Desain Alat Ukur Denyut Jantung Dan Saturasi Oksigen Pada Anak Menggunakan Satu Sensor

Adha Nur Qahar[1], Yusuf Aziz Amrulloh[2]

Fakultas Teknik Elektro, Universitas Islam Indonesia
Jl Kaliurang KM 14.5 Yogyakarta, Indonesia
[1]13524003@students.uii.ac.d
[2]yusuf.amrulloh@uii.ac.id

Denyut jantung dan saturasi oksigen merupakan informasi yang sangat penting bagi petugas medis dalam pengecekan kesehatan pada anak. Informasi tersebut digunakan untuk menentukan sehat atau tidaknya pasien. Saat ini pengecekan denyut jantung dan saturasi oksigen masih banyak menggunakan cara manual. Pengukuran detak jantung secara manual dapat dilakukan dengan menghitung denyut nadi pada pergelangan tangan per menit. Untuk mengatasi permasalahan tersebut teknik pengukuran yang berbasis optik atau photoplethysmography dapat digunakan untuk mendapatkan informasi denyut jantung dan saturasi oksigen secara terus-menerus. Alat ukur yang akan dibuat menggunakan sensor MAX30100 untuk mengukur detak jantung dan saturasi oksigen, serta menggunakan modul Bluetooth HC-05 untuk mengirim nilai hasil pengukuran ke smartphone. Hasil pengukuran detak jantung memiliki rata-rata keseluruhan *error* yang cukup besar yaitu 12.7%, 9.1% pada metode A dan B yang dibandingkan dengan pengukuran manual. Pada perbandingan dengan alat komersial rata-rata keseluruhan *error* pada metode A dan B adalah 13.5% dan 8.7% sedangkan pada pengukuran saturasi oksigen menghasilkan keseluruhan *error* yang relatif kecil dengan nilai 2.6%. Nilai standar deviasi dari saturasi oksigen juga lebih kecil daripada nilai standar deviasi dari detak jantung.

Kata Kunci : Detak Jantung, Saturasi Oksigen, MAX30100, Bluetooth

I. PENDAHULUAN

Denyut jantung dan saturasi oksigen merupakan informasi yang sangat penting bagi petugas medis dalam pengecekan kesehatan pada anak. Informasi tersebut digunakan untuk menentukan sehat atau tidaknya pasien, karena dua informasi tersebut dapat menjadi indikator dari kesehatan jantung dan paru-paru. Perubahan denyut jantung dan saturasi oksigen dipengaruhi oleh tingkat pernafasan, jika pada pernafasan terganggu maka akan menyebabkan saturasi oksigen menjadi rendah. Rendahnya saturasi oksigen menyebabkan denyut jantung menjadi lebih cepat mengalami kelelahan, gangguan penglihatan dan pusing, karena itu pengecekan denyut jantung dan saturasi oksigen menjadi penting.

Beberapa penyakit jantung yang bisa terjadi adalah Aritmia. Aritmia merupakan suatu kondisi irama jantung yang tidak normal, terkadang cepat atau lambat. Keadaan ini apabila tidak ditangani atau ketika penanganannya terlambat dapat berakibat fatal, yaitu menyebabkan gagal jantung. Penyakit lain yang dapat terjadi adalah kardiovaskuler dan sebagainya. Untuk mengetahui penyebab pada penyakit dapat dilakukan diagnosis yaitu dengan melakukan pengukuran pada detak jantung.

Saat ini pengecekan denyut jantung dan saturasi oksigen masih banyak menggunakan cara manual. Pengukuran detak jantung secara manual dapat dilakukan dengan menghitung denyut nadi pada pergelangan tangan per menit. Pengukuran dengan cara tersebut juga tidak dapat melihat aktivitas denyut jantung dan saturasi oksigen secara otomatis dan tidak dapat dilakukan pada orang yang tempat tinggalnya jauh dari rumah sakit. Maka untuk mendapatkan informasi tersebut diperlukan sistem yang dapat merekam informasi denyut jantung dan saturasi oksigen dan dapat menjangkau di daerah yang terpencil.

