// R0_2 = (R0ave - 0.1415) * 0.181; // ((float)R0ave - 0.1415) * 0.181;

// R1_1 = (R1ave - 0.124) * 0.176;
// R1_2 = (R1ave - 0.237) * 0.192;

// tampil data ke serial port PC
Serial.println("R1");
Serial.println(R01ave);
Serial.println("R2");
Serial.println(R02ave);
Serial.println("R012");
Serial.println(R012ave);

// tampil data ke serial LCD
int lcdRow = 1;

int setCursor(0, 0);

Done compiling
// 10:01:01 | Done compiling | 10:01:01 | 10:01:01
Sketch uses 27117 bytes (24%) of program memory. Maximum is 65536 bytes.
Global variables use 2924 bytes (5%) of dynamic memory, leaving 5264 bytes for local variables. Maximum is 8192 bytes.
AVR: 60 MHz, Flash: Disabled (see avrdude.conf), 32KB ram, 32KB SRAM [defaults], the program size is 10000 bytes.

```





```

5_6055271908692198264 | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
5_6055271908692198264
}

void setup()
{
  // Debug console
  Serial.begin(9600);

  Blynk.begin(auth, ssid, pass);

  timer.setInterval(1000L, sensorValue1);
  timer.setInterval(1000L, sensorValue2);
  timer.setInterval(1000L, sensorValue3);
  timer.setInterval(1000L, sensorValue4);
  timer.setInterval(1000L, sensorValue5);
}

void loop()
{
  if (Serial.available() == 0 )
  {
    Blynk.run();
    timer.run(); // Initiates BlynkTimer
  }

  if (Serial.available() > 0 )
  {
    rdata = Serial.read();
    myString = myString + rdata;
  }
}

```

```

5_6055271908692198264 | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
5_6055271908692198264
rdata = Serial.read();
myString = myString + rdata;
Serial.print(rdata);
if (rdata == "\n")
{
  String l = getValue(myString, '\n', 0);
  String m = getValue(myString, '\n', 1);
  String n = getValue(myString, '\n', 2);
  String o = getValue(myString, '\n', 3);
  String p = getValue(myString, '\n', 4);

  firstVal = l.toInt();
  secondVal = m.toInt();
  thirdVal = n.toInt();
  fourth = o.toInt();
  fifthth = p.toInt();
  //sixth = q.toInt();
  //seventh = r.toInt();

  myString = "";
  //Serial.println("test ");
  // end new code
}
}

void sensorValue1()
{
}

```

```

5_6055271908921982949 | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
5_6055271908921982949
void sensorValue1()
{
  int sData = firstVal;
  // You can send any value at any time.
  // Please don't send more than 10 values per second.
  digitalWrite(70, sData);
}

void sensorValue2()
{
  int sData = secondVal;
  // You can send any value at any time.
  // Please don't send more than 10 values per second.
  digitalWrite(70, sData);
}

void sensorValue3()
{
  int sData = thirdVal;
  // You can send any value at any time.
  // Please don't send more than 10 values per second.
  digitalWrite(74, sData);
}

void sensorValue4()
{
  int sData = fourth;
  // You can send any value at any time.
  // Please don't send more than 10 values per second.
}

```

```

5_6055271908921982949 | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
5_6055271908921982949
int sData = fourth;
// You can send any value at any time.
// Please don't send more than 10 values per second.
digitalWrite(70, sData);
}

void sensorValue5()
{
  int sData = fifth;
  // You can send any value at any time.
  // Please don't send more than 10 values per second.
  digitalWrite(74, sData);
}

String getValue(String data, char separator, int index)
{
  int found = 0;
  int strIndex[] = { 0, -1 };
  int maxIndex = data.length() - 1;

  for (int i = 0; i <= maxIndex && found <= index; i++) {
    if (data.charAt(i) == separator || i == maxIndex) {
      found++;
      strIndex[0] = strIndex[1] + 1;
      strIndex[1] = (i == maxIndex) ? i + 1 : i;
    }
  }

  return found > index ? data.substring(strIndex[0], strIndex[1]) : "";
}

```