

**PEMANTAU SINYAL VITAL UNTUK IDENTIFIKASI KONDISI
TUBUH PASIEN MENGGUNAKAN SISTEM TELEMEDIKA
BERBASIS IoT**



SKRIPSI

Diajukan Untuk Memenuhi Sebagai
Syarat Guna Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si)
dalam Ilmu Fisika

Diajukan oleh:

FINA MUSHOFFA

NIM : 1708026009

**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI WALISONGO
SEMARANG
2021**

HALAMAN JUDUL
PEMANTAU SINYAL VITAL UNTUK IDENTIFIKASI KONDISI
TUBUH PASIEN MENGGUNAKAN SISTEM TELEMEDIKA
BERBASIS IoT



SKRIPSI

Diajukan Untuk Memenuhi Sebagai
Syarat Guna Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si)
dalam Ilmu Fisika

Diajukan oleh:

FINA MUSHOFFA

NIM : 1708026009

PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI WALISONGO
SEMARANG
2021

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : FINA MUSHOFFA

NIM : 1708026009

Jurusan : FISIKA

Menyatakan bahwa skripsi yang berjudul:

**PEMANTAU SINYAL VITAL UNTUK IDENTIFIKASI KONDISI
TUBUH PASIEN MENGGUNAKAN SISTEM TELEMEDIKA
BERBASIS IoT**

Secara keseluruhan merupakan hasil penelitian / karya saya sendiri, kecuali bagian tertentu yang dirujuk dari sumbernya.

Semarang, 23 Desember 2021
Pembuat pernyataan

A rectangular stamp with a decorative border. The stamp contains the text 'PERNYATAAN KEASLIAN' at the top, a central emblem, and the text 'PEMANTAU SINYAL VITAL UNTUK IDENTIFIKASI KONDISI TUBUH PASIEN MENGGUNAKAN SISTEM TELEMEDIKA BERBASIS IoT' at the bottom. A handwritten signature in black ink is written over the stamp.

FINA MUSHOFFA
NIM.1708026009

PENGESAHAN

Naskah berikut ini :

Judul : Pemantau Sinyal Vital Untuk Identifikasi Kondisi Tubuh Pasien Menggunakan Sistem Telemedika BerbasisIoT

Penulis : FINA MUSHOFFA

NIM : 1708026009

Jurusan : FISIKA

Telah diajukan dalam sidang munaqosah oleh Dewan Penguji Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo Semarang dan dapat diterimas ebagai salah satu syarat memperoleh gelar sarjana dalam Ilmu Fisika.

Semarang, 7 januari 2022

Dewan Penguji

Penguji I,



Sheilla Rully Anggita, M.Si
NIP: 199005052019032017

Penguji II,



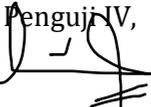
Agus Sudarmanto, M.Si
NIP : 19770823 2009121001

Penguji III,



Heni Sumarti, M.Si
NIP : 19871011 2019032009

Penguji IV,



Edi Daenuri, M.Si
NIP: 197907262009121002

Pembimbing I,



Edi Daenuri, M.Si
NIP: 197907262009121002

Pembimbing II,



Heni Sumarti, M.Si
NIP : 19871011 2019032009

NOTA DINAS

Semarang, 23 Desember 2021

Kepada
Yth. Dekan Fakultas Sains dan Teknologi
UIN Walisongo Semarang

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

Judul : Pemantau Sinyal Vital Untuk Identifikasi
Kondisi Tubuh Pasien Menggunakan Sistem
Telemedika BerbasisIoT

Penulis : FINA MUSHOFFA
NIM : 1708026009
Jurusan : FISIKA

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

Wassalamu'alaikum Wr. Wb

Pembimbing I



Edi Daenuri, M.Si

NIP. 197907262009121002

NOTA DINAS

Semarang, 23 Desember 2021

Kepada
Yth. Dekan Fakultas Sains dan Teknologi
UIN Walisongo Semarang

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

Judul : Pemantau Sinyal Vital Untuk Identifikasi
Kondisi Tubuh Pasien Menggunakan Sistem
Telemedika BerbasisIoT

Penulis : FINA MUSHOFFA
NIM : 1708026009
Jurusan : FISIKA

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

Wassalamu'alaikum Wr. Wb

Pembimbing II



Heni Sumarti, M.Si

NIP : 198710112019032009

ABSTRAK

Judul :Pemantau Sinyal Vital Untuk Identifikasi Kondisi Tubuh Pasien Menggunakan Sistem Telemedika BerbasisIoT

Penulis : FINA MUSHOFFA

NIM : 1708026009

Vital Sign (sinyal vital) tubuh merupakan faktor dasar yang sangat penting untuk mengetahui kondisi tubuh pasien, diantaranya jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh. Untuk mempermudah pengukuran sinyal vital, maka dibuat alat yang dapat memonitoring pada jarak jauh melalui aplikasi Blynk pada *smarthphone* dengan biaya yang lebih murah. Penelitian menghasilkan alat ukur detak jantung dan saturasi oksigen menggunakan sensor MAX30100 dengan akurasi 99,989% dan 99,990% serta suhu tubuh menggunakan sensor LM35 dengan akurasi sebesar 99,989% dengan variasi usia. Setelah data yang diperoleh dianalisis, didapatkan hasil bahwa usia tidak mempengaruhi nilai detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh secara signifikan namun dipengaruhi oleh kondisi tubuh (fisik).

Kata Kunci: detak jantung, saturasi oksigen, suhu tubuh, MAX30100, LM35.

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan atas kehadirat Allah SWT karena berkat rahmat dan karunia-Nya penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi dengan judul “Pemantau Sinyal Vital Untuk Identifikasi Kondisi Tubuh Pasien Menggunakan Sistem Telemedika BerbasisIoT”. Penulisan skripsi ini diselesaikan untuk mengakhiri kegiatan perkuliahan di jenjang sarjana dan sebagai syarat wajib untuk mendapatkan gelar sarjana di Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.

Dalam penyusunan skripsi ini, banyak pihak yang telah membantu, memberi masukan, dorongan, semangat, maupun do’a, sehingga skripsi ini dapat terselesaikan dengan baik. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan banyak terima kasih kepada:

1. Dr. Ismail, M.Ag selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi
2. Agus Sudarmanto S.Si, M.Si selaku Ketua Program Studi Fisika sekaligus wali dosen yang selalu mendukung dan menyemangati penulis.
3. Edi Daenuri M.Si selaku dosen pembimbing I dan juga Heni Sumarti M.Si selaku pembimbing II skripsi yang telah memberikan saran dan masukan serta membimbing penulis dengan baik dalam menyelesaikan penulisan skripsi ini.

4. Kedua orang tua tercinta, Darsono dan Suidah yang telah memberikan dukungan, bantuan dan do'a kepada penulis selama proses pengerjaan penulisan skripsi ini.
5. Amir, selaku suami dari pembimbing II Heni Sumarti yang membantu penulis dalam pengerjaan alat penelitian skripsi ini.
6. Semua pihak yang tidak bisa penulis sebutkan satu per satu, yang senantiasa membantu, memberikan dukungan, serta do'a selama penulisan skripsi ini dari awal hingga akhir.

Penulis juga menyadari skripsi ini masih jauh dari sempurna, maka besar harapan penulis untuk saling berbagi wawasan satu sama lain. Segala pertanyaan, kritik, dan saran dapat disampaikan melalui surat elektronik di alamat *finamushoffa@gmail.com* Semoga skripsi ini dapat memberikan manfaat bagi kita semua khususnya bagi perkembangan ilmu fisika medis dimasa yang akan datang.

Semarang 2021

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
PERNYATAAN KEASLIAN	ii
PENGESAHAN	iii
NOTA DINAS	iv
NOTA DINAS	v
ABSTRAK	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR TABEL	xii
DAFTAR GAMBAR	xiii
BAB I	1
PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Tujuan dan Manfaat Penulisan	5
1.4 Batasan Masalah	5
BAB II	7
LANDASAN TEORI	7
2.1 Kajian Pustaka	7
2.2 Kajian Teori	8
2.2.1 Detak Jantung	8
2.2.2 Suhu Tubuh	12
2.2.3 Saturasi Oksigen	15

2.2.4	Arduino IDE	17
2.2.5	Sensor MAX30100	18
2.2.6	Sensor LM35	20
2.2.7	<i>Photoplethysmography</i>	21
2.2.8	OLED	22
2.2.9	NodeMCU ESP8266	23
2.2.10	Sistem Telemedika berbasis IoT	25
2.2.11	Blynk	25
BAB III.....		27
METODE PENELITIAN		27
3.1	Alat dan Bahan Penelitian	27
3.2	Metode Penelitian	29
3.2.1	Perancangan <i>Hardware</i> dan <i>Software</i>	30
3.2.2	Pengujian Alat dan Pengumpulan Data	32
BAB IV.....		35
HASIL DAN PEMBAHASAN		35
4.1	Perancangan <i>Hardware</i>	35
4.2	Perancangan <i>Software</i>	39
4.3	Hasil Pengujian Alat Ukur Detak Jantung, Saturasi Oksigen dan Suhu Tubuh untuk Identifikasi Pasien Berbasis IoT	42
4.3.1	Pengujian Sensor Detak Jantung dan Saturasi Oksigen MAX30100	44
4.3.2	Pengujian Sensor Suhu LM35	49

4.4	Identifikasi Kondisi Tubuh Berdasarkan Parameter Nilai Detak Jantung, Saturasi Oksigen dan Suhu Tubuh	51
4.4.1	Identifikasi Kondisi Tubuh Berdasarkan Parameter Nilai Detak Jantung	51
4.4.2	Identifikasi Kondisi Tubuh Berdasarkan Parameter Saturasi Oksigen	54
4.4.3	Identifikasi Kondisi Tubuh Berdasarkan Parameter Suhu Tubuh	56
BAB V	60
KESIMPULAN DAN SARAN	60
5.1	Kesimpulan	60
5.2	Saran	61
DAFTAR PUSTAKA	63
LAMPIRAN	70
RIWAYAT HIDUP	128

DAFTAR TABEL

Tabel	Judul	Halaman
Tabel 2.1	Variasi detak jantung	12
Tabel 4.1	Hasil pengujian sensor detak jantung	44
Tabel 4.2	Hasil pengujian sensor saturasi oksigen	45
Tabel 4.3	Hasil pengujian sensor suhu tubuh	49

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Judul	Halaman
Gambar 2.1	Struktur luar jantung	9
Gambar 2.2	Contoh tampilan pada Arduino IDE	17
Gambar 2.3	Modul sensor MAX30100	19
Gambar 2.4	IC-LM35	20
Gambar 2.5	Metode PPG	22
Gambar 2.6	OLED	23
Gambar 2.7	NodeMCU	24
Gambar 2.8	Blynk	26
Gambar 3.1	Alat Pemandang	28
Gambar 3.2	<i>Flowchart</i> metodologi pelaksanaan dan penelitian	31
Gambar 3.3	Perancangan <i>hardware</i> dan <i>software</i>	32
Gambar 4.1	Desain tampilan dan deskripsi perancangan <i>hardware</i>	36
Gambar 4.2	Skema alat ukur detak jantung, saturasi oksigen, suhu tubuh	37
Gambar 4.3	Menu <i>library manager</i> pada	40

	Arduino IDE	
Gambar 4.4	Tampilan program Arduino IDE	41
Gambar 4.5	Tampilan visual interaktif aplikasi Blynk pada <i>smartphone</i>	41
Gambar 4.6	Grafik nilai akurasi alat	43
Gambar 4.7	Grafik hubungan usia dan detak jantung	52
Gambar 4.8	Grafik hubungan usia dan saturasi oksigen	54
Gambar 4.9	Grafik hubungan usia dan suhu tubuh	58

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Denyut jantung, suhu tubuh dan oksigen dalam darah merupakan faktor yang dapat diamati dalam mengetahui nilai vital untuk memberikan informasi mengenai status kesehatan pasien secara umum yang berharga untuk identifikasi lanjutan (Stevania, 2019). Jantung yang terletak pada sebelah kiri rongga dada berperan penting dalam sistem peredaran darah dimana didalamnya terdiri dari pembuluh darah arteri dan vena. Saat tidak bekerja secara optimal, jantung dapat mengakibatkan kondisi fatal bagi tubuh, karena bekerja sebagai alat pemompa darah. Bagi Paramedis, cara termudah dalam mendeteksi kondisi jantung adalah dengan mendengarkan suara jantung manusia menggunakan stetoskop akustik. Teknik auskultasi itu akan menjadi kurang tepat karena dapat dipengaruhi gangguan pada bunyi sekeliling (Savitri, 2020).

Suhu tubuh merupakan salah satu parameter penting selain detak jantung untuk mengidentifikasi kondisi tubuh seseorang. Suhu tubuh merupakan salah satu parameter inkubator yang menentukan keseimbangan pembentukan dan peningkatan panas. Pemeriksaan suhu tubuh dilakukan untuk menilai status metabolisme tubuh berkaitan pada

menghasilkan panas kimia melalui metabolisme. Suhu tubuh pada manusia harus selalu terpantau untuk mengetahui kondisi tubuh. Dalam pengukuran suhu tubuh biasanya menggunakan termometer namun pengukuran termometer dapat terpengaruh lingkungan luar dan bersifat sesaat(Stevania, 2019).

Oksigen dalam darah juga dapat digunakan sebagai parameter identifikasi kondisi tubuh manusia selain detak jantung dan saturasi oksigen. Oksigen berperan sangat penting dalam sumber energi yang dibutuhkan tubuh. Dari hal tersebut, maka diperlukan pemahaman mengenai saturasi oksigen dalam darah, sehingga gangguan sistem pada tubuh manusia yang mengakibatkan berbagai penyakit dapat didiagnosis. Pulse Oximeter merupakan alat pengukur saturasi oksigen dalam darah. Akan tetapi, alat ini sangat mahal (Nugroho, 2019).

Alternatif solusi diperlukan untuk mengukur detak jantung, suhu tubuh serta saturasi oksigen yang bersifat *real time* dan tepat sehingga setiap keluarga dapat memilikinya sebagai alat pemeriksaan dini. Perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi-teknologi canggih semakin bertambah pesat saat ini. Bidang elektronika medis menjadi salah satu bidang yang memiliki peranan dalam pesatnya kemajuan teknologi. Elektronika medis dapat membantu

diagnosa pasien secara cepat dan tepat dalam berbagai kerja bidang kedokteran, seperti alat yang dapat mengukur laju detak jantung, suhu tubuh dan saturasi oksigen melalui bantuan sensor yang dapat dihungkan ke android menggunakan sistem Telemedika berbasis IoT (Savitri, 2020). Teknologi berbasis IoT biasanya sering menggunakan bantuan koneksi NodeMCU. NodeMCU merupakan teknologi mikrokontroler dalam pengembangan IoT dimana pada teknologi mikrokontroler memiliki keunggulan sebagai alat ukur serta otomatisasi dengan layar lcd secara digital (Jayanti, Sudarmanto, Faqih, 2019).

Alat pemantau memungkinkan pemantauan secara portabel menggunakan teknologi IoT (Internet of Things) jarak jauh (Agustian, 2019). Alat ukur denyut jantung dan saturasi oksigen dirancang berbasis arduino menggunakan sensor MAX30102 serta alat ukur suhu tubuh menggunakan sensor lm35. Pada penelitian sebelumnya, seperti penelitian yang dilakukan oleh Savitri, D. E. (2020) pengukuran dengan sensor MAX30102 dilakukan untuk mengukur detak jantung dan saturasi oksigen dengan akurasi 98,754% dan 98,594%. Selain itu, penelitian menggunakan Remote XY dengan konektor bluetooth. Penelitian pengukuran suhu tubuh menggunakan LM35 sebelumnya juga dilakukan oleh I. Arfiansyah (2018) yang menghasilkan nilai eror dibawah 1%

dengan variasi usia. Hal ini menjadi alasan bagi peneliti untuk menggunakan sensor MAX30100 dan sensor LM35 untuk penelitian dikarenakan tingginya nilai akurasi dan harga sensor yang relatif murah. Berbeda dari penelitian yang telah dilakukan sebelumnya, penelitian ini mengembangkan sistem pendeteksi kesehatan tubuh menggunakan aplikasi Blynk dengan konektor WiFi yang merupakan gabungan antara sensor denyut jantung dan saturasi oksigen MAX30100 serta sensor suhu tubuh LM35 Arduino yang dapat dikontrol jarak jauh dengan sistem IoT dengan pengukuran yang akan dikontrol melalui mikrokontroler NodeMCU ESP8266. Selain itu, penelitian ini lebih memudahkan tenaga medis dalam memantau sinyal vital karena dapat melakukan pemantauan tiga sinyal vital sekaligus serta dapat mengontrol pada jarak jauh.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Bagaimana rancang bangun alat pemantau sinyal vital detak jantung, suhu, dan oksigen dalam darah ?
2. Bagaimana nilai akurasi alat pemantau sinyal vital detak jantung, suhu, dan oksigen dalam darah berbasis *Internet of Things*?

3. Bagaimana menganalisis kondisi tubuh pasien berdasarkan kondisi sinyal vital detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dengan variasi usia ?

1.3 Tujuan dan Manfaat Penulisan

Tujuan penelitian ini adalah:

1. Menghasilkan alat pemantau sinyal vital detak jantung, suhu, dan oksigen dalam darah.
2. Menghasilkan pengembangan sistem telemedika berbasis *Internet of Things*.
3. Menganalisis kondisi tubuh pasien berdasarkan kondisi sinyal vital dengan variasi usia.

Adapun manfaat penelitian ini adalah:

1. Memudahkan para tenaga medis dalam memantau kondisi tubuh pasien dari jarak jauh.
2. Mengetahui kondisi tubuh pasien berdasarkan kondisi sinyal vital dengan variasi usia.
3. Memperkaya referensi dan penelitian di bidang instrumentasi kedokteran berbasis robotika.

1.4 Batasan Masalah

Pembatasan masalah dalam penulisan ini adalah:

1. Sampel penelitian sinyal vital hanya dibatasi pada detak jantung, suhu tubuh dan oksigen dalam darah.

2. Sistem telemedika yang dipakai hanya mengidentifikasi kondisi pasien berdasarkan parameter sinyal vital.
3. Pengukuran detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dilakukan dengan variasi usia 8-83 tahun.

BAB II

LANDASAN TEORI

2.1 Kajian Pustaka

Berikut ini merupakan tulisan-tulisan yang relevan dengan penelitian yang akan dilakukan oleh peneliti dan akan dijadikan acuan dalam penelitian ini.

1. Penelitian yang dilakukan oleh Septiani, A. D. (2015) mengemukakan bahwa terdapat sedikit perbedaan antara nilai terukur menggunakan Arduino dengan nilai terukur dari instrumen standar yang digunakan oleh tenaga medis. Studi ini juga menyimpulkan bahwa ada perbedaan antara orang sehat dan orang koma pada detak jantung, suhu tubuh, dan pengukuran laju pernapasan yang terpantau.
2. Penelitian yang dilakukan oleh Savitri, D. E. (2020) merancang dan mengkarakterisasi desain gelang pengukur suhu tubuh dan detak jantung menggunakan perangkat keras (*hardware*) dengan metode reflektifitas photoplethysmograph. Penelitian ini menggunakan sensor MAX30102 dan arduino nano dengan modul HC-05 Bluetooth untuk mengakses aplikasi RemoteXY di Android. Ketelitian rata-rata yang diperoleh pada penelitian ini berkisar diatas 90%.

3. Penelitian yang dilakukan oleh Nugroho, C. R., Yuniarti, E., & Hartono, A. (2020) yang membahas tentang rancangan alat pengukur oksigen dalam darah melalui HP menggunakan sensor MAX30100 dan arduino dengan konektor bluetooth HC-05 yang memperoleh ketelitian rata-rata diatas 96%.
4. Penelitian yang dilakukan oleh Agustian, I. (2019) merancang alat pemantau detak jantung dengan sensor ECG AD8232 dan suhu tubuh dengan sensor DS18B20 yang menggunakan transceiver WiFi dan dikoneksikan ke mikrokontroller.

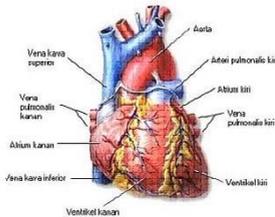
2.2 Kajian Teori

2.2.1 Detak Jantung

Jantung adalah organ berotot, berongga, dan berbentuk kerucut dengan alas di atas bawah dan puncak miring di bawah sisi kiri. Jantung terletak di rongga dada di antara paru-paru, di belakang tulang dada, dan menghadap ke kiri lebih dari ke kanan. Fungsi jantung adalah memompa darah melalui pembuluh darah ke seluruh tubuh (M. A. Saputro et al., 2017).

Jantung merupakan organ utama yang termasuk ke dalam sistem kardiovaskuler (Savitri, 2020). Jantung terdiri dari berbagai otot. Miokardium merupakan jaringan dengan bentuk dan struktur yang mirip jaringan otot, tetapi memiliki

cara kerja yang sama seperti otot polos, yang bertentangan dengan keinginan manusia (di bawah pengaruh saraf otonom). Fungsi jantung adalah mengedarkan darah ke seluruh tubuh (Sugiyarto, 2010).



Gambar 2.1 Struktur luar jantung

Berat jantung lebih besar dari kepalan tangan yaitu sekitar 200 - 425 gr. Letak jantung berada di tengah dada antara paru-paru, di pleura. Jantung dibungkus oleh sebuah membran yang terdiri atas lapisan berserat dan lapisan serosa yang disebut perikardium. Lapisan yang terletak di bagian terluar jantung disebut epikardium. Jantung berdetak setiap hari sebanyak 100.000 kali, dimana saat berdetak jantung memompa sekitar 7.571 liter darah atau sekitar 2.000 galon darah (Savitri, 2020).

Denyut pada jantung atau denyut nadi adalah fluktuasi darah di arteri saat jantung dipompa. Pada jantung terdapat dua siklus, yaitu kontraksi dan relaksasi. Saat pengambilan darah selama sistol, gelombang tekanan pada jantung dihasilkan di arteri karena aliran darah. Denyut jantung orang

sehat akan sama dengan denyut nadi, dan denyut jantung akan berubah sesuai dengan kesehatan orang tersebut, *mood* serta usia juga dapat menjadi faktor pengaruh terhadap kondisi jantung manusia. (Stevania, 2019).

Denyut jantung adalah salah satu parameter terpenting dalam sistem kardiovaskular manusia. Denyut jantung setiap orang berbeda-beda, bergantung pada kesehatan, usia, dan faktor genetik. Ketika irama jantung tidak teratur, ini bisa menjadi tanda bahaya (Anugrah et al., 2016).