Untuk mengatasi permasalahan tersebut kami mengusulkan penelitian dengan merancang alat yang dapat mengukur detak jantung dan saturasi oksigen. Teknik pengukuran yang berbasis optik atau *photoplethysmography* dapat digunakan untuk

mendapatkan informasi denyut jantung dan saturasi oksigen yang otomatis [1]. Dengan metode ini sistem dapat merekam semua informasi denyut jantung dan saturasi oksigen secara terus-menerus, sehingga jika denyut jantung dan saturasi oksigen tersebut tidak normal maka dapat langsung diberikan pertolongan dan dapat digunakan dimana saja serta mudah dalam penggunaannya. Pada penelitian ini menggunakan satu sensor untuk mengukur detak jantung dan saturasi oksigen agar alat yang dihasilkan tidak terlalu besar saat digunakan. Alat ini dalam penggunaannya dapat memudahkan petugas medis dalam melakukan pengukuran secara otomatis.

II. TINJAUAN PUSTAKA

A. Saturasi oksigen

Saturasi oksigen merupakan pengukuran dan perhitungan persentase dari *oxyhemoglobin* (HbO_2) pada pembuluh darah arteri, saturasi oksigen didefinisikan oleh perbandingan oleh *oxyhemoglobin* dan *deoxyhaemoglobin*. Maka dapat ditunjukkan pada persamaan dibawah ini.

$$\text{Saturasi Oksigen} = \frac{HbO_2}{Hb+HbO_2} \times 100 \qquad \text{(II.1)}$$

Oxyhemoglobin (HbO_2) adalah hemoglobin yang sepenuhnya mengikat oksigen, sedangkan *deoxyhaemoglobin* (Hb) adalah hemoglobin yang tidak sepenuhnya mengikat oksigen [2]. SaO_2 adalah saturasi oksigen dari pembuluh darah arteri, sementara SpO2 adalah saturasi oksigen yang terdeteksi oleh pulse oximeter [3].

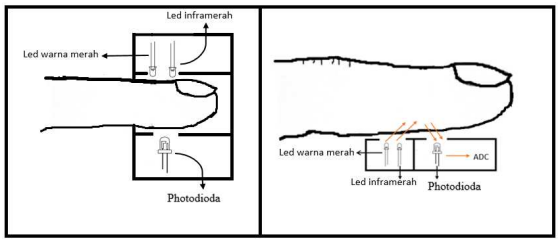
B. Denyut jantung

Jantung memompa darah ke seluruh tubuh melalui pembuluh darah arteri, yang menyebabkan pembuluh darah arteri mengalami kontraksi atau pada pembuluh meregang dan mengecil. Sehingga untuk mengukur denyut jantung dapat dilakukan pada pembuluh darah arteri dengan menggunakan *photoplethysmography*.

Denyut jantung normal saat istirahat pada bayi adalah 90-100 BPM, pada balita 100-130 BPM, pada anak-anak 90-100 BPM, dan pada remaja adalah 80-100 BPM. Pada penelitian lain menunjukkan bahwa denyut jantung cenderung menurun seiring bertambahnya usia [4].

C. Photoplethysmography

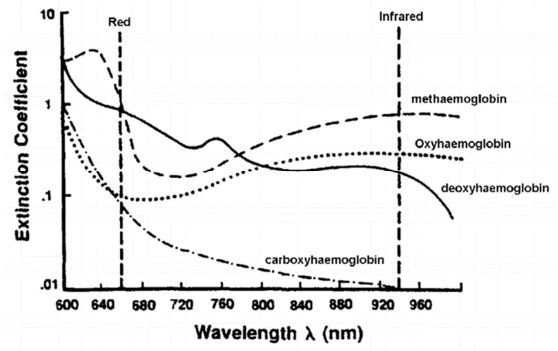
Photoplethysmography atau PPG merupakan teknik pengukuran yang berbasis optik yang dapat digunakan untuk mendeteksi perubahan volume darah serta dapat mendeteksi perubahan cahaya yang diserap dalam darah dengan memanfaatkan dua buah LED berwarna merah dan inframerah serta fotodiode. Fotodiode berguna untuk mengukur intensitas cahaya yang berhubungan dengan perubahan volume darah dan cahaya yang terserap oleh darah [5]. Pengukuran ini mempunyai 2 metode yaitu transmittance mode dan *reflectance mode*. Pada *transmittance mode* LED dan fotodiode diletakkan diantara jari serta *reflectance mode* LED dan fotodiode diletakkan sejajar seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1.



Gambar 1 Cara menggunakan sensor pada jari

Transmittance mode sumber cahaya melalui pembuluh arteri untuk mengukur oksigen saturasi, lalu cahaya diterima oleh fotodiode, tetapi pada mode ini terbatas pada jari tangan, jari kaki, serta pada telinga. Sedangkan *reflectance mode* sumber cahaya melalui pembuluh arteri dan dipantulkan lalu diterima oleh fotodiode. Metode ini dapat diaplikasikan hampir dimana saja pada daerah kulit. Pada sel darah yang memiliki banyak oksigen akan menyerap lebih banyak cahaya inframerah daripada LED warna merah.