Denyut terjadi karena gelombang detak jantung, yang melewati pembagi rute suplai (arteri), dimulai dari fondasi aorta. Denyut nadi merupakan gelombang nadi yang dirasakan pada arteri radialis. Setiap gelombang detak jantung adalah efek samping dari sistol atau penyempitan jantung (Pratiwi, 2019).

Sifat-sifat pada denyut nadi:

- Frekuensi
Denyut jantung dalam satu momen bisa memiliki frekuensi 60 hingga 100 secara konsisten untuk orang normal saat istirahat. Frekuensi yang lebih rendah (50 setiap saat) disebut bradikardia. Frekuensi lebih tinggi dari 100 setiap saat disebut takikardia.
- Isi
Isi denyut nadi ada 2 yaitu denyut nadi kecil dan denyut nadi besar.

- Irama

Terdapat 2 irama denyut nadi, yaitu pulsus irregularis (tidak teratur) dan pulsus regularis (teratur). (Pratiwi, 2019).

Diastol merupakan kondisi dimana ruangan jantung akan mengendur saat memuat darah pada saat jantung berdetak. Sedangkan sistol adalah kondisi dimana jantung berkontraksi keluar dari ruang jantung dengan menyedot darah (Pratiwi, 2019).

Detak jantung biasanya digunakan pakar medis untuk membantu mendiagnosis kondisi pasien. Elektrokardiogram (EKG), Fonokardiogram (PCG) serta Auskultasi merupakan beberapa cara yang dapat digunakan untuk mengukur detak jantung (Anugrah et al., 2016).

Denyut per menit (bpm) merupakan satuan waktu yang digunakan untuk mengukur denyut jantung. Pada orang normal dewasa, denyut jantung berkisar antara 60 - 100 bpm. Detak jantung abnormal lebih rendah dari 60 bpm. Kondisi detak jantung abnormal dinamakan bradikardia. Selain itu, bila detak jantung abnormal melebihi 100 bpm, detak jantung abnormal juga dapat terjadi, yang disebut takikardia (Anugrah et al., 2016).

Fakta bahwa jantung adalah salah satu organ utama tubuh, anomali di jantung bisa dalam bahaya kematian. Kegagalan organ jantung secara teratur dibagi menjadi dua bagian, yaitu serangan jantung dan penyakit koroner (Pratiwi, 2019).

Nilai detak jantung maksimum manusia kira-kira 220 dikurangi dengan usia sekarang. Selama beraktivitas sedang kira-kira target detak jantung sekitar 50-70% dari maksimum detak jantung dan sekitar 70-85% saat beraktivitas berat dari maksimum detak jantung (Resika Arthana et al., 2018).

Tabel 2.1. Variasi detak jantung

No	Usia (tahun)	Detak Jantung (bpm)
1	1-10	69-129
2	>10	60-140
3	20-30	100-170
4	30-40	95-165
5	40-50	85-135
6	>50	78-128

2.2.2 Suhu Tubuh

Suhu tubuh merupakan keseimbangan antara menghasilkan dan melepaskan panas. Pusat pengaturan suhu di hipotalamus akan mengatur suhu tubuh dengan

mekanisme umpan balik. Tubuh akan memulai mekanisme umpan balik saat suhu tinggi dideteksi oleh pusat suhu hipotalamus, yaitu saat inti tubuh manusia memiliki suhu melebihi batas suhu pemeliharaan tubuh manusia (disebut titik setel). Tubuh normal berada pada titik tetap sehingga suhu inti tubuh konstan pada 37°C . Jika suhu tubuh naik di atas titik tetap, hipotalamus akan merangsang suatu mekanisme agar suhu kembali ke titik stabil dengan meningkatkan keluaran panas ataupun mengurangi produksi panas (Stevania, 2019).

Suhu tubuh manusia dibagi menjadi empat nilai standar yaitu :

- Hipotermi : $< 36^{\circ}\text{C}$
- Normal : $(36-37,5)^{\circ}\text{C}$
- Pireksia : $(37,5-40)^{\circ}\text{C}$
- Hipertermi : $> 40^{\circ}\text{C}$

(Pratiwi, 2019)

Hipotermia adalah kondisi ketika tingkat panas internal di bawah normal, sementara hipertemia adalah kondisi ketika tingkat panas internal di atas normal. Dalam kondisi ini, menyiratkan bahwa tubuh menghadapi anomali dalam kerangka termoregulasi (pengaturan perubahan variasi tingkat panas internal ke lingkungan). Febris atau pireksia adalah keadaan tubuh ketika suhu berubah ke $(37,5-40)^{\circ}\text{C}$.

Koneksi positif yang dimiliki suhu tubuh dalam jarak langsung terhadap ukuran panas yang berada pada tubuh. Saat ukuran panas tubuh bertambah, tingkat panas internal akan menambah juga, misalnya, ketika tubuh panas atau melakukan pekerjaan aktual yang substansial (olahraga). Ketika tingkat panas menurun, pada saat itu keadaan tingkat panas internal juga akan berkurang (Savitri, 2020).

Sistem tubuh saat suhu tubuh meningkat:

- Pembuluh darah perifer mengalami vasodilatasi
Vasodilatasi dibawa oleh obstruksi dari titik fokus simpatis dari pusat saraf belakang yang menyebabkan vasokonstriksi membawa vasodilatasi kulit padat, yang memperhitungkan peningkatan kecepatan perpindahan kehangatan lebih banyak ke kulit dari tubuh.
- Keringat
Keringat adalah salah satu reaksi pada sistem tubuh ketika suhu naik melewati ambang batas dasar. Keringat dianimasikan oleh rangsangan impuls melalui jaras saraf di ruang *preoptik anterior hipotalamus* dari pusat saraf melalui kulit dan menyebabkan hasutan saraf kolinergik organ keringat yang mengakibatkan keringat diproduksi. Organ keringat akan berkeringat akibat dorongan dari *epinefrin* dan *norefineprin*.

- Panas menurun
Penghambatan dengan kuat pada termogenesis kimia dan rasa menggigil. (Pratiwi, 2019)

Sistem tubuh saat suhu tubuh menurun:

- Seluruh tubuh mengalami vasokonstriksi kulit
Saat pusat simpatis hipotalamus posterior terjadi rangsangan maka tubuh akan mengalami vasokonstriksi kulit.
- Piloereksi
Saat ada rangsangan simpatis pada folikel rambut, otot erektor pili yang melekat akan berdiri.
- Pembentukan panas meningkat
Rangsangan simpatis oleh metabolisme akan meningkatkan pembentukan panas akan meningkatkan sekresi tiroksin, menggigil, dan pembentukan panas. (Pratiwi, 2019)

2.2.3 Saturasi Oksigen

Darah merupakan sistem pembuluh darah yang sebenarnya tertutup yang menjadi salah satu jaringan tubuh. Darah terbagi menjadi 2 fungsi, yaitu fungsi gizi dan respirasi. Pada fungsi gizi, darah mengangkut zat makanan yang diabsorpsi. Sedangkan untuk fungsi respirasi, darah mengangkut O₂ (oksigen) dan CO₂ (karbon dioksida) (Nugroho et al., 2020). Saat darah berada dalam

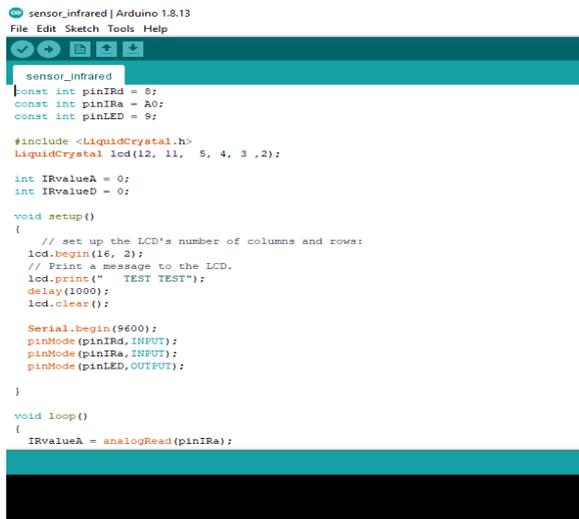
fungsi gizi, darah mengangkut zat makanan yang diabsorpsi. Hematrosit, leukosit, laju endap darah, eritrosit, trombosit, retikulosit dan hemoglobin merupakan susunan dari satu sel darah(Nugroho, 2019).

Tekanan darah adalah hasil kontraksi dan relaksasi dari aktivitas pemompaan jantung yang berlangsung (Elviyana et al., 2016). Saat memompa darah ke seluruh tubuh, untuk menentukan nilai kuat jantung tekanan darah dapat dijadikan acuan ukuran. Tekanan darah tidak dapat dipahami dengan mudah karena tekanan darah akan berubah seiring waktu sehingga ada berbagai istilah medis yang digunakan untuk menggambarkan hal ini. Tekanan darah akan berubah tergantung dari aktivitas yang dilakukan, seperti olahraga, perubahan postur tubuh, bahkan berbicara (Sitorus, 2019).

Molekul dalam darah yang mengandung oksigen adalah hemoglobin. Melalui persamaan kimia, hemoglobin pada saat di paru-paru akan mengikat oksigen. Nilai saturasi oksigen normal pada seseorang adalah 95 % - 100%. Melalui arteri, hemoglobin diedarkan keseluruh tubuh yang dipompa oleh jantung. Setiap pemompaan jantung akan muncul denyut nadi yang merupakan gelombang yang muncul pada arteri. Denyut nadi biasanya dapat dideteksi di dekat permukaan kulit melalui arteri yang melintasi tulang (Nugroho, 2019).

2.2.4 Arduino IDE

Arduino IDE adalah langkah awal pemrosesan program yang menjadi tampilan perangkat lunak bawaan arduino. Arduino IDE merupakan *software* yang berfungsi sebagai editing, pembuka program hingga pembuat program hingga perangkat *hardware* dapat berjalan dan tidak ada error. Dengan *software* ini, secara otomatis ke dalam pemrograman bahasa C program akan diterjemahkan. Dengan berbagai *examples* dan *libraries* yang tersedia untuk bermacam-macam jenis program, pengguna akan dengan mudah mengaplikasikannya (Savitri, 2020).



```
sensor_infrared | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help

sensor_infrared
const int pinIRd = 8;
const int pinIRa = A0;
const int pinLED = 9;

#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

int IRvalueA = 0;
int IRvalueD = 0;

void setup()
{
  // set up the LCD's number of columns and rows:
  lcd.begin(16, 2);
  // Print a message to the LCD.
  lcd.print(" TEST TEST");
  delay(1000);
  lcd.clear();

  Serial.begin(9600);
  pinMode(pinIRd, INPUT);
  pinMode(pinIRa, INPUT);
  pinMode(pinLED, OUTPUT);
}

void loop()
{
  IRvalueA = analogRead(pinIRa);
```

Gambar 2.2 Contoh tampilan pada Arduino IDE

Berikut bagian-bagian pada Arduino IDE:

- a. *New Sketch* berfungsi membuat *source code* baru dan membuka jendela baru.
- b. *Save Sketch*, yaitu dengan ekstensi file “.ino” berfungsi menyimpan *source code*.
- c. *Open Sketch* berfungsi membuka program yang sudah pernah dibuat sebelumnya pada *source code*.
- d. *Serial Monitor* berfungsi pada komunikasin serial untuk menampilkan *interface*.
- e. *Verify* berfungsi merubah *source code* ke *binary code* untuk diupload ke *Arduino board*serta memverifikasi apakah masih ada program yang salah atau error.
- f. *Upload* berfungsi memverifikasi *source code* sudah terupload atau belum dan akan mengupload *source code* ke *Arduino board*.

2.2.5 Sensor MAX30100

Sensor MAX30100 merupakan sensor produksi Maxim Integrated yang dapat mendeteksi laju detak jantung, suhu sekaligus oksigen dalam darah manusia. Sensor ini memiliki penolakan cahaya di sekitar sensor sehingga memiliki noise yang rendah dan dilengkapi photodetector yang letaknya bersebelahan dengan sumber LED merah dan inframerah. Sensor ini biasanya digunakan untuk memonitoring kondisi tubuh secara berkala sebagai perangkat asisten kebugaran

melalui perangkat-perangkat yang dapat menunjang sensor seperti *smartphone*, *interface*, tablet, dan lain-lain selama proses olahraga (Savitri, 2020).

Perangkat seluler dengan mikrokontroler sebagai antarmuka yang kompatibel pada modul sensor ini dilengkapi dengan I2C. Modul MAX30100 memungkinkan daya tetap menyala setiap saat dan dapat dimatikan dengan arus siaga nol melalui perangkat lunak (software).

Prinsip kerja sensor MAX30100 saat mengumpulkan data adalah saat jari diletakkan pada sensor maka cahaya oleh LED merah dan LED inframerah dipancarkan, kemudian gelombang cahaya yang dipancarkan oleh LED inframerah akan diserap oleh darah dengan membutuhkan faktor adanya sejumlah besar oksigen. Jika oksigen dalam darah berkurang, gelombang cahaya LED merah akan menyerap lebih banyak cahaya inframerah daripada LED. Gelombang cahaya yang tidak diserap akan dipantulkan kembali dan dideteksi oleh photodiode (Qahar, 2018).



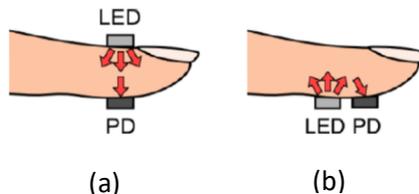
Gambar 2.3 Modul sensor MAX30102

2.2.7 Photoplethysmography

PPG atau *photoplethysmography* merupakan metode berbasis optik yang pada pembuluh darah dekat lapisan kulit digunakan untuk mengukur perubahan volume darah. Metode photoplethysmography dengan cara menggunakan fotodioda, LED merah serta infrared mendeteksi perubahan volume darah dengan memanfaatkan perubahan gelombang cahaya. Metode PPG pada kehidupan sehari-hari digunakan untuk denyut jantung dengan jumlah per-menit (bpm) dan mengukur jumlah kadar oksigen dalam darah (SpO₂). Pada tubuh manusia dewasa normal, denyut jantung berkisar antara 60 hingga 100 kali denyut per-menitnya. Untuk saturasi oksigen, dua gelombang berbeda digunakan pada sinyal PPG. Alat-alat medis seperti denyut nadi digital dan tekanan darah, *diagnostic vascular*, *pulse oximeter* juga menggunakan metode ini karena sifatnya yang praktis dan sederhana (Nugroho, 2019).

Mode pada metode PPG, yaitu mode *transmittance* dan mode *reflectance*. Dalam mode *transmittance*, cahaya yang ditransmisikan melalui media/jaringan tubuh dideteksi oleh fotodioda yang berlawanan dengan sumber cahaya LED. Metode transmisi ini dapat memperoleh sinyal yang relatif baik, tetapi ruang pengukurannya terbatas. Agar efektif, sensor mode transmisi harus ditempatkan pada tubuh yang

dapat segera mendeteksi cahaya yang ditransmisikan, seperti lidah, jari, pipi, daun telinga, atau septum hidung. Salah satu penerapan pada metode *transmittance* adalah *pulse oximeter*. Dalam mode *reflectance*, fotodiode mendeteksi cahaya yang tersebar atau dipantulkan dari jaringan dan pembuluh darah. Mode *reflectance* menghilangkan masalah yang terkait dengan penempatan sensor dan dapat menggunakan berbagai titik pengukuran berisi darah. Memungkinkan pengguna untuk menggunakan peralatan PPG di berbagai tempat pada tubuh, seperti pergelangan tangan. Salah satu penerapan metode *reflectance* terdapat pada sensor MAX30100 (Yulian & Suprianto, 2017).



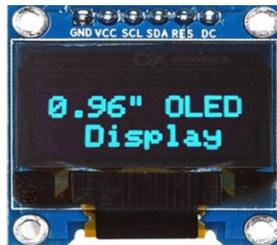
Gambar 2.5 Metode PPG (a) *transmittance* (b) *reflectance*

2.2.8 OLED

OLED (*Organic Light Emitting Diode*) adalah jenis light emitting diode (LED) di mana lapisan pemancar cahaya *electroluminescent* adalah bagian dari senyawa organik yang memancarkan cahaya ketika arus listrik melewatinya. Lapisan bahan semikonduktor organik ini ditempatkan di antara dua

elektroda. Biasanya salah satu elektroda transparan (Setyawan, 2017).

OLED berkembang sangat cepat sebagai teknologi baru di bidang papan sirkuit. Tampilan fungsi OLED menampilkan warna penuh, biaya produksi lebih murah, sudut pandang lebih lebar, lebih fleksibel, konsumsi daya lebih sedikit. Tingkat kecerahan tampilan pada OLED lebih baik, lebih tipis, dan lain-lain sehingga dapat menggantikan teknologi lainnya, seperti LCD dan LED (Setyawan, 2017).



Gambar 2.6 OLED

2.2.9 NodeMCU ESP8266

NodeMCU merupakan platform IoT buatan Espressif System dengan perangkat keras SoC (System On Chip) ESP8266-12 yang bersifat *open source*. Pemrograman NodeMCU hanya membutuhkan kabel USB karena didalam *board* NodeMCU telah menggabungkan ESP8266 dengan kemampuan akses ke WiFi dan berbagai fungsi layaknya mikrokontroler sehingga NodeMCU dapat dikategorikan sebagai *board* Arduino-nya ESP8266. Varian *board* yang ada

saat ini adalah jenis V1, V2 dan V3 dan diproduksi oleh tiga produsen yaitu Lolin/WeMos, Amica dan DOIT. Tiap versi memiliki chip yang berbeda, misalnya pada V2 memiliki chip ESP-12E yang merupakan pengembangan dari V1 dengan chip ESP-12 dan IC USB to Serial CP2102 dari yang sebelumnya CHG340. (Satriadi et al., 2019).

NodeMCU ESP8266 didesain dalam bentuk modul mikrokontroler dan terdapat ESP8266 di dalamnya sebagai konektivitas jaringan Wifi dengan mikrokontroler itu sendiri. Pemrograman NodeMCU dapat menggunakan pemrograman Lua maupun Arduino IDE (Septama et al., 2018).



Gambar 2.7 NodeMCU

NodeMCU ESP8266 merupakan modul yang dapat mengirim atau mengambil data dengan cara mengakses jaringan internet melalui koneksi Wifi dan mudah diprogram karena memiliki pin I/O yang memadai (Pangestu et al., 2019).

2.2.10 Sistem Telemedika berbasis IoT

Telemedika (*Telemedicine*), merupakan suatu bidang ilmu untuk pelayanan kesehatan jarak jauh yang memanfaatkan teknologi dalam bidang komputer dan teknik elektro. Pemantauan jarak jauh atau telemonitoring adalah salah satu aplikasi dalam bidang telemedika (Arifin, 2016).

Internet of Things (IoT) adalah suatu ide dimana di dunia nyata semua objek dapat saling terhubung menjadi suatu sistem yang terintegrasi dengan titik kontak jaringan internet (Efendi, 2018).

Internet of Things memiliki cara kerja menggunakan variabel independen sebagai pemrograman, dimana variabel memiliki perintah independen antar mesin yang lain, mesin-mesin ini secara otomatis terhubung tanpa campur tangan manual dan tidak bergantung oleh jarak apapun. Internet adalah penghubung antara interaksi dua mesin, dan manusia hanya bertindak sebagai pengawas dan pengawas operasi alat (Efendi, 2018).

2.2.11 Blynk

Aplikasi Blynk merupakan sebuah aplikasi Internet of Things yang dirancang berbasis Android dan IOS (A. D. Saputro, 2020).



Gambar 2.8 Blynk

Berikut ini merupakan 3 platform layanan yang disediakan Blynk yaitu:

a. *Blynk App*

Blynk App merupakan layanan yang menggunakan berbagai macam *widget* yang telah tersedia untuk membuat *project* aplikasi.

b. *Blynk Server*

Blynk Server merupakan layanan server yang menggunakan jaringan lokal dan dapat mengkomunikasikan antara *smartphone* dan *hardware*. Server ini bersifat *open source*.

c. *Blynk Libraries*

Blynk Libraries merupakan layanan untuk mempermudah seluruh proses perintah input serta output dan mempermudah komunikasi antara *hardware* dengan server.

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Alat dan Bahan Penelitian

Berikut alat dan bahan yang akan digunakan pada penelitian ini:

a. Perangkat keras (*hardware*)

Perancangan alat pemantau kondisi kehatan ini dibutuhkan beberapa alat dan komponen diantaranya yaitu sensor MAX30100, sensor lm35, nodeMCU, kabel USB, *power bank*, solder, timah, lem, oled, box hitam, laptop.

b. Perangkat lunak (*software*)

Perancangan alat pemantau kondisi kehatan ini digunakan dua perangkat lunak yaitu Arduino IDE dan aplikasi Blynk.

c. Alat Pembeding

- *Pulse Oxymeter*

Penelitian kali ini pengukuran detak jantung dan saturasi oksigen menggunakan alat pembeding *pulse oxymeter* produksi PT Matesu Abadi dengan spesifikasi :

- a) Teknologi : *digital*
- b) Energi : hemat
- c) Alarm : “beep”

- d) Penggunaan : otomatis mati saat tidak digunakan
- e) Rentan pengukuran SpO_2 : 70%-99%
- f) Baterai : AAA
- g) Nomor izin edar : AKL20502023843

- *Thermogun*

Penelitian kali ini pengukuran detak jantung dan saturasi oksigen menggunakan alat pembanding *thermogun* produksi SPC dengan spesifikasi :

- a) Jangkauan tembak : (5-15) cm non kontak
- b) *Range* suhu : (32-43) °C
- c) Waktu ukur cepat : 1 detik
- d) Baterai : DC 9V baterai
- e) Akurasi : +/- 0.2 derajat
- f) Nomor izin edar : AKL 20901023108



(a)



(b)

Gambar 3.1 Alat pembanding dengan (a) *pulse oximeter*, (b) *thermogun*

3.2 Metode Penelitian

Tahap penelitian “Pemantau Sinyal Vital untuk Identifikasi Kondisi Tubuh Pasien Menggunakan Sistem Telemedika Berbasis Sistem IoT” adalah:

a. Perancangan *Hardware*

Rancangan yang terdiri dari modul sensor MAX30100, sensor LM35, NodeMCU, PC, *smartphone* untuk menampilkan data.

b. Perancangan *Software*

Proses pengiriman data menggunakan NodeMCU dengan merancang aplikasi Blynk, program dan arduino.

c. Pengujian Alat

Uji coba alat yang dirancang dan sinkronisasi alat yang dirancang dengan alat konvensional untuk mengetahui nilai akurasi alat.

d. Pengambilan Data

Pengambilan data untuk alat pemantau sinyal vital dilakukan dengan jari yang diletakkan pada sensor yang terpasang pada rangkaian mikrokontroler sebagai media untuk mengetahui nilai detak jantung, suhu tubuh dan tekanan darah untuk mengetahui kondisi vital. Data diambil melalui ± 50 responden di Desa Sambilawang secara random dengan variasi usia 8-83

tahun (laki-laki dan perempuan) yang dilakukan dengan menyalakan alat dan menghubungkan konektivitas WiFi dengan Android. Setelah konektivitas terhubung maka data akan langsung terbaca pada aplikasi Blynk.

e. Analisis Data

Data yang diperoleh dilakukan analisis bagaimana hubungan antara detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dengan variasi usia.

f. Kesimpulan

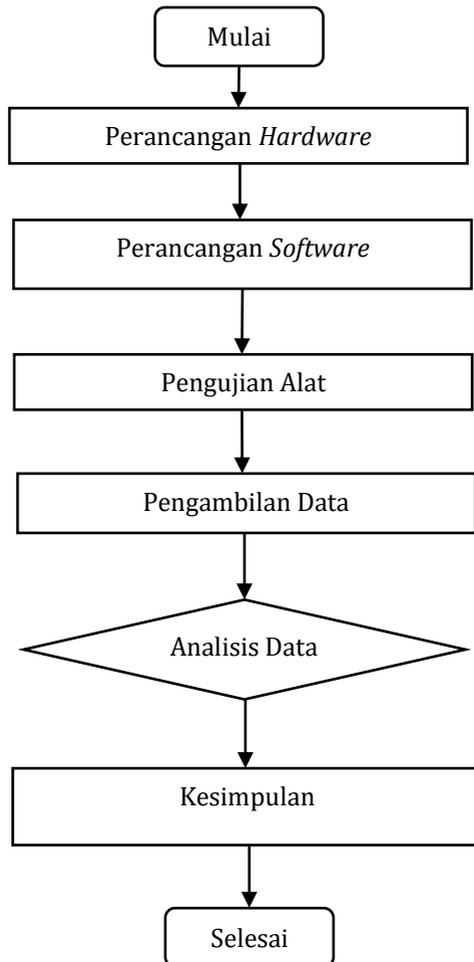
Setelah menganalisis data, diperoleh kesimpulan secara keseluruhan dari hasil penelitian.

3.2.1 Perancangan *Hardware* dan *Software*

Perangkat *hardware* alat pemantau sinyal vital yang akan membaca detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dirancang menggunakan sensor MAX30102 dan sensor LM35 yang disambungkan dengan resistor, NodeMCU dan OLED disusun agar data yang diperoleh maksimal dan jumlah *noise* didapat seminimal mungkin dengan diletakkan pada sebuah ruang berwarna gelap yang kecil.

Perancangan *Software* dilakukan dengan menyambungkan NodeMCU ke android melalui aplikasi Blynk yang telah terprogram.

Rancangan pada alat pemantau sinyal vital dapat dilihat pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 *flowchart* metodologi pelaksanaan dan penelitian

dengan menempatkan jari telunjuk pada sensor. Dengan rangkaian pada alat dan koneksi WiFi dengan *smartphone*, pengambilan data dilakukan pada para responden. Jika koneksi antara keduanya terhubung, data akan langsung terbaca pada tampilan aplikasi Blynk. Tahapan untuk membaca data pada aplikasi Blynk adalah dari program arduino, sistem dikoneksikan melalui WiFi ke aplikasi Blynk dan selanjutnya data akan terbaca pada tampilan layar.

Pengolahan data harus dilakukan setelah proses pengujian alat, yaitu dengan menggunakan metode mencari nilai rata-rata pada perhitungan statistik.

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (3.1)$$

Uji akurasi selanjutnya dilakukan untuk mengetahui hasil keadaan perancangan alat setelah dibandingkan dengan alat konvensional.

$$\% \text{akurasi} = 100\% - \left(\frac{x-y}{x} \right) \times 100\% \quad (3.2)$$

Pada setiap pengukuran, dilakukan pengukuran tingkat keberhasilan alat dengan mengukur nilai ketelitiannya.

$$\text{Ketelitian} = \left(1 - \left| \frac{X_n - \bar{X}_n}{\bar{X}_n} \right| \right) \times 100\% \quad (3.4)$$

Keterangan :

x = hasil pengukuran alat konvensional

y = hasil pengukuran alat yang dirancang

\bar{X} = rata-rata

X_i = nilai sampel ke-i

X_n = data ke-n

\bar{X}_n = rata-rata sebanyak-n

n = banyaknya data

BAB IV

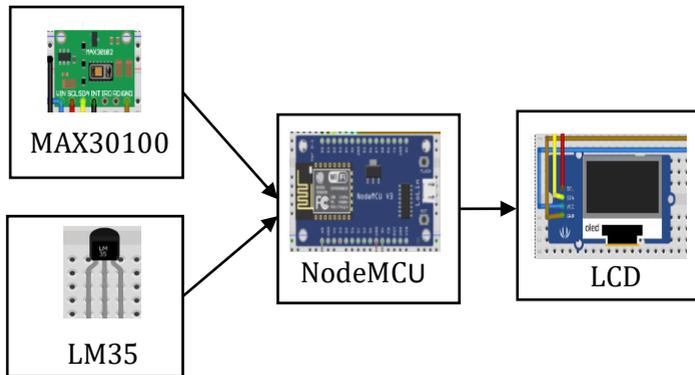
HASIL DAN PEMBAHASAN

Alat pengukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh ini bertujuan untuk mengukur jumlah detak jantung per menit, persentase saturasi oksigen dan kondisi temperatur pada tubuh sebagai monitoring identifikasi kondisi tubuh pasien dalam keadaan normal atau tidak.

Proses pengerjaan alat oleh peneliti dilakukan dengan dua tahap perancangan, yaitu perancangan *hardware* dan dilanjutkan dengan perancangan *software*. Berikut ini adalah penjelasan hasil rancangan *hardware* maupun *software* dari alat.

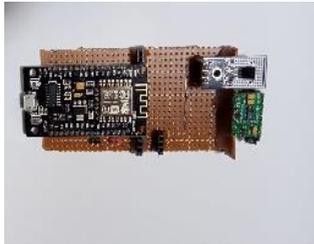
4.1 Perancangan *Hardware*

Perancangan *hardware* pada penelitian ini akan menampilkan hasil nilai detak jantung dalam satuan bpm, saturasi oksigen dalam satuan % dan suhu tubuh dalam satuan (°C). Di dalam perangkat *hardware* alat ukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh ini terdapat beberapa komponen yang disusun, yaitu sensor MAX30100, sensor LM35, NodeMCU ESP8266, resistor 4,7kΩ, kabel USB dan *power bank*. Desain tampilan dan deskripsi perancangan *hardware* alat pengukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dapat dilihat pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Desain tampilan dan deskripsi perancangan *hardware*

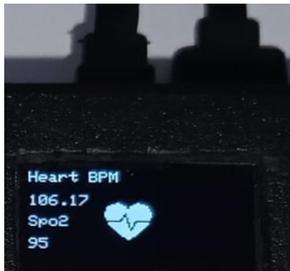
Gambar 4.1 menjelaskan bahwa *power supply* pada rangkaian menggunakan *power bank*, sehingga membutuhkan kabel USB untuk menghubungkan *power supply* ke NodeMCU. Hal ini bertujuan memudahkan pengisian daya dalam pengambilan data serta daya dapat bertahan lebih lama dibanding menggunakan baterai. Agar keluaran sensor MAX30100 dapat terbaca, rangkaian sensor MAX30100 pada pin SDA dan SCL masing-masing ditambahkan resistor senilai $4,7k\Omega$ sebagai *pull up* yang disambungkan ke pin input VCC (Savitri, 2020).



(a)



(b)



(c)



(d)

Gambar 4.2 Skema alat ukur detak jantung, saturasi oksigen, suhu tubuh dengan (a) rangkaian alat, (b) perangkat keras (*hardware*), (c) dan (d) tampilan OLED

Gambar 4.2 menjelaskan tampilan alat ukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh. Rangkaian alat

ditunjukkan pada Gambar 4.2(a) memperlihatkan susunan komponen elektronika yang dihubungkan satu sama lain pada PCB sehingga nampak lebih ringkas dan rapi. Rangkaian tersebut akan dikoneksikan ke OLED sesuai Gambar 4.1. Sedangkan untuk Gambar 4.2(b) memperlihatkan rangkaian komponen elektronika, sensor dan OLED yang telah direkatkan serta *dipacking* pada box hitam menjadi satu alat yang langsung bisa digunakan untuk mengukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh. Berdasarkan Gambar 4.2(b) terlihat *power bank* yang dihubungkan ke alat (NodeMCU) sebagai sumber daya. Selain *space* untuk sensor MAX30100 dan sensor LM35, alat pengukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh ini juga memberikan *space* untuk koneksi NodeMCU sehingga memungkinkan komunikasi secara langsung alat ukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dengan *software* Arduino IDE pada laptop melalui NodeMCU menggunakan kabel USB. Untuk *packingnya* dibuat warna gelap agar tidak terlalu menyerap cahaya yang dapat mengakibatkan gelombang cahaya yang dipancarkan *red* LED pada sensor MAX30100 dapat bercampur dengan gelombang cahaya lain (Savitri, 2020).

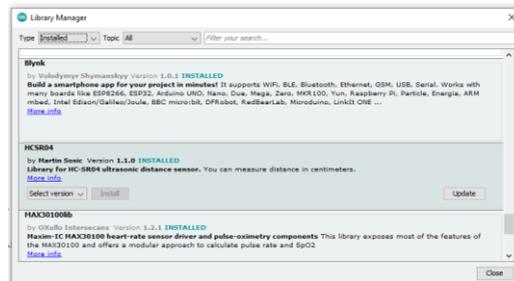
Tampilan Gambar 4.2(b) terlihat bahwa untuk nilai detak jantung dimulai dari 0 bpm, nilai saturasi oksigen dimulai dari 0% sedangkan nilai suhu tubuh tidak dimulai

dari 0°C. Tampilan tersebut dikarenakan sensor LM35 yang selain dapat mengukur suhu tubuh, juga dapat mengukur suhu ruangan. Sensor LM35 merupakan sensor yang sangat sensitif terhadap temperatur (Putra, 2013). Sensor suhu IC LM35 merupakan *chip* produksi IC semikonduktor nasional yang fungsinya untuk menentukan suhu dalam besaran elektrik suatu benda atau ruangan. Sensor LM35 juga dapat didefinisikan sebagai suatu komponen elektronika yang fungsinya mengubah perubahan suhu yang diterima melalui perubahan arus listrik (Muttaqin & Sirait, 2015).

4.2 Perancangan Software

Perancangan perangkat lunak (*software*) alat pengukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh berbasis IoT untuk identifikasi kondisi sinyal vital pasien memanfaatkan dua aplikasi yaitu Arduino IDE dan Blynk sebagai tampilannya.

Software Arduino IDE sebelum program dibuat terlebih dahulu pada menu *library manager* yang terdapat pada Arduino IDE dilakukan penginstalan *library* untuk sensor MAX30100, sensor LM35 dan Blynk. Berikut adalah tampilan pada menu *library manager*.



Gambar 4.3 Menu *library manager* pada Arduino IDE

Pembuatan program untuk tampilan pada OLED dan juga *smarthphone* (tampilan Blynk) dilakukan setelah penginstalan *library* untuk sensor MAX30100, sensor LM35 dan Blynk selesai. Alat yang telah terkoneksi ke NodeMCU di koneksikan ke aplikasi Blynk pada *smartphone* melalui program pada arduino IDE. Saat program dijalankan, agar terkoneksi ke *smartphone*, maka perlu dimasukkan kode autentifikasi yang telah dikirim melalui email pada program “*char auth*” serta memasukkan kode hp pada program “*char ssid*” dan sandi *hotspot* wifi pada program “*char pass*”. Pastikan *coding* terverivikasi sebelum program dijalankan untuk mengetahui apakah terdapat program error atau tidak. Dibawah ini tampilan coding program pada *software* Arduino IDE.

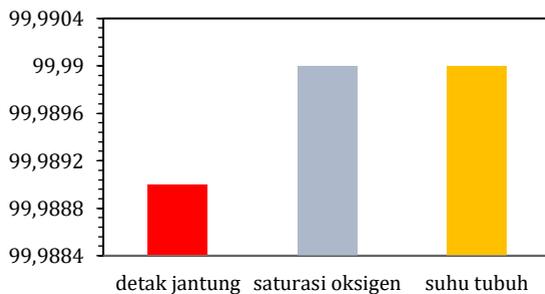
Gambar 4.5 pada tampilan visual interaktif Blynk terdapat lima indikator, yaitu tiga indikator utama dan dua indikator pendukung. Tiga indikator utamanya meliputi indikator detak jantung yang dilengkapi nilai digital satuan bpm dengan batas 0-200 bpm, saturasi oksigen yang dilengkapi nilai digital satuan % dengan batas 0-100 % dan suhu tubuh yang dilengkapi nilai digital satuan °C yang langsung menunjukkan nilai suhu tubuh. Sedangkan untuk dua indikator lainnya meliputi satu indikator *button* yang berfungsi untuk melakukan *switch*, yaitu saat ingin melakukan pengukuran detak jantung dan saturasi oksigen maka tombol *button* diklik sehingga menunjukkan *button*Spo2BPM dan jika ingin melakukan pengukuran suhu tubuh tombol *button* diklik lagi sehingga menunjukkan *button* Temp. Satu indikator pendukung lainnya adalah indikator *reset*. Indikator *reset* ini berfungsi untuk me-*reset* tampilan pada aplikasi Blynk sehingga tampilan visual interaktif pada aplikasi Blynk dimulai dari awal tanpa menghapus program (Fatoni & Rendra, 2017).

4.3 Hasil Pengujian Alat Ukur Detak Jantung, Saturasi Oksigen dan Suhu Tubuh untuk Identifikasi Pasien Berbasis IoT

Pengujian rancangan *hardware* (perangkat keras) pada alat ukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh

untuk identifikasi pasien berbasis IoT dilakukan dengan membandingkan alat hasil rancangan dengan alat medis yang biasa dipakai para tenaga medis untuk mengetahui tingkat akurasi alat yang telah dirancang apakah dapat digunakan sebagai alternatif alat ukur detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh atau tidak.

Jumlah sampel keseluruhan yang dipakai untuk pengujian adalah sebanyak 50 responden (laki-laki dan perempuan) dengan data yang dapat dilihat pada Lampiran 1 dan Lampiran 2. Sedangkan untuk pengujian akurasi alat hasil penelitian cukup menggunakan pengukuran dari 12 sampel (Natarasan & Sekar, 2020) (6 orang laki-laki dan 6 orang perempuan) dengan variasi usia dari usia 8-83 tahun dalam kondisi tidak sesudah melakukan aktivitas berat.



Gambar 4.6 Grafik nilai akurasi alat

4.3.1 Pengujian Sensor Detak Jantung dan Saturasi Oksigen MAX30100

Pengujian sensor detak jantung dan saturasi oksigen MAX30100 dilakukan dengan membandingkan alat hasil rancangan dengan alat konvensional yang biasa dipakai para tenaga medis yaitu *pulse oxymeter*. Pengujian sensor MAX30100 dibagi menjadi dua, yaitu pengujian pada pengukuran detak jantung dan pengujian pada pengukuran saturasi oksigen dengan menggunakan alat konvensional pembanding yang sama (*pulse oxymeter*). Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui nilai akurasi yang diperoleh alat ukur untuk detak jantung dan saturasi oksigen yang telah dibuat.

Tabel 4.1 Hasil pengujian sensor detak jantung

Sensor MAX30100 (BPM)	<i>Pulse Oxymeter</i> (BPM)	Akurasi (%)
110,8	110	99,993
105,4	105	99,996
94,2	90	99,953
87,2	86	99,986
115,4	115	99,997
84,6	85	99,995
84,7	84	99,992
83,8	83	99,990
74,4	73	99,981
91,2	91	99,998
88,6	88	99,993
90,4	90	99,996
akurasi rata-rata		99,989

Data Tabel 4.1 dapat dilihat hasil pengukuran data detak jantung dari sensor MAX30100 dan *pulse oxymeter*. Keduanya memiliki nilai detak jantung yang beragam dari berbagai variasi usia pada sampel. Nilai detak jantung pada setiap usia tidak stabil atau mengalami fluktuasi sehingga pembacaan data pada alat harus dilakukan saat data stabil. Hal ini diakibatkan karena jantung yang setiap detiknya selalu memompa darah dan juga diakibatkan kondisi yang berbeda-beda dari setiap sampel (Savitri, 2020).

Tabel 4.2 Hasil pengujian sensor saturasi oksigen

Sensor MAX30100 (%)	<i>Pulse Oxymeter</i> (%)	Akurasi (%)
97	98	99,990
97	99	99,979
97	99	99,979
98	97	99,990
98	98	100
97	98	99,990
97	97	100
97	98	99,990
96	98	99,980
98	98	100
98	99	99,990
97	98	99,990
Akurasi rata-rata		99,990

Data Tabel 4.2 menunjukkan perbandingan nilai saturasi oksigen yang diukur menggunakan sensor MAX30100 dan *pulse oxymeter*. Nilai saturasi oksigen dari

masing-masing sampel dari data keseluruhan 12 sampel dengan variasi usia yang diukur menggunakan sensor MAX30100 maupun *pulse oxymeter* memiliki nilai yang dapat dibidang cukup stabil. Hal ini dikarenakan nilai saturasi oksigen selalu relatif stabil saat keadaan tubuh normal bahkan setelah melakukan aktivitas ringan. Nilai saturasi oksigen tidak memerlukan ambilan oksigen tambahan untuk pasokan energi saat aktivitas ringan (Rompas et al., 2020).

Data detak jantung dan saturasi oksigen sensor MAX30100 dibandingkan dengan data detak jantung dan saturasi oksigen *pulse oxymeter* dapat dilihat bahwa hanya terdapat sedikit perbedaan nilai dari keseluruhan data detak jantung. Data tersebut juga menunjukkan bahwa hasil data dari sensor MAX30100 memiliki *noise* yang cukup rendah. Hal ini diakibatkan sensor MAX30100 memiliki nilai *noise* atau gangguan yang lebih kecil dan tidak terpengaruh lingkungan sekitar (Savitri, 2020).

Tabel 4.1 dan Tabel 4.2 menunjukkan nilai yang membandingkan kecocokan data detak jantung dan saturasi oksigen antara sensor MAX30100 dan *pulse oxymeter*. Dari tabel tersebut nilai detak jantung antara keduanya memiliki nilai hampir sama yang telah dibuktikan dengan tingginya presentase akurasi. Keseluruhan data memiliki nilai akurasi diatas 95% di setiap datanya dengan nilai rata-rata akurasi

data detak jantung sebesar 99,989% dan nilai rata-rata akurasi saturasi oksigen sebesar 99,990%. Setelah memperoleh nilai akurasi yang cukup tinggi selanjutnya alat dapat digunakan untuk pengukuran detak jantung dan saturasi oksigen pada pasien (Sulehu & Senrimang, 2018).

Prinsip kerja sensor MAX30100 saat pengambilan data adalah jika jari diletakkan di atas sensor, kemudian cahaya yang dipancarkan oleh LED merah dan LED inframerah dipancarkan, selanjutnya gelombang cahaya yang dipancarkan oleh LED inframerah diserap oleh darah dengan faktor terdapat sejumlah besar oksigen. Jika oksigen berkurang dalam darah, gelombang cahaya LED merah akan menyerap lebih banyak cahaya inframerah daripada LED. Gelombang cahaya yang tidak diserap akan dipantulkan kembali dan dideteksi oleh fotodiode (Qahar, 2018).

Tegangan output berubah setelah sensor terpasang pada alat sesuai dengan kondisi detak jantung dan saturasi oksigen. Pengukuran detak jantung pada sensor memanfaatkan penyerapan sinar inframerah pada pembuluh dimana cahaya yang tidak diserap akan dipantulkan dan diukur oleh detektor. Karena perubahan jumlah volume darah sinkron detak jantung, dimana perubahan jumlah darah ini berkaitan dengan perubahan sinyal pada fotodetektor, maka sensor akan membaca laju detak jantung. Untuk pembacaan

saturasi oksigen pada sensor MAX30100 memanfaatkan sifat oksigen dalam darah yaitu melewati cahaya merah dan menyerap sinar inframerah (Pratiwi, 2019).

Interferensi yang terjadi akibat adanya cahaya dari luar dapat mengganggu perolehan cahaya fotodioda dari sinar infra merah (Pratiwi, 2019). Untuk itu, packingnya dibuat warna gelap agar tidak terlalu menyerap cahaya yang dapat mengakibatkan gelombang cahaya yang dipancarkan red LED dapat bercampur dengan gelombang cahaya lain (Savitri, 2020). Selain pengaruh cahaya dari luar, ketebalan jari juga dapat mempengaruhi perolehan cahaya fotodioda dari sinar infra merah. Semakin tebal jari sampel maka semakin banyak sinar infra merah yang menembus, sehingga intensitas yang diperoleh fotodioda juga akan semakin berkurang. Presisi cara kerja sensor juga dapat berkurang jika posisi jari antara inframerah dan fotodioda kurang tepat (Pratiwi, 2019).

Berdasarkan analisis hasil penelitian dari pengukuran detak jantung dan saturasi oksigen menggunakan sensor MAX30100, metode pengukuran PPG secara *reflectance* memiliki kelebihan dibandingkan metode pengukuran PPG secara *transmittance*. Metode pengukuran PPG secara *reflectance* memiliki space pengukuran yang lebih banyak dan lebih fleksibel karena sensor cahaya terletak sejajar dengan sumber cahaya. Selain itu, saat sumber cahaya melakukan

pemantulan cahaya maka metode PPG secara *reflectance* akan melakukan penguatan cahaya (Savitri, 2020).

4.3.2 Pengujian Sensor Suhu LM35

Pengujian sensor suhu tubuh LM35 dilakukan dengan membandingkan alat hasil rancangan dengan alat konvensional yang biasa dipakai para tenaga medis yaitu *thermogun*. Sama halnya seperti pengujian detak jantung dan saturasi oksigen, pengujian ini juga bertujuan untuk mengetahui nilai akurasi yang diperoleh alat ukur untuk suhu tubuh yang telah dibuat. Berikut tabel hasil penelitian serta grafik hasil analisis data pengukuran suhu tubuh.