LED warna merah mempunyai panjang gelombang 660nm dan cahaya inframerah memiliki panjang gelombang 960nm seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2 merupakan perbedaan penyerapan terhadap dua panjang gelombang pada *oxyhemoglobin* dan *deoxyhemoglobin* [6].



Gambar 2 Penyerapan cahaya terhadap darah pada dua jenis panjang gelombang [7]

Pada Gambar 2, darah yang mengandung oksigen (*oxyhaemoglobin*) lebih banyak menyerap cahaya inframerah daripada cahaya merah, sedangkan pada darah yang tidak mengandung oksigen (*deoxyhaemoglobin*) lebih banyak menyerap cahaya merah daripada cahaya inframerah.

Keluaran dari sensor terdiri dari komponen AC yang merupakan perubahan volume darah yang disebabkan oleh denyut jantung dan komponen DC umumnya dikaitkan dengan penyerapan jaringan kulit. Keluaran tersebut kemudian di filter dengan *low pass* terlebih dahulu untuk menghilangkan *noise* pada frekuensi diatas 50 Hz lalu di

filter lagi dengan *high p*ass filter untuk menghilangkan frekuensi rendah. Perhitungan detak jantung menggunakan sinyal masukan dari filter *high pass* untuk dicari frekuensi antara puncak ke puncak lalu dikalikan dengan 60 detik atau 1 menit [8]. Perhitungan *Root Mean Square* atau RMS digunakan untuk menghitung saturasi oksigen. Proses perhitungan RMS adalah menjumlahkan kuadrat dari masing-masing 15 data sinyal LED merah dan LED inframerah kemudian hasilnya di rata-rata, setelah itu di akar kuadratkan [9]. Perhitungan detak jantung, saturasi oksigen dan perhitungan RMS ditunjukkan berikut ini.

$$\text{Detak jantung} = f_{pp} * 60 \quad (2.2)$$

$$\text{Jk L}_{\text{RED}} = \text{Jk L}_{\text{RED}} + (\text{HPF L}_{\text{RED}}{}^2) \quad (\text{II2.3})$$

$$\text{Jk L}_{\text{IR}} = \text{Jk L}_{\text{IR}} + (\text{HPF L}_{\text{IR}}{}^2) \quad (2.4)$$

$$\text{RMS LED merah} = \sqrt{\frac{\text{Jk L}_{\text{RED}}}{15}} \quad (2.5)$$

$$\text{RMS LED inframerah} = \sqrt{\frac{\text{Jk L}_{\text{IR}}}{15}} \quad (2.6)$$

$$\text{Saturasi Oksigen} = 110 - 25 \times \left(\frac{log(\text{RMS L}_{\text{RED}})}{log(\text{RMS L}_{\text{IR}})}\right) \quad (2.7)$$

f_{pp} = Frekuensi puncak ke puncak

RMS = *Root Mean Square*

RMS L_{RED} = RMS LED Merah

RMS L_{IR} = RMS LED Inframerah

HPF L_{RED} = High Pass Filter LED Merah

HPF L_{IR} = High Pass Filter LED Inframerah

Jk L_{RED} = Jumlah kuadrat LED Merah

Jk L_{IR} = Jumlah kuadrat LED Inframerah

D. Bluetooth

Bluetooth adalah modul komunikasi tanpa kabel yang menggunakan radio lingkup pendek, yang dapat menggantikan koneksi dengan kabel antara alat elektronik. Teknologi Bluetooth dapat digunakan di dalam ruangan dan di luar ruangan. Teknologi ini memungkinkan untuk mengirim data secara *real time*. Cara pengiriman data yang digunakan memastikan aman terhadap gangguan saat dalam pengiriman informasi.

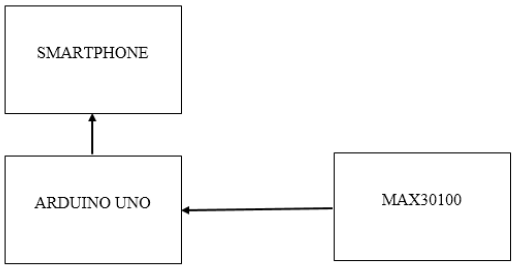
Setiap alat terdapat *transceiver* yang dapat mengirim dan menerima pada frekuensi 2 GHz. Saat bertukar informasi, kecepatan transfer datanya dapat mencapai 1 *Megabit* hingga 24 *Megabit*. Teknologi Bluetooth mempunyai lingkup terbatas dari 1 meter hingga 100 meter tergantung kebutuhan daya pada masing-masing alat. Kebutuhan daya pada alat dari 1mW hingga 100.