Tabel 4.3 Hasil pengujian sensor suhu tubuh

Sensor LM35 (°C)	<i>Thermogun</i> (°C)	Akurasi (%)
36,74	36,3	99,988
36,74	36,6	99,996
37,02	36,7	99,991
36,09	36,7	99,983
36,09	36,7	99,983
36,09	36,3	99,994
36,09	36,4	99,991
36,42	36,7	99,992
36,74	36,3	99,988
36,74	36,4	99,991
36,09	36,6	99,986
36,09	36,7	99,983
akurasi rata-rata		99,989

Tabel 4.3 merupakan hasil pengukuran suhu tubuh menggunakan sensor LM35 dan *thermogun*. Berdasarkan penelitian sebelumnya oleh I.Arriansyah (2018) sensor LM35 memiliki nilai ketidakpastian yang kecil yaitu kurang dari 1 derajat celsius, sehingga memiliki nilai suhu tubuh yang hampir sama dengan alat ukur suhu tubuh konvensional (Arriansyah, 2018). Hal ini juga dapat dilihat dari hasil pengukuran data pada Tabel 4.3 bahwa antara pengukuran suhu tubuh dengan sensor LM35 dan *thermogun* tidak berbeda jauh sesuai dengan nilai akurasi yang cukup tinggi dari masing-masing sampel mencapai nilai akurasi sebesar 99,989% dari keseluruhan sampel.

Pengukuran suhu tubuh dilakukan pada siang menjelang sore hari saat sampel berada di rumah dan tidak sesudah melakukan aktivitas berat. Suhu tubuh manusia cenderung naik sepanjang hari 0,6 °C. Suhu tubuh biasanya naik 0,6°C pada sore hari dan cenderung di titik rendah saat pagi hari (Pratiwi, 2019).

Beberapa penelitian yang dikembangkan pengukuran suhu banyak yang memanfaatkan sinar inframerah (Tanasawa, 2016). Sensor suhu yang digunakan pada penelitian ini adalah sensor LM35. Sensor LM35 merupakan sensor dalam besaran elektrik untuk mengukur temperatur. Prinsip kerja alat pengukur suhu ini adalah dengan

menggunakan sensor suhu yang mengubah suhu menjadi tegangan, dengan kata lain, panas yang ditangkap ini diubah menjadi tegangan oleh LM35 sebagai sensor suhu. Proses panas diubah menjadi tegangan ini dikarenakan pada LM35 ini terdapat jenis termistor PTC (Koefisien Suhu Positif), di mana termistor ini adalah alasan untuk sensor dapat menangkap perubahan panas (Arfiansyah, 2018).

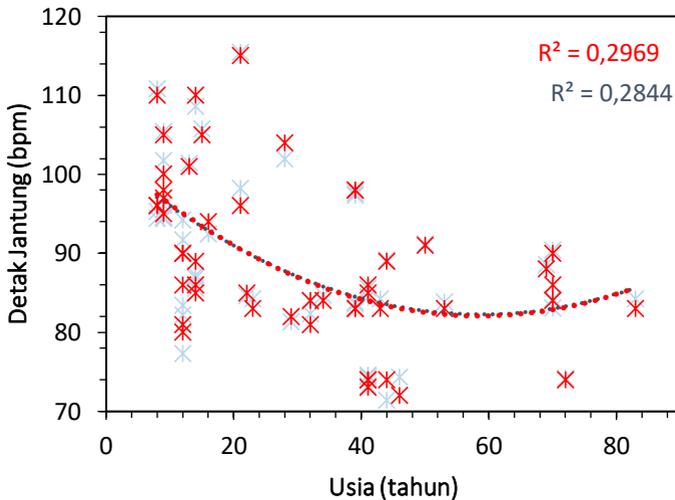
4.4 Identifikasi Kondisi Tubuh Berdasarkan Parameter Nilai Detak Jantung, Saturasi Oksigen dan Suhu Tubuh

Identifikasi kondisi tubuh dengan parameter detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dilakukan dengan menganalisis data hasil penelitian menggunakan perbandingan sensor detak jantung dan saturasi oksigen MAX30100 dengan *pulse oxymeter* dan sensor suhu tubuh LM35 dengan termometer. Tabel hasil pengukuran detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dapat dilihat pada Lampiran 1 dan Lampiran 2. Jumlah responden yang diukur sebanyak 50 responden (20 laki-laki dan 30 perempuan) dengan pengukuran variasi usia 8-83 tahun di Desa Sambilawang.

4.4.1 Identifikasi Kondisi Tubuh Berdasarkan Parameter Nilai Detak Jantung

Identifikasi kondisi tubuh dengan parameter detak jantung dilakukan dengan menganalisis data hasil pengukuran sensor MAX30100 dan *pulse oxymeter* dari 50

sampel dengan varisai usia. Data hasil pengukuran tersebut selanjutnya dibandingkan dengan parameter nilai denyut jantung dari pustaka yang telah ada.



Gambar 4.7 Grafik hubungan usia dan detak jantung

Secara umum, nilai detak jantung yang digunakan acuan untuk mengetahui kondisi tubuh adalah antara 60-100 bpm. Terdapat beberapa orang yang memiliki nilai detak jantung dibawah 60 bpm dan itu biasanya dimiliki oleh orang-orang yang terlatih seperti atlet. Hal itu menunjukkan efektivitas fungsi jantung saat memompa darah. Sedangkan saat orang memiliki nilai detak jantung kisaran diatas 100 bpm dapat dianalisis bahwa orang tersebut mengalami gangguan fisik dimana jantung dalam kondisi lemah saat memompa darah (Sandi, 2013).

Merujuk pada batas maksimal detak jantung adalah 220 dikurangi usia seseorang, maka dapat dianalisis bahwa 50 sampel memiliki detak jantung normal. Usia seseorang memiliki pengaruh pada rentan nilai denyut nadi, denyut nadi maksimum lansia secara signifikan akan berkurang (saat mencapai usia 80 tahun akan berkurang sebesar 50% dari usia pubertas). Hal ini disebabkan massa otot dan kekuatan otot maksimum akan tercapai pada pengurangan yang sangat banyak. Pada anak usia 5 tahun, Denyut nadi istirahat anak usia 5 tahun antara 96-100 bpm, 80-90 bpm pada usia 10 tahun, dan 60-80 bpm untuk orang dewasa, serta 76-100 bpm pada usia 14-21 tahun. Jadi, usia hanya mempengaruhi nilai rata-rata detak jantung tidak secara spesifik menentukan nilai pasti detak jantung (Sandi, 2013). Hal ini sesuai dengan Gambar 4.7 yang menunjukkan bahwa detak jantung cenderung turun secara polinom dengan meningkatnya usia walaupun tidak signifikan nilai R kuadrat dibawah nol koma. Sedangkan nilai yang berbeda-beda dari setiap sampel diakibatkan oleh kondisi fisik masing-masing sampel (Savitri, 2020).

Kondisi denyut jantung dapat diidentifikasi dari rambatan denyut jantung (denyut nadi) yang dihitung berdasarkan repetisi (kali/menit) sehingga denyut nadi

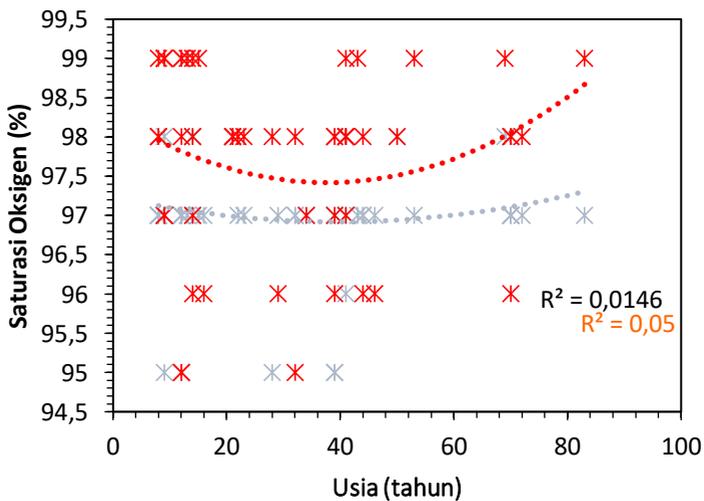
menjadi indikator manifestasi kemampuan jantung (Khasan et al., 2012).

Kondisi tubuh seseorang terdapat kemungkinan kondisi jantung yang normal dapat berubah tidak normal. Beberapa hal yang dapat mengubah kondisi jantung berubah atau terganggu antara lain:

- a. perubahan irama dan frekuensi jantung,
- b. adanya riwayat penyakit jantung; hipertensi; hipotensi,
- c. anemia
- d. berat badan.

(Sandi, 2013)

4.4.2 Identifikasi Kondisi Tubuh Berdasarkan Parameter Saturasi Oksigen



Gambar 4.8 Grafik hubungan usia dan saturasi oksigen

Identifikasi saturasi oksigen sama halnya seperti identifikasi kondisi tubuh dengan parameter detak jantung juga dilakukan dengan menganalisis data pengukuran dari 50 sampel yang dapat dilihat pada Lampiran 1 dari pengukuran menggunakan sensor MAX30100 dan *pulse oxymeter*.

Saturasi oksigen merupakan presentase kemampuan hemoglobin dalam mengikat oksigen (Dengo et al., 2018). Nilai saturasi oksigen sangat penting untuk pemantauan kondisi tubuh karena dapat menunjukkan apakah perfusi jaringan pasien sudah mencukupi atau belum. Penurunan saturasi oksigen dapat menyebabkan terjadinya kegagalan transportasi oksigen, karena oksigen dalam tubuh terutama dapat larut dalam plasma yang dikombinasikan dengan hemoglobin (Andriani & Hartono, 2013).

Saturasi oksigen seseorang dikatakan normal saat berkisar antara 95-100 % dan butuh evaluasi lanjutan saat mencapai nilai dibawah 80% serta dapat sangat membahayakan saat mencapai nilai dibawah 70%. Selain itu, saturasi oksigen dapat menandakan gagal nafas saat mencapai nilai dibawah 90% (Andriani & Hartono, 2013).

Berdasarkan pernyataan diatas dapat dianalisis bahwa data saturasi oksigen pada sampel berada pada rentan saturasi oksigen normal. Meskipun pertambahan usia dapat mempengaruhi aktivitas fisik pada tubuh dan dapat

menyebabkan adanya gangguan fungsi tubuh, namun usia tidak mempengaruhi presentase saturasi oksigen (Widhisusanti, 2016). Hal ini nampak pada Gambar 4.8 yang menunjukkan tidak ada hubungan antara usia dan saturasi oksigen dengan nilai R kuadrat dibawah nol koma secarapolynomial.

Berdasarkan nilai data saturasi oksigen, presentase saturasi oksigen tidak selalu sama, hal ini dikarenakan setiap orang memiliki sistem fungsi tubuh dan peredaran darah yang berbeda. Beberapa faktor yang dapat mempengaruhi perubahan saturasi oksigen adalah beraktivitas secara berlebihan sehingga dapat menyebabkan tubuh menggigil, kecilnya denyut nadi, di dalam tubuh memiliki sirkulasi darah yang buruk serta kadar hemoglobin yang berubah (Widhisusanti, 2016).

4.4.3 Identifikasi Kondisi Tubuh Berdasarkan Parameter Suhu Tubuh

Identifikasi kondisi tubuh dengan parameter suhu tubuh dilakukan dengan menganalisis data pengukuran suhu tubuh pada sampel dari hasil ukur sensor LM35 dan *thermogun*.

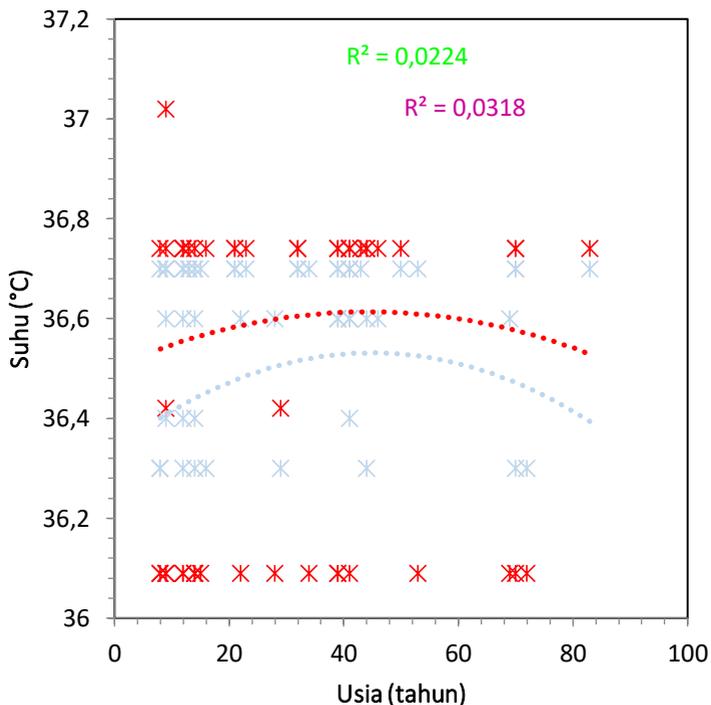
Suhu tubuh merupakan derajat panas atau dinginnya tubuh. Suhu tubuh memiliki nilai yang berbeda tergantung pengukurannya, karena pada suhu tubuh terdapat dua kategori, yaitu suhu inti dan suhu permukaan. Pengukuran

suhu inti dapat dilakukan di bagian tubuh seperti mulut, ketiak dan pelepasan (rektum). Sedangkan untuk pengukuran suhu permukaan dapat dilakukan pada permukaan kulit (Kukus et al., 2013).

Suhu tubuh saat diukur, tentunya antara suhu inti dan suhu permukaan memiliki nilai yang berbeda. Hal ini dikarenakan beberapa jaringan aktif seperti kelenjar keringat, tulang, saraf, jaringan ikat serta otot menghasilkan energi panas. Selanjutnya energi panas tersebut diangkut melalui sirkulasi darah ke seluruh tubuh, sehingga menyebabkan antara suhu inti dan suhu permukaan memiliki perbedaan yang cukup besar sekitar 4°C. Sehingga agar tubuh memperoleh fungsi yang optimal, suhu tubuh harus memenuhi dua faktor, yaitu kesesuaian antara suhu permukaan dengan suhu inti dan kesesuaian antara suhu permukaan dengan suhu lingkungan (Kukus et al., 2013).

Analisis suhu tubuh pada penelitian ini dilakukan dengan variasi usia. Dari penelitian yang dilakukan oleh Kukus et al., 2013 menyatakan bahwa semakin bertambahnya usia maka suhu tubuh semakin rendah. Namun, dalam penelitiannya juga menyebutkan bahwa suhu tubuh seseorang akan mencapai suhu panas saat seseorang melakukan aktivitas kerja otot dan berada pada ruang dengan suhu diatas 28°C (dalam kondisi tanpa baju) serta seseorang

akan mencapai suhu dingin saat berada pada suhu ruang ideal 28°C-30°C (Kukus et al., 2013). Hal ini juga diperkuat dengan grafik pada Gambar 4.9 yang menunjukkan tidak ada hubungan antara usia dengan suhu tubuh dengan nilai R kuadrat secara *polynomial* dibawah nol koma.



Gambar 4.9 Grafik hubungan usia dan suhu tubuh

Dari data dapat dianalisis bahwa suhu tubuh tubuh manusia berubah seiring dengan kondisi tubuh, banyaknya aktivitas yang dilakukan, serta kondisi cuaca dan suhu yang muncul di lingkungan tempat tinggal. Sehingga setiap orang

dapat memiliki kondisi suhu tubuh yang berbeda. Bahkan dalam satu hari suhu tubuh tubuh manusia akan berubah, baik itu kenaikan atau penurunan suhu tubuh. Hal ini dipengaruhi oleh kegiatan yang dilakukan serta kondisi tubuh (Stevania, 2019).

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan perancangan dan analisis alat ukur untuk identifikasi *vital sign* dengan parameter detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh, dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Alat ukur *vital sign* berhasil dibuat dengan parameter detak jantung, saturasi oksigen, dan suhu tubuh dengan merangkai sensor MAX30100 sebagai sensor detak jantung dan saturasi oksigen serta sensor LM35 sebagai sensor suhu tubuh yang berbasis IoT lewat monitoring OLED yang dikoneksikan pada *smarthphone* melalui aplikasi Blynk.
2. Hasil pengukuran detak jantung responden dilakukan dengan membandingkan alat ukur yang telah dibuat dengan *pulse oxymeter* dan diperoleh nilai akurasi sebesar 99,989%, pengukuran saturasi oksigen responden dilakukan dengan membandingkan alat yang telah dibuat dengan *pulse oxymeter* dan diperoleh nilai akurasi sebesar 99,990% dan pengukuran suhu tubuh responden dilakukan dengan membandingkan alat yang telah dibuat dengan *thermogun* dan diperoleh nilai akurasi sebesar 99,989%. Perhitungan nilai akurasi

diambil dari data 12 responden yang kemudian dapat digunakan untuk identifikasi kondisi tubuh untuk 50 responden.

3. Dari 50 responden dengan variasi usia data keseluruhan menunjukkan kondisi tubuh dalam keadaan normal dan usia tidak secara signifikan mempengaruhi nilai detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh secara signifikan. Nilai detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh dapat dipengaruhi kondisi tubuh dan aktivitas yang dilakukan.

5.2 Saran

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, maka saran yang mungkin dapat dikembangkan baik dari perancangan alat ukur vital sign dengan parameter detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh maupun identifikasi kondisi tubuh berdasarkan detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh adalah sebagai berikut:

1. Menambahkan parameter lain serta fitur-fitur tambahan pada aplikasi untuk pengukuran.
2. Memperkecil bentuk alat sehingga dapat lebih praktis.
3. Pada alat dapat dirancang secara lebih baik sehingga nilai detak jantung, saturasi oksigen dan suhu tubuh yang diperoleh dapat diperoleh pada *real time* yang lebih cepat.

4. Menambahkan variasi untuk identifikasi kondisi tubuh pasien sehingga dapat diperoleh lebih banyak pengetahuan tentang faktor yang mempengaruhi *vital sign*.

DAFTAR PUSTAKA

- Agustian, I. (2019). *Rancang Bangun Pemantau Detak Jantung dan Suhu Tubuh Portabel Dengan Sistem IoT*. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 9(2), 19–23.
- Andriani, A., & Hartono, R. (2013). *Saturasi Oksigen Dengan Pulse Oxymetry Dalam 24 Jam Pada Pasien Dewasa Terpasang Ventilator Di Ruang ICU Rumah Sakit Panti Wilasa Citarum Semarang*. *Jendela Nursing Jurnal*, 2, 257–263.
- Anonim. (2017). LM35 *Precision centigrade temperature sensors*. *Texas-United States of America*.
<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>
- Anugrah, D., Pantjawati, A. B., & Somantri, Y. (2016). *Rancang Bangun Pengukur Laju Detak Jantung Berbasis PLC Mikro. Elinvo (Electronics, Informatics, and Vocational Education)*, 1(3), 163–170.
<https://doi.org/10.21831/elinvo.v1i3.10857>
- Arfiansyah, I. (2018). *Alat Ukur Suhu Tubuh Manusia secara Digital Menggunakan Sensor LM 35 Mikrokontroler Arduino*. *Skripsi*.
- Arifin, R. (2016). *Telemonitoring Detak Jantung Pasien Berbasis Internet Untuk Implementasi Pada Sistem Telemedika*. *Publikasi Ilmiah*, 1–13.
- Dengo, M. R., Suwondo, A., & Suroto. (2018). *Hubungan*

- Paparan CO terhadap Saturasi Oksigen dan Kelelahan Kerja pada Petugas Pakir. Gorontalo Journal of Public Health, 1, 78–84.*
- Efendi, Y. (2018). *Internet Of Things (Iot) Sistem Pengendalian Lampu Menggunakan Raspberry Pi Berbasis Mobile. Jurnal Ilmiah Ilmu Komputer, 4(1), 19–26.*
<https://doi.org/10.35329/jiik.v4i2.41>
- Elviyana, E., Fahrudin, A. E., & Sugriwan, I. (2016). *Pengukur Tekanan Darah Otomatis Berbasis Android. Jurnal Fisika FLUX, 13 (1), 40–48.*
<http://ppjp.unlam.ac.id/journal/index.php/f/article/view/1922>
- Fatoni, A., & Rendra, D. B. (2017). *Perancangan Prototype Sistem Kendali Lampu Menggunakan Handphone Android Berbasis Arduino. Jurnal Prosisko, 1(September), 23–29.*
- Jayanti, T., Sudarmanto, A., & Faqih, M. 2019. *Cold Smoking Equipment Desain of Smoked Fish Product with Closed Circulation Using Temperature and Concentration Monitoring System Based on Arduino Uno. International Conference on Applied Sciences Information and Technology. 17(3).*
- Khasan, N. A., Rustiadi, T., & Annas, M. (2012). *Korelasi Denyut Nadi Istirahat Dan Kapasitas Vital Paru Terhadap Kapasitas Aerobik. ACTIVE: Journal of Physical Education,*

- Sport, Health and Recreation*, 1(4).
<https://doi.org/10.15294/active.v1i4.511>
- Kukus, Y., Supit, W., & Lintong, F. (2013). *Suhu Tubuh: Homeostasis Dan Efek Terhadap Kinerja Tubuh Manusia. Jurnal Biomedik (Jbm)*, 1(2).
<https://doi.org/10.35790/jbm.1.2.2009.824>
- Muttaqin, J., & Sirait, M. (2015). *Rancang Bangun Detektor Suhu Ruangan Menggunakan Sensor LM35 Dengan Arduino UNO V3.0 Berbasis Liquid Cristal Display (LCD). Jurnal Einstein*, 3(2), 30–36.
- Natarasan, S., & Sekar, P. (2020). *Design and Implementation of Heartbeat rate and SpO2 Detector by using IoT for patients. Proceedings of the International Conference on Electronics and Sustainable Communication Systems (ICESC 2020)*, 630–636.
- Nugroho, C. R. (2019). *Alat Pengukur Saturasi Oksigen Dalam Darah Menggunakan Metode PPG Reflectance Pada Sensor MAX30100 Skripsi*.
- Nugroho, C. R., Yuniarti, E., & Hartono, A. (2020). *Alat Pengukur Saturasi Oksigen Dalam Darah Menggunakan Metode Photoplethysmograph Reflectance. Al-Fiziya: Journal of Materials Science, Geophysics, Instrumentation and Theoretical Physics*, 3(2), 84–93.
<https://doi.org/10.15408/fiziya.v3i2.17721>

- Pangestu, A. D., Ardianto, F., & Alfaresi, B. (2019). *Sistem Monitoring Beban Listrik Berbasis Arduino Nodemcu Esp8266*. *Jurnal Ampere*, 4(1), 187. <https://doi.org/10.31851/ampere.v4i1.2745>
- Pratiwi, Y. (2019). *Rancang Bangun Sistem Pengukuran Suhu Tubuh Dan Detak Jantung Menggunakan Sensor Infrared Berbasis Mikrokontroler ATmega8535*. *Skripsi*.
- Putra, L. Y. (2013). *Perancangan Sistem Pengukur Suhu Menggunakan Arduino dan C#.Net. Tugas Akhir*.
- Qahar, A. N. (2018). *Desain Alat Ukur Denyut Jantung Dan Saturasi Oksigen Pada Anak Menggunakan Satu Sensor*. *Skripsi*, vi.
- Resika Arthana, I. K., Pradnyana, I. M. A., & Kurniati, D. P. Y. (2018). *Sistem Monitoring Detak Jantung dan Lokasi Pasien*. *Jurnal Pendidikan Teknologi Dan Kejuruan*, 15(1), 124–133. <https://doi.org/10.23887/jptk-undiksha.v15i1.13115>
- Rompas, S. E., Pangkahila, E. A., & Polii, H. (2020). *Perbandingan Saturasi Oksien Sebelum dan Sesudah Melakukan Latihan Fisik Akut pada Mahasiswa Fakultas Kedokteran Unsrat Angkatan 2019*. *Jurnal E-Biomedik*, 8(1), 41–45. <https://doi.org/10.35790/ebm.8.1.2020.27142>
- Sandi, I. N. (2013). *Hubungan Antara Tinggi Badan, Berat*

- Badan, Indeks Massa Tubuh, Dan Umur Terhadap Frekuensi Denyut Nadi Istirahat Siswa SMKN-5 DENPASAR. Sport and Fitness Journal, 1(1), 38–44.*
- Saputro, A. D. (2020). *Rancang Bangun Robot Pendeteksi Kadar Gas Sulfur Dioksida(SO₂) Dan Gas Karbon Monoksida(CO) Untuk Ekplorasi Kawah Ijo Objek Wisata Candi Gedong Songo Berbasis Internet Of Things. In Skripsi.*
- Saputro, M. A., Widasari, E. R., & Fitriyah, H. (2017). *Implementasi Sistem Monitoring Detak Jantung dan Suhu Tubuh Manusia Secara Wireless. Pengembangan Teknologi Informasi Dan Ilmu Komputer, 1(2), 148–156.*
<http://j-ptiik.ub.ac.id/index.php/j-ptiik/article/view/53>
- Satriadi, A., Wahyudi, & Christiyono, Y. (2019). *Perancangan Home Automation Berbasis NodeMCU. Transient, 8(1), 2685–0206.*
<https://ejournal3.undip.ac.id/index.php/transient>
- Savitri, D. E. (2020). *Gelang Pengukur Detak Jantung dan Suhu Tubuh Manusia Berbasis Internet of Things (IoT). Skripsi, 1–87.*
- Septama, H. D., Yulianti, T., Sulistyono, W. E., Yudamson, A., Suhud, R., & Atmojo, T. (2018). *Smart Warehouse : Sistem Pemantauan dan Kontrol Otomatis Suhu serta Kelembaban Gudang. SeNITiA, 1(2), 0–3.*

- Setyawan, L. B. (2017). *Prinsip Kerja dan Teknologi OLED. Techné: Jurnal Ilmiah Elektroteknika*, 16(02), 121–132.
<https://doi.org/10.31358/techne.v16i02.165>
- Sitorus, N. U. R. B. (2019). Rancang bangun alat monitoring detak jantung dan tekanan darah berbasis arduino uno dalam aplikasi. *Skripsi*.
- Stevania, A. S. (2019a). *Alat pengukur dan pencatat suhu tubuh manusia berbasis arduino mega 2560 dengan sms gateway. Skripsi*, 1–68.
- Stevania, A. S. (2019b). *Alat Pengukur Dan Pencatat Suhu Tubuh Manusia Berbasis Arduino Mega 2560 Dengan Sms Gateway*, 1–68.
- Sugiyarto, Y. B. (2010). *Pengukur Tekanan Darah (Tensimeter) Digital Berbasis Mikro Atmega8535. Skripsi*, 1–219.
- Sulehu, M., & Senrimang, A. H. (2018). *Program Aplikasi Alat Pengukur Kadar Glukosa Dalam Darah Non Invasive Bebasis Desktop. Inspiration : Jurnal Teknologi Informasi Dan Komunikasi*, 8(1), 16–24.
<https://doi.org/10.35585/inspir.v8i2.2454>
- Suyanto Moh Fajar Rajasa, S. F. (2013). *Rancang Bangun Prototipe Monitoring Suhu Tubuh Manusia Berbasis O.S Android Menggunakan Koneksi Bluetooth. Jurnal Teknik ITS*, 2(Vol 2, No 1 (2013)), A213–A216.
<http://ejournal.its.ac.id/index.php/teknik/article/view/3>

275

- Tanasawa, I. (2016). Introduction to temperature measurement. *Netsu Bussei*, 3(1), 40–46.
<https://doi.org/10.2963/jjtp.3.40>
- Widhisusanti, N. (2016). HUBUNGAN PENURUNAN AKTIVITAS FISIK DENGAN SATURASI OKSIGEN PADA LANJUT USIA DI POSYANDU MAKAMHAJI. *Publikasi Ilmiah*.
- Yulian, R., & Suprianto, B. (2017). *Rancang Bangun Photoplethysmography (PPG) Tipe Gelang Tangan Untuk Menghitung Detak Jantung Berbasis Arduino*. *Jurnal Teknik Elektro*, 6, 223–231.

LAMPIRAN

LAMPIRAN 1.

DATA PENGUKURAN DAN PERHITUNGAN AKURASI DETAK JANTUNG DAN SATURASI OKSIGEN

Usia (tahun)	Detak Jantung (bpm)		Akurasi (%)	Sturasi Oksigen (%)		Akurasi (%)
	MAX30	<i>Pulse</i>		MAX30100	<i>Pulse</i>	
	100	<i>Oxymeter</i>			<i>Oxymeter</i>	
8	110,8	110	99,993	97	98	99,990
9	105,4	105	99,996	97	99	99,980
9	94,4	97	99,973	95	97	99,979
9	94,6	95	99,996	97	99	99,980
8	95,3	96	99,993	97	98	99,990
8	94,4	96	99,983	97	99	99,980
9	101,7	100	99,983	97	99	99,980
9	96,1	98	99,981	98	97	99,990
16	92,4	94	99,983	97	96	99,990
14	108,6	110	99,987	98	96	99,979
14	86,9	89	99,976	98	99	99,990
14	85,6	85	99,993	97	98	99,990
12	82,2	81	99,985	97	95	99,979
13	101,4	101	99,996	97	99	99,980
15	105,7	105	99,993	97	99	99,980
12	77,3	80	99,966	97	98	99,990
12	91,7	90	99,981	97	99	99,980
12	83,4	86	99,970	97	95	99,979
12	94,2	90	99,953	97	99	99,980
14	87,2	86	99,986	98	97	99,990
29	81,3	82	99,991	97	96	99,990
28	101,9	104	99,980	95	98	99,969
21	98,2	96	99,977	98	98	100
23	84,2	83	99,986	97	98	99,990
22	84,6	85	99,995	97	98	99,990
21	115,4	115	99,997	98	98	100
39	97,3	98	99,993	95	97	99,979
32	82,3	81	99,984	97	98	99,990
32	83,9	84	99,999	97	95	99,979
39	97,6	98	99,996	95	98	99,969
39	83,6	83	99,993	97	96	99,990
39	83,8	83	99,990	97	98	99,990
34	84,7	84	99,992	97	97	100
43	84,2	83	99,986	97	99	99,980
44	89,2	89	99,998	97	96	99,990
41	85,6	86	99,995	97	99	99,980

46	74,3	72	99,968	97	96	99,990
41	84,4	85	99,993	97	98	99,990
44	71,4	74	99,965	97	98	99,990
41	73,2	74	99,989	98	98	100
41	74,6	74	99,992	98	97	99,990
50	91,2	91	99,998	98	98	100
41	74,4	73	99,981	96	98	99,980
83	84,2	83	99,986	97	99	99,980
70	84,2	86	99,979	97	96	99,990
53	83,8	83	99,990	97	99	99,980
70	83,1	84	99,989	97	98	99,990
72	74,2	74	99,997	97	98	99,990
70	90,4	90	99,996	97	98	99,990
69	88,6	88	99,993	98	99	99,990
Akurasi rata-rata			99,987			99,986

LAMPIRAN 2.**DATA PENGUKURAN DAN PERHITUNGAN AKURASI SUHU
TUBUH**

Usia (tahun)	Suhu tubuh (°C)		Akurasi (%)
	LM35	Termometer	
8	36,74	36,3	99,988
9	36,74	36,6	99,996
9	37,02	36,7	99,991
9	36,09	36,7	99,983
8	36,09	36,7	99,983
8	36,09	36,3	99,994
9	36,09	36,4	99,991
9	36,42	36,7	99,992
16	36,74	36,3	99,988
14	36,74	36,4	99,991
14	36,09	36,6	99,986
14	36,09	36,7	99,983
12	36,74	36,4	99,991
13	36,74	36,7	99,999
15	36,09	36,7	99,983
12	36,74	36,7	99,999
12	36,09	36,6	99,986
12	36,74	36,7	99,999
12	36,09	36,3	99,994
14	36,09	36,3	99,994
29	36,42	36,3	99,997
28	36,09	36,6	99,986
21	36,74	36,7	99,999
23	36,74	36,7	99,999
22	36,09	36,6	99,986
21	36,74	36,7	99,999
39	36,74	36,6	99,996
32	36,74	36,7	99,999
32	36,74	36,7	99,999
39	36,09	36,7	99,983
39	36,09	36,7	99,983
39	36,74	36,6	99,996
34	36,09	36,7	99,983
43	36,74	36,7	99,999
44	36,74	36,3	99,988
41	36,74	36,4	99,991
46	36,74	36,6	99,996
41	36,09	36,6	99,986
44	36,74	36,6	99,996
41	36,74	36,6	99,996
41	36,74	36,7	99,999

50	36,74	36,7	99,999
41	36,74	36,7	99,999
83	36,74	36,7	99,999
70	36,09	36,7	99,983
53	36,09	36,7	99,983
70	36,74	36,3	99,988
72	36,09	36,3	99,994
70	36,74	36,7	99,999
69	36,09	36,6	99,986
Akurasi rata-rata			99,992

LAMPIRAN 3.

DATA SHEET MAX30100

EVALUATION KIT AVAILABLE

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

General Description

The MAX30100 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor sensor solution. It combines two LEDs, a photodetector, optimized optics, and low-noise analog signal processing to detect pulse oximetry and heart-rate signals.

The MAX30100 operates from 1.8V and 3.3V power supplies and can be powered down through software with negligible standby current, permitting the power supply to remain connected at all times.

Applications

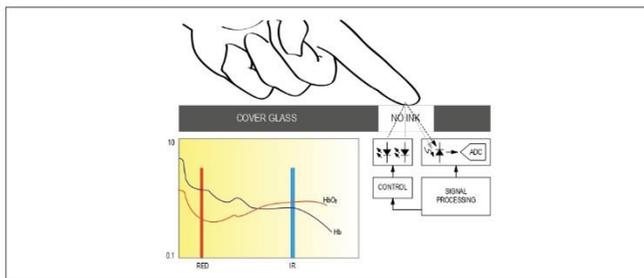
- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices
- Medical Monitoring Devices

Benefits and Features

- Complete Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor Solution Simplifies Design
 - Integrated LEDs, Photo Sensor, and High-Performance Analog Front-End
 - Tiny 5.6mm x 2.8mm x 1.2mm 14-Pin Optically Enhanced System-in-Package
- Ultra-Low-Power Operation Increases Battery Life for Wearable Devices
 - Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
 - Ultra-Low Shutdown Current (0.7 μ A, typ)
- Advanced Functionality Improves Measurement Performance
 - High SNR Provides Robust Motion Artifact Resilience
 - Integrated Ambient Light Cancellation
 - High Sample Rate Capability
 - Fast Data Output Capability

Ordering Information appears at end of data sheet.

System Block Diagram



19-7065, Rev 0, 9/14

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health**Absolute Maximum Ratings**

V _{DD} to GND	-0.3V to +2.2V	Continuous Power Dissipation (T _A = +70°C)	
GND to PGND	-0.3V to +0.3V	OESIP (derate 5.8mW/°C above +70°C)	464mW
x_DRV, x_LED+ to PGND	-0.3V to +6.0V	Operating Temperature Range	-40°C to +85°C
All Other Pins to GND	-0.3V to +6.0V	Soldering Temperature (reflow)	+260°C
Output Short-Circuit Current Duration	Continuous	Storage Temperature Range	-40°C to +105°C
Continuous Input Current into Any Terminal	±20mA		

Package Thermal Characteristics (Note 1)

OESIP	
Junction-to-Ambient Thermal Resistance (θ _{JA})	150°C/W
Junction-to-Case Thermal Resistance (θ _{JC})	170°C/W

Note 1: Package thermal resistances were obtained using the method described in JEDEC specification JESD51-7, using a four-layer board. For detailed information on package thermal considerations, refer to www.maximintegrated.com/thermal-tutorial.

Electrical Characteristics

(V_{DD} = 1.8V, V_{IR_LED+} = V_{R_LED+} = 3.3V, T_A = +25°C, min/max are from T_A = -40°C to +85°C, unless otherwise noted.) (Note 2)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
POWER SUPPLY						
Power-Supply Voltage	V _{DD}	Guaranteed by RED and IR count tolerance	1.7	1.8	2.0	V
LED Supply Voltage (R_LED+ or IR_LED+ to PGND)	V _{LED+}	Guaranteed by PSRR of LED Driver	3.1	3.3	5.0	V
Supply Current	I _{DD}	SpO ₂ and heart rate modes, PW = 200µs, 50sps		600	1200	µA
		Heart rate only mode, PW = 200µs, 50sps		600	1200	
Supply Current in Shutdown	I _{SHDN}	T _A = +25°C, MODE = 0x80		0.7	10	µA
SENSOR CHARACTERISTICS						
ADC Resolution				14		bits
Red ADC Count (Note 3)	RED _C	Proprietary ATE setup RED_PA = 0x05, LED_PW = 0x00, SPO2_SR = 0x07, T _A = +25°C	23,000	26,000	29,000	Counts
IR ADC Count (Note 3)	IR _C	Proprietary ATE setup IR_PA = 0x09, LED_PW = 0x00, SPO2_SR = 0x07, T _A = +25°C	23,000	26,000	29,000	Counts
Dark Current Count	DC _C	RED_PA = IR_PA = 0x00, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01	0	3		Counts
DC Ambient Light Rejection (Note 4)	ALR	Number of ADC counts with finger on sensor under direct sunlight (100K lux) LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01	RED LED	0		Counts
			IR LED	0		

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health**Electrical Characteristics (continued)**(V_{DD} = 1.8V, V_{IR_LED+} = V_{R_LED+} = 3.3V, T_A = +25°C, min/max are from T_A = -40°C to +85°C, unless otherwise noted.) (Note 2)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
IR ADC Count—PSRR (V _{DD})	PSRR _{VDD}	Propriety ATE setup 1.7V < V _{DD} < 2.0V, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01, IR_PA = 0x09, IR_PA = 0x05, T _A = +25°C		0.25	2	%
		Frequency = DC to 100kHz, 100mV _{p-p}		10		LSB
RED/IR ADC Count—PSRR (X _{LED+})	PSRR _{LED}	Propriety ATE setup 3.1V < X _{LED+} < 5V, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01, IR_PA = 0x09, IR_PA = 0x05, T _A = +25°C		0.05	2	%
		Frequency = DC to 100kHz, 100mV _{p-p}		10		LSB
ADC Integration Time	INT	LED_PW = 0x00		200		μs
		LED_PW = 0x03		1600		μs
IR LED CHARACTERISTICS (Note 4)						
LED Peak Wavelength	λ _P	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	870	880	900	nm
Full Width at Half Max	Δλ	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C		30		nm
Forward Voltage	V _F	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C		1.4		V
Radiant Power	P _O	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C		6.5		mW
RED LED CHARACTERISTICS (Note 4)						
LED Peak Wavelength	λ _P	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	650	660	670	nm
Full Width at Half Max	Δλ	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C		20		nm
Forward Voltage	V _F	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C		2.1		V
Radiant Power	P _O	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C		9.8		mW
TEMPERATURE SENSOR						
Temperature ADC Acquisition Time	T _T	T _A = +25°C		29		ms
Temperature Sensor Accuracy	T _A	T _A = +25°C		±1		°C
Temperature Sensor Minimum Range	T _{MIN}			-40		°C
Temperature Sensor Maximum Range	T _{MAX}			85		°C

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health**Electrical Characteristics (continued)**(V_{DD} = 1.8V, V_{IR_LED+} = V_{R_LED+} = 3.3V, T_A = +25°C, min/max are from T_A = -40°C to +85°C, unless otherwise noted.) (Note 2)

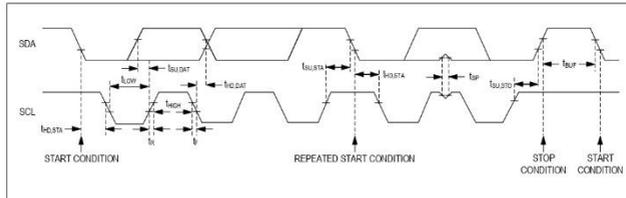
PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
DIGITAL CHARACTERISTICS (SDA, SDA, INT)						
Output Low Voltage SDA, INT	V _{OL}	I _{SINK} = 6mA			0.4	V
I ² C Input Voltage Low	V _{IL,I2C}	SDA, SCL			0.4	V
I ² C Input Voltage High	V _{IH,I2C}	SDA, SCL	1.4			V
Input Hysteresis	V _{IYS}	SDA, SCL		200		mV
Input Capacitance	C _{IN}	SDA, SCL		10		pF
Input Leakage Current	I _{IN}	V _{IN} = 0V, T _A = +25°C (SDA, SCL, INT)		0.01	1	μA
		V _{IN} = 5.5V, T _A = +25°C (SDA, SCL, INT)		0.01	1	μA
I²C TIMING CHARACTERISTICS (SDA, SDA, INT)						
I ² C Write Address				AE		Hex
I ² C Read Address				AF		Hex
Serial Clock Frequency	f _{SCL}		0	400		kHz
Bus Free Time Between STOP and START Conditions	t _{BUF}		1.3			μs
Hold Time (Repeated) START Condition	t _{HD,START}		0.6			μs
SCL Pulse-Width Low	t _{LOW}		1.3			μs
SCL Pulse-Width High	t _{HIGH}		0.6			μs
Setup Time for a Repeated START Condition	t _{SU,START}		0.6			μs
Data Hold Time	t _{HD,DAT}		0	900		ns
Data Setup Time	t _{SU,DAT}		100			ns
Setup Time for STOP Condition	t _{SU,STOP}		0.6			μs
Pulse Width of Suppressed Spike	t _{SP}		0	50		ns
Bus Capacitance	C _B				400	pF
SDA and SCL Receiving Rise Time	t _R		20 + 0.1C _B	300		ns
SDA and SCL Receiving Fall Time	t _{RF}		20 + 0.1C _B	300		ns
SDA Transmitting Fall Time	t _{TF}		20 + 0.1C _B	300		ns

Note 2: All devices are 100% production tested at T_A = +25°C. Specifications over temperature limits are guaranteed by Maxim Integrated's bench or proprietary automated test equipment (ATE) characterization.

Note 3: Specifications are guaranteed by Maxim Integrated's bench characterization and by 100% production test using proprietary ATE setup and conditions.

Note 4: For design guidance only. Not production tested.

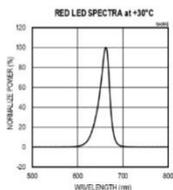
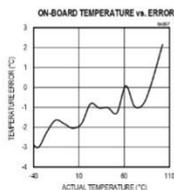
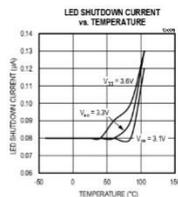
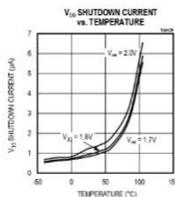
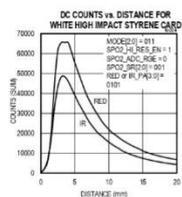
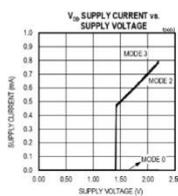
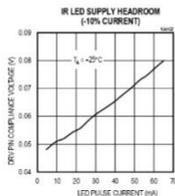
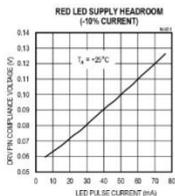
MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable HealthFigure 1. I²C-Compatible Interface Timing Diagram

MAX30100

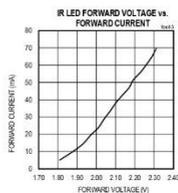
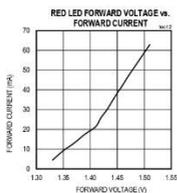
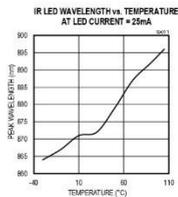
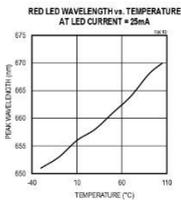
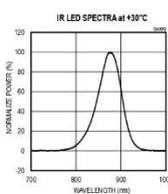
Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Typical Operating Characteristics

(V_{DD} = 1.8V, V_{IR_LED+} = V_{IR_LED-} = 3.3V, T_A = +25°C, unless otherwise noted.)

Typical Operating Characteristics (continued)

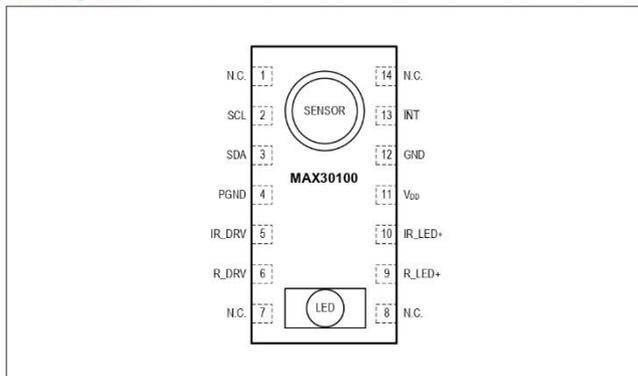
($V_{DD} = 1.8V$, $V_{IR_LED+} = V_{R_LED+} = 3.3V$, $T_A = +25^{\circ}C$, unless otherwise noted.)



MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Pin Configuration



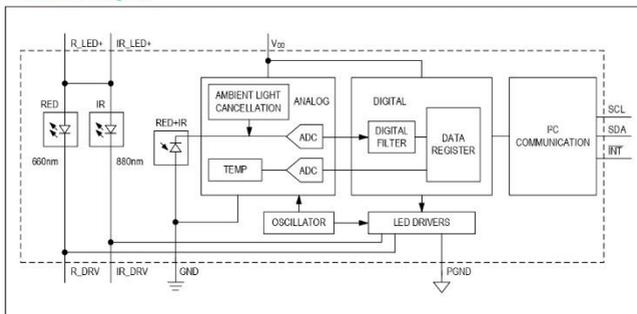
Pin Description

PIN	NAME	FUNCTION
1, 7, 8, 14	N.C.	No Connection. Connect to PCB Pad for Mechanical Stability.
2	SCL	I ² C Clock Input
3	SDA	I ² C Clock Data, Bidirectional (Open-Drain)
4	PGND	Power Ground of the LED Driver Blocks
5	IR_DRV	IR LED Cathode and LED Driver Connection Point. Leave floating in circuit.
6	R_DRV	Red LED Cathode and LED Driver Connection Point. Leave floating in circuit.
9	R_LED+	Power Supply (Anode Connection) for Red LED. Bypass to PGND for best performance. Connected to IR_LED+ internally.
10	IR_LED+	Power Supply (Anode Connection) for IR LED. Bypass to PGND for best performance. Connected to R_LED+ internally.
11	V _{DD}	Analog Power Supply Input. Bypass to GND for best performance.
12	GND	Analog Ground
13	INT	Active-Low Interrupt (Open-Drain)

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Functional Diagram



Detailed Description

The MAX30100 is a complete pulse oximetry and heart-rate sensor system solution designed for the demanding requirements of wearable devices. The MAX30100 provides very small total solution size without sacrificing optical or electrical performance. Minimal external hardware components are needed for integration into a wearable device.

The MAX30100 is fully configurable through software registers, and the digital output data is stored in a 16-deep FIFO within the device. The FIFO allows the MAX30100 to be connected to a microcontroller or microprocessor on a shared bus, where the data is not being read continuously from the device's registers.

SpO₂ Subsystem

The SpO₂ subsystem in the MAX30100 is composed of ambient light cancellation (ALC), 16-bit sigma delta ADC, and proprietary discrete time filter.

The SpO₂ ADC is a continuous time oversampling sigma delta converter with up to 16-bit resolution. The ADC output data rate can be programmed from 50Hz to 1kHz. The

MAX30100 includes a proprietary discrete time filter to reject 50Hz/60Hz interference and low-frequency residual ambient noise.

Temperature Sensor

The MAX30100 has an on-chip temperature sensor for (optionally) calibrating the temperature dependence of the SpO₂ subsystem.

The SpO₂ algorithm is relatively insensitive to the wavelength of the IR LED, but the red LED's wavelength is critical to correct interpretation of the data. The temperature sensor data can be used to compensate the SpO₂ error with ambient temperature changes.

LED Driver

The MAX30100 integrates red and IR LED drivers to drive LED pulses for SpO₂ and HR measurements. The LED current can be programmed from 0mA to 50mA (typical only) with proper supply voltage. The LED pulse width can be programmed from 200μs to 1.6ms to optimize measurement accuracy and power consumption based on use cases.

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Table 1. Register Maps and Descriptions

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
STATUS											
Interrupt Status	A_FULL	TEMP_RDY	HR_RDY	SPO2_RDY				PWR_RDY	0x00	0x00	R
Interrupt Enable	ENB_A_FULL	ENB_TEMP_RDY	ENB_HR_RDY	ENB_SPO2_RDY					0x01	0x00	R/W
FIFO											
FIFO Write Pointer								FIFO_WR_PTR[3:0]	0x02	0x00	R/W
Over Flow Counter								OVF_COUNTER[3:0]	0x03	0x00	R/W
FIFO Read Pointer								FIFO_RD_PTR[3:0]	0x04	0x00	R/W
FIFO Data Register								FIFO_DATA[7:0]	0x05	0x00	R/W
CONFIGURATION											
Mode Configuration	SHDN	RESET			TEMP_EN			MODE[2:0]	0x06	0x00	R/W
SPO2 Configuration		SPO2_HI_RES_EN	RESERVED			SPO2_SR[2:0]		LED_PW[1:0]	0x07	0x00	R/W
RESERVED									0x08	0x00	R/W
LED Configuration			RED_PA[3:0]				IR_PA[3:0]		0x09	0x00	R/W
RESERVED									0x0A -0x15	0x00	R/W
TEMPERATURE											
Temp_Integer								TINT[7:0]	0x16	0x00	R/W
Temp_Fraction								TFRAC[3:0]	0x17	0x00	R/W
RESERVED									0x8D	0x00	R/W
PART ID											
Revision ID								REV_ID[7:0]	0xFE	0xFF*	R
Part ID								PART_ID[7]	0xFF	0x11	R/W

*XX denotes any 2-digit hexadecimal number (00 to FF). Contact Maxim Integrated for the Revision ID number assigned for your product.

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health**Interrupt Status (0x00)**

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
Interrupt Status	A_FULL	TEMP_RDY	HR_RDY	SPO2_RDY				PWR_RDY	0x00	0x00	R

There are 5 interrupts and the functionality of each is exactly the same: pulling the active-low interrupt pin into its low state until the interrupt is cleared.

The interrupts are cleared whenever the interrupt status register is read, or when the register that triggered the interrupt is read. For example, if the SpO₂ sensor triggers an interrupt due to finishing a conversion, reading either the FIFO data register or the interrupt register clears the interrupt pin (which returns to its normal high state), and also clears all the bits in the interrupt status register to zero.

Bit 7: FIFO Almost Full Flag (A_FULL)

In SpO₂ and heart-rate modes, this interrupt triggers when the FIFO write pointer is the same as the FIFO read pointer minus one, which means that the FIFO has only one unwritten space left. If the FIFO is not read within the next conversion time, the FIFO becomes full and future data is lost.

Bit 6: Temperature Ready Flag (TEMP_RDY)

When an internal die temperature conversion is finished, this interrupt is triggered so the processor can read the temperature data registers.

Bit 5: Heart Rate Data Ready (HR_RDY)

In heart rate or SpO₂ mode, this interrupt triggers after every data sample is collected. A heart rate data sample consists of one IR data point only. This bit is automatically cleared when the FIFO data register is read.

Bit 4: SpO₂ Data Ready (SPO2_RDY)

In SpO₂ mode, this interrupt triggers after every data sample is collected. An SpO₂ data sample consists of one IR and one red data points. This bit is automatically cleared when the FIFO data register is read.

Bit 3: RESERVED

This bit should be ignored and always be zero in normal operation.

Bit 2: RESERVED

This bit should be ignored and always be zero in normal operation.

Bit 1: RESERVED

This bit should be ignored and always be zero in normal operation.

Bit 0: Power Ready Flag (PWR_RDY)

On power-up or after a brownout condition, when the supply voltage V_{DD} transitions from below the UVLO voltage to above the UVLO voltage, a power-ready interrupt is triggered to signal that the IC is powered up and ready to collect data.

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Interrupt Enable (0x01)

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
Interrupt Enable	ENB_A_FULL	ENB_TE_P_RDY	ENB_HR_RDY	ENB_S_O2_RDY					0x01	0x00	R/W

Each source of hardware interrupt, with the exception of power ready, can be disabled in a software register within the MAX30100 IC. The power-ready interrupt cannot be disabled because the digital state of the MAX30100 is reset upon a brownout condition (low power-supply voltage), and the default state is that all the interrupts are disabled. It is important for the system to know that a brownout condition has occurred, and the data within the device is reset as a result.

When an interrupt enable bit is set to zero, the corresponding interrupt appears as 1 in the interrupt status register, but the INT pin is not pulled low.

The four unused bits (B3:B0) should always be set to zero (disabled) for normal operation.

FIFO (0x02–0x05)

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
FIFO Write Pointer						FIFO_WVR_PTR[3:0]			0x02	0x00	R/W
Over Flow Counter						OVF_COUNTER[3:0]			0x03	0x00	R/W
FIFO Read Pointer						FIFO_RD_PTR[3:0]			0x04	0x00	R/W
FIFO Data Register	FIFO_DATA[7:0]								0x05	0x00	R/W

FIFO Write Pointer

The FIFO write pointer points to the location where the MAX30100 writes the next sample. This pointer advances for each sample pushed on to the FIFO. It can also be changed through the I²C interface when MODE[2:0] is nonzero.

FIFO Overflow Counter

When the FIFO is full, samples are not pushed on to the FIFO, samples are lost. OVF_COUNTER counts the number of samples lost. It saturates at 0xF. When a complete sample is popped from the FIFO (when the read pointer advances), OVF_COUNTER is reset to zero.

FIFO Read Pointer

The FIFO read pointer points to the location from where the processor gets the next sample from the FIFO via the I²C interface. This advances each time a sample is popped from the FIFO. The processor can also write to this pointer after reading the samples, which would allow rereading samples from the FIFO if there is a data communication error.

FIFO Data

The circular FIFO depth is 16 and can hold up to 16 samples of SpO₂ channel data (Red and IR). The FIFO_DATA register in the I²C register map points to the next sample to be read from the FIFO. FIFO_RD_PTR points to this sample. Reading FIFO_DATA register does not automatically increment the register address; burst reading this register reads the same address over and over. Each sample is 4 bytes of data, so this register has to be read 4 times to get one sample. The above registers can all be written and read, but in practice, only the FIFO_RD_PTR register should be written to in operation. The others are automatically incremented or filled with data by the MAX30100. When starting a new SpO₂

or heart-rate conversion, it is recommended to first clear the FIFO_WR_PTR, OVF_COUNTER, and FIFO_RD_PTR registers to all zeros (0x00) to ensure the FIFO is empty and in a known state. When reading the MAX30100 registers in one burst-read I²C transaction, the register address pointer typically increments so that the next byte of data sent is from the next register, etc. The exception to this is the FIFO data register, register 0x05. When reading this register, the address pointer does not increment, but the FIFO_RD_PTR does. So the next byte of data sent will represent the next byte of data available in the FIFO.

Reading from the FIFO

Normally, reading registers from the I²C interface autoincrements the register address pointer, so that all the registers can be read in a burst read without an I²C restart event. In the MAX30100, this holds true for all registers except for the FIFO_DATA register (0x05).

Reading the FIFO_DATA register does not automatically increment the register address; burst reading this register reads the same address over and over. Each sample is 4 bytes of data, so this register has to be read 4 times to get one sample. The other exception is 0xFF, reading more bytes after the 0xFF register does not advance the address pointer back to 0x00, and the data read is not meaningful.

FIFO Data Structure

The data FIFO consists of a 16-sample memory bank that stores both IR and RED ADC data. Since each sample consists of one IR word and one RED word, there are 4 bytes of data for each sample, and therefore, 64 total bytes of data can be stored in the FIFO. Figure 2 shows the structure of the FIFO graphically.

The FIFO data is left-justified as shown in Table 1; i.e. the MSB bit is always in the bit 15 position regardless of ADC resolution.

Each data sample consists of an IR and a red data word (2 registers), so to read one sample requires 4 I²C byte reads in a row. The FIFO read pointer is automatically incremented after each 4-byte sample is read.

In heart-rate only mode, the 3rd and 4th bytes of each sample return zeros, but the basic structure of the FIFO remains the same.

Write/Read Pointers

Table 2. FIFO Data

ADC RESOLUTION	IR [15]	IR [14]	IR [13]	IR [12]	IR [11]	IR [10]	IR [9]	IR [8]	IR [7]	IR [6]	IR [5]	IR [4]	IR [3]	IR [2]	IR [1]	IR [0]
16-bit	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█
14-bit	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█
12-bit	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█
10-bit	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█

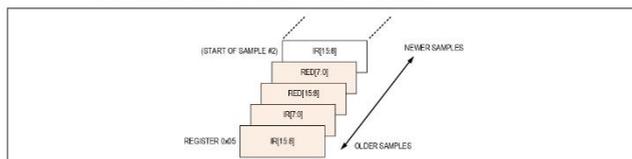


Figure 2. Graphical Representation of the FIFO Data Register

The locations to store new data, and the read pointer for reading data, are used to control the flow of data in the FIFO. The write pointer increments every time a new sample is added to the FIFO. The read pointer is incremented automatically every time a sample is read from the FIFO. To reread a sample from the FIFO, decrement its value by one and read the data register again.

The SpO₂ write/read pointers should be cleared (back to 0x0) upon entering SpO₂ mode or heart-rate mode, so that there is no old data represented in the FIFO. The pointers are not automatically cleared when changing modes, but they are cleared if V_{DD} is power cycled so that the V_{DD} voltage drops below its UVLO voltage.

Pseudo-Code Example of Reading Data from FIFO

First transaction: Get the FIFO_WR_PTR:

```
START;
Send device address + write mode
Send address of FIFO_WR_PTR;
REPEATED_START;
Send device address + read mode
Read FIFO_WR_PTR;
STOP;
```

The central processor evaluates the number of samples to be read from the FIFO:

```
NUM_AVAILABLE_SAMPLES = FIFO_WR_PTR - FIFO_RD_PTR
(Note: pointer wrap around should be taken into account)
NUM_SAMPLES_TO_READ = < less than or equal to NUM_AVAILABLE_SAMPLES >
```

Second transaction: Read NUM_SAMPLES_TO_READ samples from the FIFO:

```
START;
Send device address + write mode
Send address of FIFO_DATA;
REPEATED_START;
Send device address + read mode
for (i = 0; i < NUM_SAMPLES_TO_READ; i++) {
Read FIFO_DATA;
Save IR[15:8];
Read FIFO_DATA;
Save IR[7:0];
Read FIFO_DATA;
Save R[15:8];
Read FIFO_DATA;
Save R[7:0];
}
STOP;
```

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Third transaction: Write to FIFO_RD_PTR register. If the second transaction was successful, FIFO_RD_PTR points to the next sample in the FIFO, and this third transaction is not necessary. Otherwise, the processor updates the FIFO_RD_PTR appropriately, so that the samples are reread.

```
START;
Send device address + write mode
Send address of FIFO_RD_PTR;
Write FIFO_RD_PTR;
STOP;
```

Mode Configuration (0x06)

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
Mode Configuration	SHDN	RESET			TEMP_EN	MODE[2:0]			0x06	0x00	R/W

Bit 7: Shutdown Control (SHDN)

The part can be put into a power-save mode by setting this bit to one. While in power-save mode, all registers retain their values, and write/read operations function as normal. All interrupts are cleared to zero in this mode.

Bit 6: Reset Control (RESET)

When the RESET bit is set to one, all configuration, threshold, and data registers are reset to their power-on-state. The only exception is writing both RESET and TEMP_EN bits to one at the same time since temperature data registers 0x16 and 0x17 are not cleared. The RESET bit is cleared automatically back to zero after the reset sequence is completed.

Bit 3: Temperature Enable (TEMP_EN)

This is a self-clearing bit which, when set, initiates a single temperature reading from the temperature sensor. This bit is cleared automatically back to zero at the conclusion of the temperature reading when the bit is set to one in heart rate or SpO₂ mode.

Bits 2:0: Mode Control

These bits set the operating state of the MAX30100. Changing modes does not change any other setting, nor does it erase any previously stored data inside the data registers.

Table 3. Mode Control

MODE[2:0]	MODE
000	Unused
001	Reserved (Do not use)
010	HR only enabled
011	SpO ₂ enabled
100–111	Unused

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable HealthSpO₂ Configuration (0x07)

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
SpO ₂ Configuration		SPO2_HI_RES_EN	Reserved	SPO2_SR[2:0]			LED_PW[1:0]		0x07	0x00	R/W

Bit 6: SpO₂ High Resolution Enable (SPO2_HI_RES_EN)

Set this bit high. The SpO₂ ADC resolution is 16-bit with 1.6ms LED pulse width.

Bit 5: Reserved. Set low (default).**Bit 4:2: SpO₂ Sample Rate Control**

These bits define the effective sampling rate, with one sample consisting of one IR pulse/conversion and one RED pulse/conversion.

The sample rate and pulse width are related, in that the sample rate sets an upper bound on the pulse width time. If the user selects a sample rate that is too high for the selected LED_PW setting, the highest possible sample rate will instead be programmed into the register.

Bits 1:0: LED Pulse Width Control

These bits set the LED pulse width (the IR and RED have the same pulse width), and therefore, indirectly set the integration time of the ADC in each sample. The ADC resolution is directly related to the integration time.

Table 4. SpO₂ Sample Rate Control

SPO2_SR[2:0]	SAMPLES (PER SECOND)
000	50
001	100
010	167
011	200
100	400
101	600
110	800
111	1000

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Table 5. LED Pulse Width Control

LED_PW[1:0]	PULSE WIDTH (μ s)	ADC RESOLUTION (BITS)
00	200	13
01	400	14
10	800	15
11	1600	16

LED Configuration (0x09)

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
LED Configuration	RED_PA[3:0]				IR_PA[3:0]				0x09	0x00	R/W

Bits 7:4: Red LED Current Control

These bits set the current level of the Red LED as in Table 6.

Bits 3:0: IR LED Current Control

These bits set the current level of the IR LED as in Table 6.

Table 6. LED Current Control

Red_PA[3:0] OR IR_PA[3:0]	TYPICAL LED CURRENT (mA)*
0000	0.0
0001	4.4
0010	7.6
0011	11.0
0100	14.2
0101	17.4
0110	20.8
0111	24.0
1000	27.1
1001	30.6
1010	33.8
1011	37.0
1100	40.2
1101	43.6
1110	46.8
1111	50.0

*Actual measured LED current for each part can vary widely due to the proprietary trim methodology.

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health**Temperature Data (0x16–0x17)**

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
Temp_Integer	TINT[7:0]								0x16	0x00	R/W
Temp_Fraction					TFRAC[3:0]				0x17	0x00	R/W

Temperature Integer

The on-board temperature ADC output is split into two registers, one to store the integer temperature and one to store the fraction. Both should be read when reading the temperature data, and the following equation shows how to add the two registers together:

$$T_{\text{MEASURED}} = T_{\text{INTEGER}} + T_{\text{FRACTION}}$$

This register stores the integer temperature data in two's complement format, where each bit corresponds to degree Celsius.

Table 7. Temperature Integer

REGISTER VALUE (hex)	TEMPERATURE (°C)
0x00	0
0x00	+1
...	...
0x7E	+126
0x7F	+127
0x80	-128
0x81	-127
...	...
0xFE	-2
0xFF	-1

Temperature Fraction

This register stores the fractional temperature data in increments of 0.0625°C (1/16th of a degree).

If this fractional temperature is paired with a negative integer, it still adds as a positive fractional value (e.g., -128°C + 0.5°C = -127.5°C).

Applications Information

Sampling Rate and Performance

The MAX30100 ADC is a 16-bit sigma delta converter. The ADC sampling rate can be configured from 50sps to 1ksps. The maximum sample rate for the ADC depends on the selected pulse width, which in turn, determines the ADC resolution. For instance, if the pulse width is set to 200 μ s, then the ADC resolution is 13 bits and all sample rates from 50sps to 1ksps are selectable. However, if the pulse width is set to 1600 μ s, then only sample rates of 100sps and 50sps can be set. The allowed sample rates for both SpO₂ and HR mode are summarized in [Table 8](#) and [Table 9](#).

Power Considerations

The LEDs in MAX30100 are pulsed with a low duty cycle for power savings, and the pulsed currents can cause ripples in the LED power supply. To ensure these pulses do not translate into optical noise at the LED outputs, the power supply must be designed to handle peak LED current. Ensure that the resistance and inductance from the

power supply (battery, DC/DC converter, or LDO) to the device LED+ pins is much smaller than 1 Ω , and that there is at least 1 μ F of power-supply bypass capacitance to a low impedance ground plane. The decoupling capacitor should be located physically as close as possible to the MAX30100 device.

In the heart-rate only mode, the red LED is inactive, and only the IR LED is used to capture optical data and determine the heart rate. This mode allows power savings due to the red LED being off; in addition, the IR_LED+ power supply can be reduced to save power because the forward voltage of the IR LED is significantly less than that of the red LED.

The average I_{DD} and LED current as function of pulse width and sampling rate is summarized in [Table 10](#) to [Table 13](#).

Table 8. SpO₂ Mode (Allowed Settings)

SAMPLES (per second)	PULSE WIDTH (μ s)			
	200	400	800	1600
50	○	○	○	○
100	○	○	○	○
167	○	○	○	
200	○	○	○	
400	○	○		
600	○			
800	○			
1000	○			
Resolution (bits)	13	14	15	16

**Table 9. Heart-Rate Mode
(Allowed Settings)**

SAMPLES (per second)	PULSE WIDTH (μ s)			
	200	400	800	1600
50	○	○	○	○
100	○	○	○	○
167	○	○	○	
200	○	○	○	
400	○	○		
600	○	○		
800	○	○		
1000	○	○		
Resolution (bits)	13	14	15	16

**Table 10. SpO₂ Mode: Average IDD
Current (μA) R_PA = 0x3, IR_PA = 0x3**

SAMPLES (per second)	PULSE WIDTH (μs)			
	200	400	800	1600
50	628	650	695	782
100	649	691	776	942
167	678	748	887	
200	692	775	940	
400	779	944		
600	865			
800	952			
1000	1037			

**Table 11. SpO₂ Mode: Average LED
Current (mA) R_PA = 0x3, IR_PA = 0x3**

SAMPLES (per second)	PULSE WIDTH (μs)			
	200	400	800	1600
50	0.667	1.332	2.627	5.172
100	1.26	2.516	4.96	9.766
167	2.076	4.145	8.173	
200	2.491	4.93	9.687	
400	4.898	9.765		
600	7.319			
800	9.756			
1000	12.17			

Hardware Interrupt

The active-low interrupt pin pulls low when an interrupt is triggered. The pin is open-drain and requires a pullup resistor or current source to an external voltage supply (up to +5V from GND). The interrupt pin is not designed to sink large currents, so the pullup resistor value should be large, such as 4.7kΩ.