Bluetooth juga memiliki empat versi, dari versi 1.0 hingga 4.0. Perbedaan versi tersebut terletak pada kecepatan data transfer dan konsumsi energi yang dihasilkan [10].

III. METODOLOGI

Sistem pada pengukuran denyut jantung dan saturasi oksigen ini menggunakan Arduino Uno sebagai pengolah data dan MAX30100 sebagai sensornya. Sensor MAX30100 terdapat LED merah dan inframerah sebagai sumber cahaya serta fotodiode untuk membaca intensitas cahaya.

Sistem diprogram menggunakan perangkat lunak Arduino IDE dalam implementasinya. Dibawah ini merupakan diagram blok pembacaan sensor seperti pada Gambar 3.



Gambar 3 Diagram blok pembacaan sensor

Dari Gambar 3 tersebut, MAX30100 mengukur saturasi oksigen dan denyut jantung pada darah, lalu data dikirimkan ke Arduino Uno untuk diproses yang kemudian hasilnya akan ditampilkan pada *smartphone* melalui Bluetooth. Sebelum hasil pembacaan ditampilkan di *smartphone*, terlebih dahulu dilakukan proses *filtering* dan perhitungan pada denyut jantung dan saturasi oksigen agar dapat diambil informasinya. Tahapan-tahapan tersebut akan dijelaskan pada bab berikut ini.

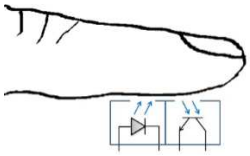
A. Sensor MAX30100

Sensor ini merupakan modul yang di dalamnya terdapat LED merah, LED inframerah, dan fotodiode. Sensor ini menggunakan komunikasi I2C. *Bus driver* I2C merupakan *open drain*, dimana saat sinyal *low* adalah nol volt dan sinyal *high* dalam keadaan *floating*, maka untuk dapat membaca data keluaran sensor dibutuhkan resistor pull-up pada SDA dan SCL pada I2C. Sensor ini dapat dikonfigurasi melalui register, yaitu berupa konfigurasi arus LED yang dapat di program dari 0mA hingga 50mA dan resolusi ADC dari 13 bit hingga 16 bit. Selain itu data keluaran sensor yang disimpan pada FIFO dapat menampung hingga 16 sampel. Tiap sampel pada FIFO adalah 4 *byte* data, sehingga total data yang dapat disimpan di FIFO adalah 64 *byte*, dan dari 4 *byte* data tersebut 2 byte

terdiri dari data LED inframerah dan 2 byte adalah data dari LED merah.

Sensor ini menggunakan *mode reflectance*, dimana LED merah, LED inframerah dan fotodiode diletakkan satu baris, seperti gambar sensor yang ditunjukkan oleh Gambar 4 serta cara penggunaan sensor ditunjukkan pada Gambar 5.

Gambar 4 Sensor MAX30100 [11]

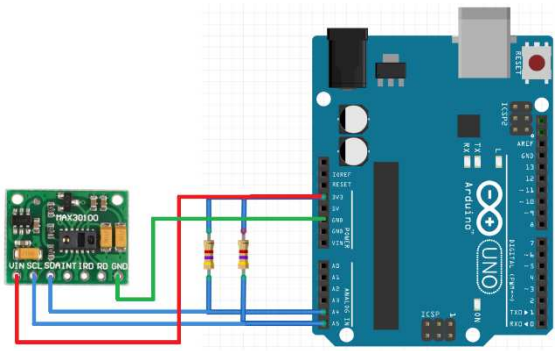


Gambar 5 Penggunaan sensor

Pada Gambar 5 jari diletakkan diatas sensor, kemudian cahaya dari LED merah dan LED inframerah akan memancar, kemudian gelombang cahaya dari LED inframerah akan diserap oleh darah jika mengandung banyak oksigen dan jika oksigen dalam darah berkurang maka gelombang cahaya LED merah akan diserap lebih banyak daripada LED inframerah. Gelombang cahaya yang tidak diserap akan dipantulkan kembali dan terdeteksi oleh fotodiode.