The internal FIFO stores up to 16 samples, so that the system processor does not need to read the data after

**Table 12. Heart-Rate Mode: Average IDD
Current (μA) IR_PA = 0x3**

SAMPLES (per second)	PULSE WIDTH (μs)			
	200	400	800	1600
50	608	616	633	667
100	617	634	669	740
167	628	658	716	831
200	635	670	739	876
400	671	740	878	
600	707	810		
800	743	881		
1000	779	951		

**Table 13. Heart-Rate Mode: Average LED
Current (mA) IR_PA = 0x3**

SAMPLES (per second)	PULSE WIDTH (μs)			
	200	400	800	1600
50	0.256	0.511	1.020	2.040
100	0.512	1.022	2.040	4.077
167	0.854	1.705	3.404	6.795
200	1.023	2.041	4.074	8.130
400	2.042	4.074	8.123	
600	3.054	6.089		
800	4.070	8.109		
1000	5.079	10.11		

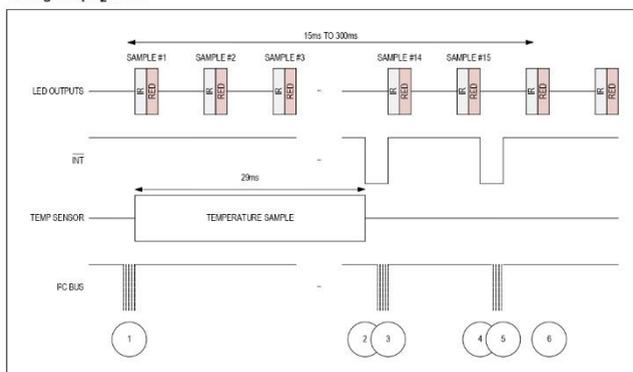
every sample. Temperature data may be needed to properly interpret SpO₂ data, but the temperature does not need to be sampled very often—once a second or every few seconds should be sufficient. In heart-rate mode temperature information is not necessary.

Table 14. Red LED Current Settings vs. LED Temperature Rise

RED LED CURRENT SETTING	RED LED DUTY CYCLE (% OF LED PULSE WIDTH TO SAMPLE TIME)	ESTIMATED TEMPERATURE RISE (ADD TO TEMPERATURE SENSOR MEASUREMENT) (°C)
0001 (3.1mA)	8	0.1
1111 (35mA)	8	2
0001 (3.1mA)	16	0.3
1111 (35mA)	16	4
0001 (3.1mA)	32	0.6
1111 (35mA)	32	8

Timing for Measurements and Data Collection

Timing in SpO₂ Mode

Figure 3. Timing for Data Acquisition and Communication When in SpO₂ Mode

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable HealthTable 15. Events Sequence for Figure 3 in SpO₂ Mode

EVENT	DESCRIPTION	COMMENTS
1	Enter into SpO ₂ mode. Initiate a temperature measurement.	I ² C Write Command Sets MODE[2:0] = 0x03. At the same time, set the TEMP_EN bit to initiate a single temperature measurement. Mask the SPO2_RDY interrupt.
2	Temperature measurement complete, interrupt generated	TEMP_RDY interrupt triggers, alerting the central processor to read the data.
3	Temp data is read, interrupt cleared	
4	FIFO is almost full, interrupt generated	Interrupt is generated when the FIFO has only one empty space left.
5	FIFO data is read, interrupt cleared	
6	Next sample is stored	New sample is stored at the new read pointer location. Effectively, it is now the first sample in the FIFO.

Timing in Heart-Rate Mode

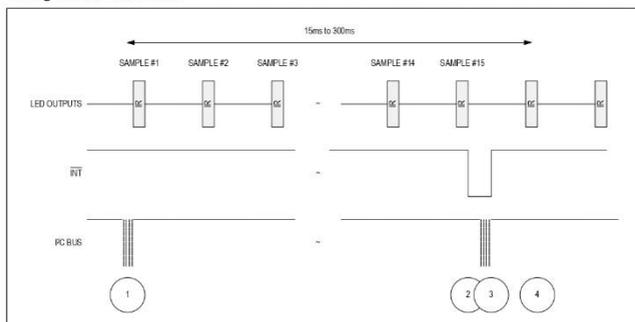


Figure 4. Timing for Data Acquisition and Communication When in Heart Rate Mode

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Table 16. Events Sequence for Figure 4 in Heart-Rate Mode

EVENT	DESCRIPTION	COMMENTS
1	Enter into heart rate mode	I ² C Write Command Sets MODE[2:0] = 0x02. Mask the HR_RDY interrupt.
2	FIFO is almost full, interrupt generated	Interrupt is generated when the FIFO has only one empty space left.
3	FIFO data is read, interrupt cleared	
4	Next sample is stored	New sample is stored at the new read pointer location. Effectively, it is now the first sample in the FIFO.

Power Sequencing and Requirements

Power-Up Sequencing

Figure 5 shows the recommended power-up sequence for the MAX30100.

It is recommended to power the V_{DD} supply first, before the LED power supplies (R_LED+, IR_LED+). The interrupt and I²C pins can be pulled up to an external voltage even when the power supplies are not powered up.

After the power is established, an interrupt occurs to alert the system that the MAX30100 is ready for operation. Reading the I²C interrupt register clears the interrupt, as shown in Figure 5.

Power-Down Sequencing

The MAX30100 is designed to be tolerant of any power-supply sequencing on power-down.

I²C Interface

The MAX30100 features an I²C/SMBus-compatible, 2-wire serial interface consisting of a serial data line (SDA) and a serial clock line (SCL). SDA and SCL facilitate communication between the MAX30100 and the master at clock rates up to 400kHz. Figure 1 shows the 2-wire interface timing diagram. The master generates SCL and initiates data transfer on the bus. The master device writes data to the MAX30100 by transmitting the proper slave address followed by data. Each transmit sequence is framed by a START (S) or REPEATED START (Sr) condition and a STOP (P) condition. Each word transmitted to the MAX30100 is 8 bits long and is followed by an acknowledge clock pulse. A master reading data from the MAX30100 transmits the proper slave address followed by a series of nine SCL pulses.

The MAX30100 transmits data on SDA in sync with the master-generated SCL pulses. The master acknowledges receipt of each byte of data. Each read sequence is framed by a START (S) or REPEATED START (Sr) condition, a not acknowledge, and a STOP (P) condition. SDA operates as both an input and an open-drain output. A pullup resistor, typically greater than 500Ω, is required on SDA. SCL operates only as an input. A pullup resistor, typically greater than 500Ω, is required on SCL if there are multiple masters on the bus, or if the single master has an open-drain SCL output.

Bit Transfer

One data bit is transferred during each SCL cycle. The data on SDA must remain stable during the high period of the SCL pulse. Changes in SDA while SCL is high are control signals. See the *START and STOP Conditions* section.

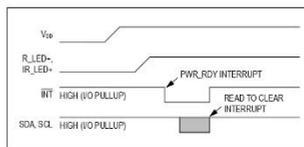


Figure 5. Power-Up Sequence of the Power-Supply Rails

START and STOP Conditions

SDA and SCL idle high when the bus is not in use. A master initiates communication by issuing a START condition. A START condition is a high-to-low transition on SDA with SCL high. A STOP condition is a low-to-high transition on SDA while SCL is high (Figure 6). A START condition from the master signals the beginning of a transmission to the MAX30100. The master terminates transmission, and frees the bus, by issuing a STOP condition. The bus remains active if a REPEATED START condition is generated instead of a STOP condition.

Early STOP Conditions

The MAX30100 recognizes a STOP condition at any point during data transmission except if the STOP condition occurs in the same high pulse as a START condition. For proper operation, do not send a STOP condition during the same SCL high pulse as the START condition.

Slave Address

A bus master initiates communication with a slave device by issuing a START condition followed by the 7-bit slave ID. When idle, the MAX30100 waits for a START condition followed by its slave ID. The serial interface compares each slave ID bit by bit, allowing the interface to power down and disconnect from SCL immediately if an incorrect slave ID is detected. After recognizing a START condition followed by the correct slave ID, the MAX30100 is ready to accept or send data. The LSB of the slave

ID word is the Read/Write (R/W) bit. R/W indicates whether the master is writing to or reading data from the MAX30100. R/W = 0 selects a write condition, R/W = 1 selects a read condition. After receiving the proper slave ID, the MAX30100 issues an ACK by pulling SDA low for one clock cycle.

The MAX30100 slave ID consists of seven fixed bits, B7–B1 (set to 0b1010111). The most significant slave ID bit (B7) is transmitted first, followed by the remaining bits. Table 18 shows the possible slave IDs of the device.

Acknowledge

The acknowledge bit (ACK) is a clocked 9th bit that the MAX30100 uses to handshake receipt each byte of data when in write mode (Figure 7). The MAX30100 pulls down SDA during the entire master-generated 9th clock pulse if the previous byte is successfully received. Monitoring ACK allows for detection of unsuccessful data transfers. An unsuccessful data transfer occurs if a receiving device is busy or if a system fault has occurred. In the event of an unsuccessful data transfer, the bus master will retry communication. The master pulls down SDA during the 9th clock cycle to acknowledge receipt of data when the MAX30100 is in read mode. An acknowledge is sent by the master after each read byte to allow data transfer to continue. A not-acknowledge is sent when the master reads the final byte of data from the MAX30100, followed by a STOP condition.

Table 17. Slave ID Description

B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	WRITE ADDRESS	READ ADDRESS
1	0	1	0	1	1	1	R/W	0xAE	0xAF

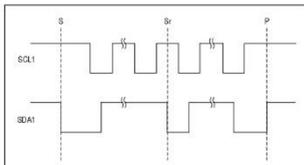


Figure 6. START, STOP, and REPEATED START Conditions

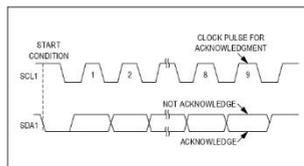


Figure 7. Acknowledge

Write Data Format

For the write operation, send the slave ID as the first byte followed by the register address byte and then one or more data bytes. The register address pointer increments automatically after each byte of data received. For example, the entire register bank can be written by at one time. Terminate the data transfer with a STOP condition. The write operation is shown in Figure 8.

The internal register address pointer increments automatically, so writing additional data bytes fill the data registers in order.

Read Data Format

For the read operation, two I²C operations must be performed. First, the slave ID byte is sent followed by the I²C register that you wish to read. Then a REPEATED START (Sr) condition is sent, followed by the read slave ID. The MAX30100 then begins sending data beginning with the register selected in the first operation. The read pointer

increments automatically, so the MAX30100 continues sending data from additional registers in sequential order until a STOP (P) condition is received. The exception to this is the FIFO_DATA register, at which the read pointer no longer increments when reading additional bytes. To read the next register after FIFO_DATA, an I²C write command is necessary to change the location of the read pointer.

An initial write operation is required to send the read register address.

Data is sent from registers in sequential order, starting from the register selected in the initial I²C write operation. If the FIFO_DATA register is read, the read pointer does not automatically increment, and subsequent bytes of data contain the contents of the FIFO.

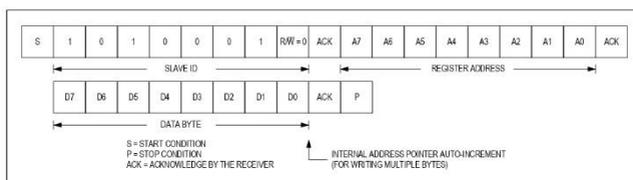


Figure 8. Writing One Data Byte to the MAX30100

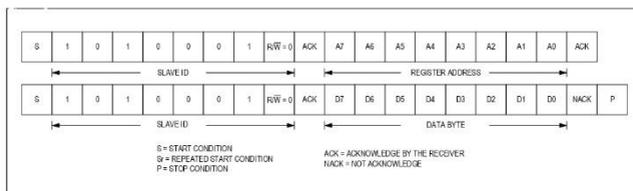


Figure 9. Reading One Byte of Data from the MAX30100

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health

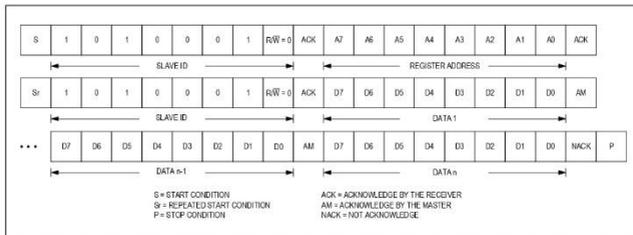
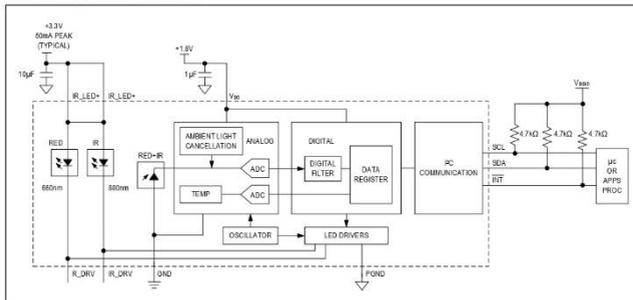


Figure 10. Reading Multiple Bytes of Data from the MAX30100

Typical Application Circuit



Ordering Information

PART	TEMP RANGE	PIN-PACKAGE
MAX30100EFD+	-40°C to +85°C	14 QESIP (0.8mm pitch)

+Denotes a lead(Pb)-free/RoHS-compliant package.

Chip Information

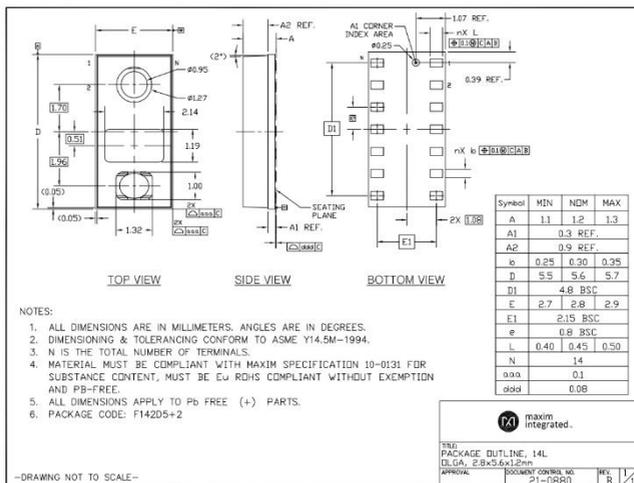
PROCESS: BICMOS

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health**Package Information**

For the latest package outline information and land patterns (footprints), go to www.maximintegrated.com/packages. Note that a "+", "#", or "-" in the package code indicates RoHS status only. Package drawings may show a different suffix character, but the drawing pertains to the package regardless of RoHS status.

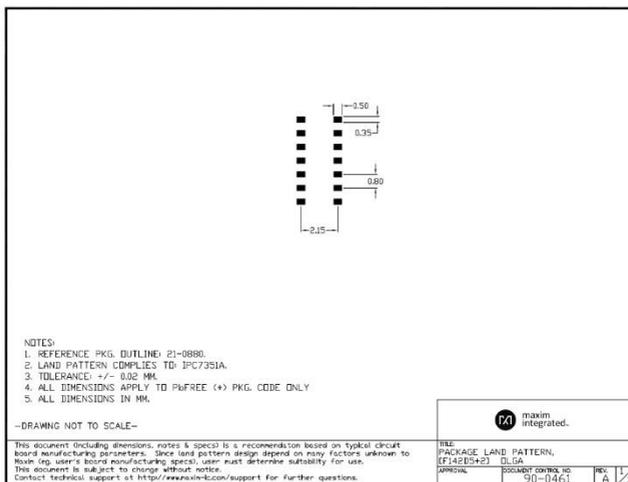
PACKAGE TYPE	PACKAGE CODE	OUTLINE NO.	LAND PATTERN NO.
14 QESIP	F142D5+2	21-0880	90-0461



MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health**Package Information (continued)**

For the latest package outline information and land patterns (footprints), go to www.maximintegrated.com/packages. Note that a "+", "#", or "-" in the package code indicates RoHS status only. Package drawings may show a different suffix character, but the drawing pertains to the package regardless of RoHS status.



MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health**Revision History**

REVISION NUMBER	REVISION DATE	DESCRIPTION	PAGES CHANGED
0	9/14	initial release	—

For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim Direct at 1-888-629-4642, or visit Maxim Integrated's website at www.maximintegrated.com.

Maxim Integrated cannot assume responsibility for use of any circuitry other than circuitry entirely embodied in a Maxim Integrated product. No circuit patent licenses are implied. Maxim Integrated reserves the right to change the circuitry and specifications without notice at any time. The parametric values (min and max limits) shown in the Electrical Characteristics table are guaranteed. Other parametric values quoted in this data sheet are provided for guidance.

Maxim Integrated and the Maxim Integrated logo are trademarks of Maxim Integrated Products, Inc. © 2014 Maxim Integrated Products, Inc. | 29

LAMPIRAN 4.

DATA SHEET LM35



LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors

General Description

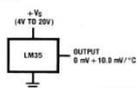
The LM35 series are precision integrated-circuit temperature sensors, whose output voltage is linearly proportional to the Celsius (Centigrade) temperature. The LM35 thus has an advantage over linear temperature sensors calibrated in ° Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from its output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of $\pm 1/4^{\circ}\text{C}$ at room temperature and $\pm 3/4^{\circ}\text{C}$ over a full -55 to $+150^{\circ}\text{C}$ temperature range. Low cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The LM35's low output impedance, linear output, and precise inherent calibration make interfacing to readout or control circuitry especially easy. It can be used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As it draws only $60\ \mu\text{A}$ from its supply, it has very low self-heating, less than 0.1°C in still air. The LM35 is rated to operate over a -55 to $+150^{\circ}\text{C}$ temperature range, while the LM35C is rated for a -40 to $+110^{\circ}\text{C}$ range (-10 with improved accuracy). The LM35 series is available pack-

aged in hermetic TO-46 transistor packages, while the LM35C, LM35CA, and LM35D are also available in the plastic TO-92 transistor package. The LM35D is also available in an 8-lead surface mount small outline package and a plastic TO-220 package.

Features

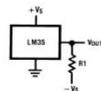
- Calibrated directly in ° Celsius (Centigrade)
- Linear + 10.0 mV/°C scale factor
- 0.5°C accuracy guaranteeable (at $+25^{\circ}\text{C}$)
- Rated for full -55 to $+150^{\circ}\text{C}$ range
- Suitable for remote applications
- Low cost due to wafer-level trimming
- Operates from 4 to 30 volts
- Less than $60\ \mu\text{A}$ current drain
- Low self-heating, 0.08°C in still air
- Nonlinearly only $\pm 1/4^{\circ}\text{C}$ typical
- Low impedance output, $0.1\ \Omega$ for 1 mA load

Typical Applications



DS3005-6.3

FIGURE 1. Basic Centigrade Temperature Sensor
($+2^{\circ}\text{C}$ to $+150^{\circ}\text{C}$)



Connection Diagrams

**TO-46
Metal Can Package***

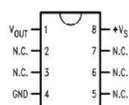


BOTTOM VIEW
DS00516-1

*Case is connected to negative pin (GND)

Order Number LM35H, LM35AH, LM35CH, LM35CAH or LM35DH

**SO-8
Small Outline Molded Package**



N.C. = No Connection

Top View
Order Number LM35DM

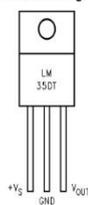
**TO-92
Plastic Package**



BOTTOM VIEW
DS00516-2

**Order Number LM35CZ,
LM35CAZ or LM35DZ**

**TO-220
Plastic Package***



Absolute Maximum Ratings (Note 10)		TO-92 and TO-220 Package, (Soldering, 10 seconds)		260°C	
If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.					
Supply Voltage	+35V to -0.2V	SO Package (Note 12)		215°C	
Output Voltage	+6V to -1.0V	Vapor Phase (60 seconds)		220°C	
Output Current	10 mA	Infrared (15 seconds)		2500V	
Storage Temp.:		ESD Susceptibility (Note 11)			
TO-46 Package,	-60°C to +180°C	Specified Operating Temperature Range: T_{MIN} to T_{MAX}			
TO-92 Package,	-60°C to +150°C	(Note 2)			
SO-8 Package,	-65°C to +150°C	LM35, LM35A		-55°C to +150°C	
TO-220 Package,	-65°C to +150°C	LM35C, LM35CA		-40°C to +110°C	
Lead Temp.:		LM35D		0°C to +100°C	
TO-46 Package, (Soldering, 10 seconds)	300°C				

Electrical Characteristics								
(Notes 1, 6)								
Parameter	Conditions	LM35A			LM35CA			Units (Max.)
		Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	
Accuracy (Note 7)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.2	± 0.5		± 0.2	± 0.5		°C
	$T_A = -10^\circ\text{C}$	± 0.3			± 0.3			°C
	$T_A = T_{MAX}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4	± 1.0		°C
	$T_A = T_{MIN}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4	± 1.5		°C
Nonlinearity (Note 8)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	± 0.18		± 0.35	± 0.15		± 0.3	°C
Sensor Gain (Average Slope)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	+10.0	+9.9, +10.1		+10.0	+9.9, +10.1		mV/°C
Load Regulation (Note 3) $0 \leq I_L \leq 1 \text{ mA}$	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4	± 1.0		mV/mA
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	± 0.5		± 3.0	± 0.5		± 3.0	mV/mA
Line Regulation (Note 3)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.01	± 0.05		± 0.01	± 0.05		mV/V
	$4V \leq V_S \leq 30V$	± 0.02		± 0.1	± 0.02		± 0.1	mV/V
Quiescent Current (Note 9)	$V_S = +5V, +25^\circ\text{C}$	56	67		56	67		μA
	$V_S = +5V$	105		131	91		114	μA
	$V_S = +30V, +25^\circ\text{C}$	56.2	68		56.2	68		μA
	$V_S = +30V$	105.5		133	91.5		116	μA
Change of Quiescent Current (Note 3)	$4V \leq V_S \leq 30V, +25^\circ\text{C}$	0.2	1.0		0.2	1.0		μA
	$4V \leq V_S \leq 30V$	0.5		2.0	0.5		2.0	μA
Temperature Coefficient of Quiescent Current		+0.39		+0.5	+0.39		+0.5	μA/°C
Minimum Temperature for Rated Accuracy	In circuit of <i>Figure 1</i> , $I_L = 0$	+1.5		+2.0	+1.5		+2.0	°C
Long Term Stability	$T_A = T_{MAX}$, for 1000 hours	± 0.08			± 0.08			°C

Electrical Characteristics								
(Notes 1, 6)								
Parameter	Conditions	LM35			LM35C, LM35D			Units (Max.)
		Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	
Accuracy, LM35, LM35C (Note 7)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4	± 1.0		$^\circ\text{C}$
	$T_A = -10^\circ\text{C}$	± 0.5			± 0.5		± 1.5	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{\text{MAX}}$	± 0.8	± 1.5		± 0.8		± 1.5	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{\text{MIN}}$	± 0.8		± 1.5	± 0.8		± 2.0	$^\circ\text{C}$
Accuracy, LM35D (Note 7)	$T_A = +25^\circ\text{C}$				± 0.6	± 1.5		$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{\text{MAX}}$				± 0.9		± 2.0	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{\text{MIN}}$				± 0.9		± 2.0	$^\circ\text{C}$
Nonlinearity (Note 8)	$T_{\text{MIN}} \leq T_A \leq T_{\text{MAX}}$	± 0.3		± 0.5	± 0.2		± 0.5	$^\circ\text{C}$
Sensor Gain (Average Slope)	$T_{\text{MIN}} \leq T_A \leq T_{\text{MAX}}$	+10.0	+9.8, +10.2		+10.0		+9.8, +10.2	mV/ $^\circ\text{C}$
Load Regulation (Note 3) $0 \leq I_L \leq 1 \text{ mA}$	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_{\text{MIN}} \leq T_A \leq T_{\text{MAX}}$	± 0.4 ± 0.5	± 2.0		± 0.4 ± 0.5	± 2.0	± 5.0	mV/mA mV/mA
Line Regulation (Note 3)	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $4 \text{ VSV}_{\text{S}} \leq 30 \text{ V}$	± 0.01 ± 0.02	± 0.1		± 0.01 ± 0.02	± 0.1	± 0.2	mV/V mV/V
Quiescent Current (Note 9)	$V_S = +5 \text{ V}, +25^\circ\text{C}$	56	80		56	80		μA
	$V_S = +5 \text{ V}$	105		158	91		138	μA
	$V_S = +30 \text{ V}, +25^\circ\text{C}$	56.2	82		56.2	82		μA
	$V_S = +30 \text{ V}$	105.5		161	91.5		141	μA
Change of Quiescent Current (Note 3)	$4 \text{ VSV}_{\text{S}} \leq 30 \text{ V}, +25^\circ\text{C}$	0.2	2.0		0.2	2.0		μA
	$4 \text{ VSV}_{\text{S}} \leq 30 \text{ V}$	0.5		3.0	0.5		3.0	μA
Temperature Coefficient of Quiescent Current		+0.39		+0.7	+0.39		+0.7	$\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
Minimum Temperature for Rated Accuracy	In circuit of <i>Figure 1</i> , $I_L = 0$	+1.5		+2.0	+1.5		+2.0	$^\circ\text{C}$
Long Term Stability	$T_J = T_{\text{MAX}}$, for 1000 hours	± 0.08			± 0.08			$^\circ\text{C}$

Note 1: Unless otherwise noted, these specifications apply: $-55^\circ\text{C} \leq T_J \leq +150^\circ\text{C}$ for the LM35 and LM35A; $-40^\circ\text{C} \leq T_J \leq +110^\circ\text{C}$ for the LM35C and LM35CA, and $0^\circ\text{C} \leq T_J \leq +100^\circ\text{C}$ for the LM35D. $V_S = +5 \text{ Vdc}$ and $I_{\text{LOAD}} = 50 \mu\text{A}$, in the circuit of *Figure 2*. These specifications also apply from $+2^\circ\text{C}$ to T_{MAX} in the circuit of *Figure 1*. Specifications in **boldface** apply over the full rated temperature range.

Note 2: Thermal resistance of the TO-46 package is $400^\circ\text{C}/\text{W}$, junction to ambient, and $24^\circ\text{C}/\text{W}$ junction to case. Thermal resistance of the TO-92 package is $180^\circ\text{C}/\text{W}$ junction to ambient. Thermal resistance of the small outline molded package is $220^\circ\text{C}/\text{W}$ junction to ambient. Thermal resistance of the TO-220 package is $90^\circ\text{C}/\text{W}$ junction to ambient. For additional thermal resistance information see table in the Applications section.

Note 3: Regulation is measured at constant junction temperature, using pulse testing with a low duty cycle. Changes in output due to heating effects can be computed by multiplying the internal dissipation by the thermal resistance.

Note 4: Tested Limits are guaranteed and 100% tested in production.

Note 5: Design Limits are guaranteed (but not 100% production tested) over the indicated temperature and supply voltage ranges. These limits are not used to calculate outgoing quality levels.

Note 6: Specifications in **boldface** apply over the full rated temperature range.

Note 7: Accuracy is defined as the error between the output voltage and $10 \text{ mV}/^\circ\text{C}$ times the device's case temperature, at specified conditions of voltage, current, and temperature (expressed in $^\circ\text{C}$).

Note 8: Nonlinearity is defined as the deviation of the output-voltage-versus-temperature curve from the best-fit straight line, over the device's rated temperature range.

Note 9: Quiescent current is defined in the circuit of *Figure 1*.

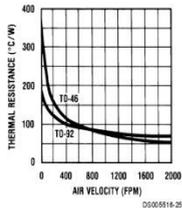
Note 10: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its rated operating conditions. See Note 1.

Note 11: Human body model, 100 pF discharged through a $1.5 \text{ k}\Omega$ resistor.

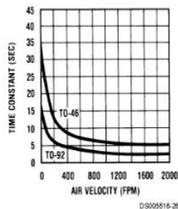
Note 12: See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" or the section titled "Surface Mount" found in a current National Semiconductor Linear Data Book for other methods of soldering surface mount devices.

Typical Performance Characteristics

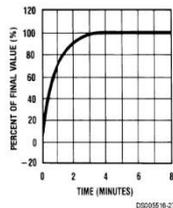
**Thermal Resistance
Junction to Air**



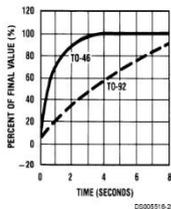
Thermal Time Constant



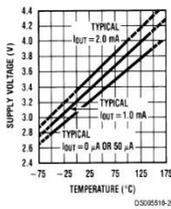
**Thermal Response
in Still Air**



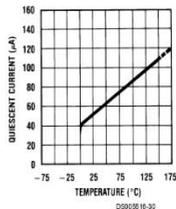
**Thermal Response in
Stirred Oil Bath**



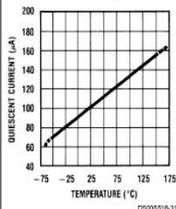
**Minimum Supply
Voltage vs. Temperature**



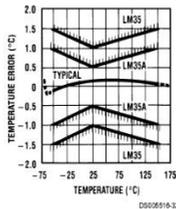
**Quiescent Current
vs. Temperature
(In Circuit of Figure 1.)**



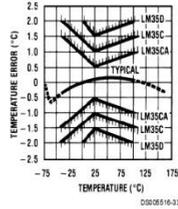
**Quiescent Current
vs. Temperature
(In Circuit of Figure 2.)**



**Accuracy vs. Temperature
(Guaranteed)**

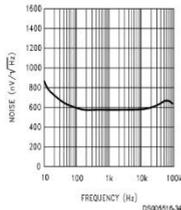


**Accuracy vs. Temperature
(Guaranteed)**

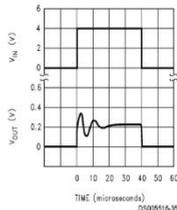


Typical Performance Characteristics (Continued)

Noise Voltage



Start-Up Response



Applications

The LM35 can be applied easily in the same way as other integrated-circuit temperature sensors. It can be glued or cemented to a surface and its temperature will be within about 0.01°C of the surface temperature.

This presumes that the ambient air temperature is almost the same as the surface temperature, if the air temperature were much higher or lower than the surface temperature, the actual temperature of the LM35 die would be at an intermediate temperature between the surface temperature and the air temperature. This is especially true for the TO-92 plastic package, where the copper leads are the principal thermal path to carry heat into the device, so its temperature might be closer to the air temperature than to the surface temperature.

To minimize this problem, be sure that the wiring to the LM35, as it leaves the device, is held at the same temperature as the surface of interest. The easiest way to do this is to cover up these wires with a bead of epoxy which will insure that the leads and wires are all at the same temperature as the surface, and that the LM35 die's temperature will not be affected by the air temperature.

The TO-46 metal package can also be soldered to a metal surface or pipe without damage. Of course, in that case the V- terminal of the circuit will be grounded to that metal. Alternatively, the LM35 can be mounted inside a sealed-end metal tube, and can then be dipped into a bath or screwed into a threaded hole in a tank. As with any IC, the LM35 and accompanying wiring and circuits must be kept insulated and dry, to avoid leakage and corrosion. This is especially true if the circuit may operate at cold temperatures where condensation can occur. Printed-circuit coatings and varnishes such as Humiseal and epoxy paints or dips are often used to insure that moisture cannot corrode the LM35 or its connections.

These devices are sometimes soldered to a small light-weight heat fin, to decrease the thermal time constant and speed up the response in slowly-moving air. On the other hand, a small thermal mass may be added to the sensor, to give the steadiest reading despite small deviations in the air temperature.

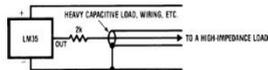
Temperature Rise of LM35 Due To Self-heating (Thermal Resistance, θ_{JA})

	TO-46, no heat sink	TO-46*, small heat fin	TO-92, no heat sink	TO-92**, small heat fin	SO-8 no heat sink	SO-8** small heat fin	TO-220 no heat sink
Still air	400°C/W	100°C/W	180°C/W	140°C/W	220°C/W	110°C/W	90°C/W
Moving air	100°C/W	40°C/W	90°C/W	70°C/W	105°C/W	90°C/W	26°C/W
Still oil	100°C/W	40°C/W	90°C/W	70°C/W			
Stirred oil	50°C/W	30°C/W	45°C/W	40°C/W			
(Clamped to metal, infinite heat sink)		(24°C/W)				(55°C/W)	

*Wakefield type 201, or 1" disc of 0.020" sheet brass, soldered to case, or similar.

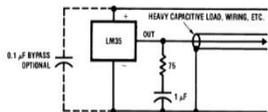
**TO-92 and SO-8 packages glued and leads soldered to 1" square of 1/16" printed circuit board with 2 oz. foil or similar.

Typical Applications



DS000516-19

FIGURE 3. LM35 with Decoupling from Capacitive Load



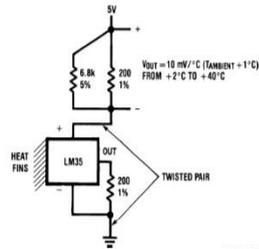
DS000516-20

FIGURE 4. LM35 with R-C Damper

CAPACITIVE LOADS

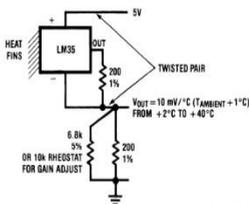
Like most micropower circuits, the LM35 has a limited ability to drive heavy capacitive loads. The LM35 by itself is able to drive 50 pF without special precautions. If heavier loads are anticipated, it is easy to isolate or decouple the load with a resistor, see Figure 3. Or you can improve the tolerance of capacitance with a series R-C damper from output to ground, see Figure 4.

When the LM35 is applied with a 200Ω load resistor as shown in Figure 5, Figure 6 or Figure 8 it is relatively immune to wiring capacitance because the capacitance forms a bypass from ground to input, not on the output. However, as with any linear circuit connected to wires in a hostile environment, its performance can be affected adversely by intense electromagnetic sources such as relays, radio transmitters, motors with arcing brushes, SCR transients, etc, as its wiring can act as a receiving antenna and its internal junctions can act as rectifiers. For best results in such cases, a bypass capacitor from V_{CC} to ground and a series R-C damper such as 75Ω in series with 0.2 or 1 μF from output to ground are often useful. These are shown in Figure 13, Figure 14, and Figure 16.



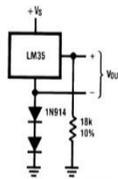
DS000516-5

FIGURE 5. Two-Wire Remote Temperature Sensor (Grounded Sensor)



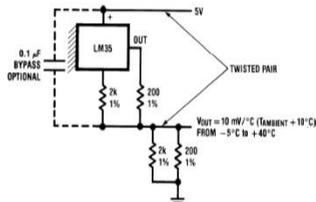
DS000516-6

FIGURE 6. Two-Wire Remote Temperature Sensor (Output Referred to Ground)



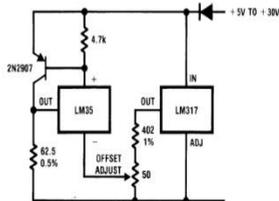
DS000516-7

FIGURE 7. Temperature Sensor, Single Supply, -55° to +150°C



DS000516-8

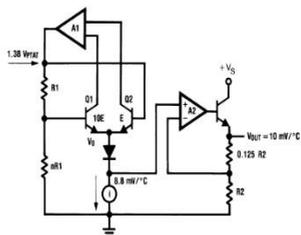
FIGURE 8. Two-Wire Remote Temperature Sensor (Output Referred to Ground)



DS000516-9

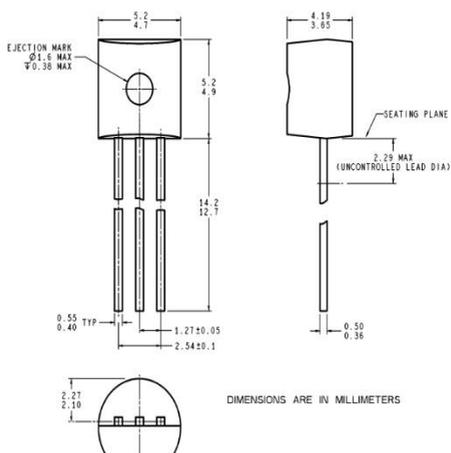
FIGURE 9. 4-To-20 mA Current Source (0°C to +100°C)

Block Diagram



0000510-23

Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted (Continued)



2034 (Rev. 0)

TO-92 Plastic Package (Z)
 Order Number LM35CZ, LM35CAZ or LM35DZ

LAMPIRAN 5.**CODING PROGRAM**

```
#define BLYNK_PRINT Serial
#include <Blynk.h>
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <BlynkSimpleEsp8266.h>
BlynkTimer timer;

#include "Wire.h"
#include "Adafruit_GFX.h"
#include "OakOLED.h"
OakOLED oled;

#include "DHT.h"
#define DHTPIN D7
#define DHTTYPE DHT11 // DHT 11
DHT dht(DHTPIN, DHTTYPE);

#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#define REPORTING_PERIOD_MS 1000
```

```
char auth[] = "e3RM1CRZ407b-xHJ5TjAPixWZJFqbHWw";
// You should get Auth Token in the Blynk App.

char ssid[] = "POCO M3";           // Your WiFi
credentials.

char pass[] = "xxxxxxx";

// Connections : SCL PIN - D1 , SDA PIN - D2 , INT PIN - D0
PulseOximeter pox;

float t,BPM, SpO2;
uint32_t tsLastReport = 0;

int analogValue ;
float millivolts;
float celsius ;

const unsigned char bitmap [] PROGMEM=
{
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x01, 0x80, 0x18, 0x00, 0x0f, 0xe0,
0x7f, 0x00, 0x3f, 0xf9, 0xff, 0xc0,
```

```

0x7f, 0xf9, 0xff, 0xc0, 0x7f, 0xff, 0xff, 0xe0, 0x7f, 0xff, 0xff,
0xe0, 0xff, 0xff, 0xff, 0xf0,

0xff, 0xf7, 0xff, 0xf0, 0xff, 0xe7, 0xff, 0xf0, 0xff, 0xe7, 0xff,
0xf0, 0x7f, 0xdb, 0xff, 0xe0,

0x7f, 0x9b, 0xff, 0xe0, 0x00, 0x3b, 0xc0, 0x00, 0x3f, 0xf9,
0x9f, 0xc0, 0x3f, 0xfd, 0xbf, 0xc0,

0x1f, 0xfd, 0xbf, 0x80, 0x0f, 0xfd, 0x7f, 0x00, 0x07, 0xfe, 0x7e,
0x00, 0x03, 0xfe, 0xfc, 0x00,

0x01, 0xff, 0xf8, 0x00, 0x00, 0xff, 0xf0, 0x00, 0x00, 0x7f, 0xe0,
0x00, 0x00, 0x3f, 0xc0, 0x00,

0x00, 0x0f, 0x00, 0x00, 0x00, 0x06, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,

};

void temp()
{
    analogValue = analogRead(A0); //reading the sensor on A0
    millivolts = (analogValue/1024.0) * 3300; //3300 is the
voltage provided by NodeMCU

    t = millivolts/10;

    Serial.print("Suhu="); //kirim serial "Suhu"
    Serial.print(t); //kirim serial nilai suhu
    Serial.println("C"); //kirim serial "C" Celcius}

```

```
oled.clearDisplay();
oled.setTextSize(1);
oled.setTextColor(1);
oled.setCursor(80, 0);
oled.println("Temp(*C)");

oled.setTextSize(1);
oled.setTextColor(1);
oled.setCursor(85,16);
oled.println(t);
oled.display();

Blynk.virtualWrite(V5, t);
}
void onBeatDetected()
{
  Serial.println("Beat Detected!");
  oled.drawBitmap( 45, 20, bitmap, 28, 28, 2);
  oled.display();
```

```
}

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  oled.begin();
  Blynk.begin(auth, ssid, pass);
  dht.begin();

  if (!pox.begin())
  {
    Serial.println("FAILED");
    oled.clearDisplay();
    oled.setTextSize(1);
    oled.setTextColor(1);
    oled.setCursor(0, 0);
    oled.println("FAILED");
    oled.display();
    for(;;);
  }
}
```

```
else
{

oled.clearDisplay();
oled.setTextSize(1);
oled.setTextColor(1);
oled.setCursor(0, 0);
oled.println("SUCCESS");
oled.display();
Serial.println("SUCCESS");
pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}
timer.setInterval(1000L, temp);
t=0;
}

void loop()
{
Blynk.run();

if (digitalRead(D0)==0)
```

```
{
  pox.update();
  BPM = pox.getHeartRate();
  SpO2 = pox.getSpO2();
  if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS)
  {
    Serial.print("Heart rate:");
    Serial.print(BPM);
    Serial.print(" bpm / SpO2:");
    Serial.print(SpO2);
    Serial.println(" %");

    Blynk.virtualWrite(V3, BPM);
    Blynk.virtualWrite(V4, SpO2);

    oled.clearDisplay();
    oled.setTextSize(1);
    oled.setTextColor(1);
    oled.setCursor(0, 0);
    oled.println("Heart BPM");
oled.setTextSize(1);
```

```
oled.setTextColor(1);  
oled.setCursor(0,16);  
oled.println(pox.getHeartRate());
```

```
oled.setTextSize(1);  
oled.setTextColor(1);  
oled.setCursor(0, 30);  
oled.println("SpO2");
```

```
oled.setTextSize(1);  
oled.setTextColor(1);  
oled.setCursor(0,45);  
oled.println(pox.getSpO2());
```

```
oled.display();
```

```
tsLastReport = millis();
```

```
}
```

```
}
```

```
    if (digitalRead(D0)==1)
    {
        timer.run();
    }
}
```

LAMPIRAN 6.

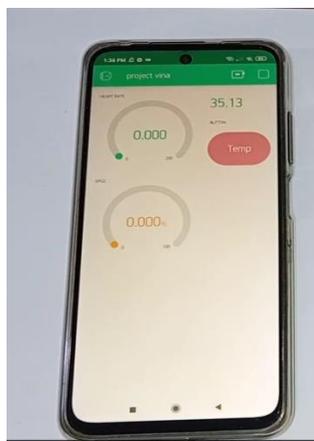
DOKUMENTASI











LAMPIRAN 7



Aplikasi Info Alat Kesehatan & PGRT
KEMENTERIAN KESEHATAN REPUBLIK INDONESIA
Efektifitas, Kualitas, Keamanan, dan Nilai Kesehatan

Detail Data Permohonan S-B10930040281019

Nama Perusahaan	MATE-SI ARADA	Pabrik	HEALTH & LIFE (SIKHOH) CO., LTD
Alamat Perusahaan	Jl. Jemberan Tiga No. 11C Kel.Panjangin Kec. Panjaringan - Jakarta Utara Telp : 021-6415716	Negara Pabrik	China
Nama Produk	Dr Care Automatic Blood Pressure Monitor	Nomor Izin Edar	AKL 20501917993
Tipe	HL 108	Tanggal Terbit	2019-12-05
Kelompok Produk	Elektronedik Non Radiasi - Luar Negeri	Tanggal Expired	2023-12-05
Kategori	Peralatan Kardiovagi Diagnostik	Kelas	2
Jenis Produk	Noninvasive blood pressure measurement system.	Jenis Izin	Aktif

[Kembali ke halaman sebelumnya](#) | [Detail Produk](#)
[Dr Care Automatic Blood Pressure Monitor](#)



Detail Data Permohonan S-B123650006250820

Nama Perusahaan	SUPERTONE	Pabrik	LUZHOU SKINOD TECHNOLOGY CO., LTD.
Alamat Perusahaan	JL GAJAH MADA NO. 218 F-G GLOOOK,TAMAN SARI	Negara Pabrik	China
Nama Produk	SPC Thermogun Infrared	Nomor Izin Edar	AKL 20961023108
Tipe	TG-05	Tanggal Terbit	2020-05-02
Kelompok Produk	Elektronedik Non Radiasi - Luar Negeri	Tanggal Expired	2023-06-05
Kategori	Peralatan Rumah Sakit Umum dan Perorangan Pemantauan	Kelas	2
Jenis Produk	Clinical electronic thermometer.	Jenis Izin	Aktif

RIWAYAT HIDUP

Nama : Fina Mushoffa
NIM :1708026009
Tempat/Tanggal Lahir : Pati, 15 Februari 2000
Alamat : Ds. Sambilawang 06/02
Kec.Trangkil Kab. Pati

Jenis kelamin : Perempuan
Email : *finamushoffa@gmail.com*

- | | |
|---|------------------|
| 1. SDN Sambilawang | Lulus tahun 2011 |
| 2. MTs. Raudlatul Ulum | Lulus tahun 2014 |
| 3. MA Raudlatul Ulum | Lulus tahun 2017 |
| 5. Fakultas Sains dan Teknologi
UIN Walisongo Semarang | Lulus tahun 2022 |

Semarang, 23 Desember 2021

Penulis



Fina Mushoffa

NIM:1708026009