B. Rangkaian

Rangkaian sensor dihubungkan dengan 2 *resistor pull up* dan dihubungkan dengan tegangan 3.3 volt pada Arduino. Rangkaian ditunjukkan pada Gambar 6.



Gambar 6 Rangkaian Arduino dengan MAX30100

C. Pengolahan Data

Pada langkah selanjutnya merupakan proses pengolahan data keluaran sensor, *filtering* dan perhitungan pada keluaran sensor. Diagram blok pemrosesan pada Arduino terdapat pada Gambar 7.

Gambar 7 Diagram blok proses *filtering* dan perhitungan

Pada Gambar 7 terdapat Diagram blok proses *filtering* dan perhitungan yang merupakan tahapan proses pengukuran detak jantung dan saturasi oksigen, yaitu:

1. Mean Filter

   Masukan pada mean filter ini adalah sinyal keluaran dari sensor. Pada keluaran sensor ini hasilnya masih terdapat *trend*, maka diperlukan untuk menghilangkan *trend* pada data. Untuk menghilangkan *trend* pada data dilakukan rata-rata pada keluaran LED merah atau LED inframerah, yaitu dengan menjumlahkan data dari LED merah, pada penelitian ini menjumlahkan 10 data LED merah kemudian dibagi dengan total data yang dijumlahkan, dalam hal ini dibagi dengan nilai 10 [8]. Persamaan untuk mean filter ditunjukkan sebagai berikut.

$$\text{Mean filter} = \frac{\text{Jumlah data 10 } L_{RED} \text{ atau } L_{IR}}{10} \quad (3.1)$$

   Keterangan:
   L_{IR} = LED Inframerah
   L_{RED} = LED Merah

2. Band pass filter

   Band pass filter terdiri dari high low pass filter dan high pass filter. Low pass filter digunakan untuk menghilangkan *noise* pada komponen AC dan high pass filter digunakan untuk menghilangkan frekuensi rendah pada komponen DC. Filter low pass dan high pass ini masing-masing menggunakan cut off 3.66 Hz dan 0.5 Hz. Untuk menentukan cut off low pass filter tersebut dengan membagi detak jantung maksimal dengan waktu 60 detik. Pada frekuensi cut off high pass filter, membagi detak jantung minimal dengan waktu 60 detik. Persamaan untuk mencari cut off pada high pass dan low pass filter ditunjukkan pada persamaan berikut.

$$\text{Frekuensi Cut off low pass filter} = \frac{D_{max}}{60} \quad (3.2)$$

$$\text{Frekuensi Cut off high pass filter} = \frac{D_{min}}{60} \quad (3.3)$$

   Keterangan:

   D_{max} = Nilai detak jantung maksimal

   D_{min} = Nilai detak jantung minimal

   Sebelum menghitung Low pass filter dan high pass filter, terlebih dahulu mencari nilai resistor dan kapasitor dengan cut off frekuensi yang sudah ditentukan pada persamaan (3.2) dan (3.3). Untuk mencari kapasitor ditunjukkan pada persamaan berikut.

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.4)$$

Keterangan:
f = Nilai *cut-off* Frekuensi
R = Nilai Resistor
C = Nilai Kapasitor

Pada persamaan (3.4) nilai resistor ditentukan nilainya pada 1K ohm, setelah dimasukkan ke persamaan (3.4) nilai kapasitor adalah 43 microFarad pada low pass filter dan 39×10^{-5} Farad pada high pass filter, selanjutnya menghitung nilai *alpha* low pass dan high pass. Pada *alpha* low pass dan high pass membutuhkan nilai dari *sample rate* sensor yang kemudian diubah ke *time interval*, pada penelitian ini *sample rate* yang digunakan adalah 100 *sample rate* per detik [12]. Persamaannya ditunjukkan sebagai berikut.

$$\text{Time interval} = \frac{1}{Fs} \quad (3.5)$$

$$\alpha \text{ Low Pass Filter} = \frac{T_i}{(RC+T_i)} \quad (3.6)$$

$$\alpha \text{ High Pass Filter} = \frac{RC}{(RC+T_i)} \quad (3.7)$$

Keterangan:

Fs = Frekuensi sampling/*sample rate*
T_i = Time interval
R = Nilai Resistor
C = Nilai Kapasitor
α LPF = *alpha* Low Pass Filter
α HPF = *alpha* High Pass Filter

Dari persamaan (3.6) dan (3.7) dapat digunakan untuk mencari nilai dari low pass dan high pass filter [13]. Persamaan low pass filter dan high pass filter ditunjukkan sebagai berikut.

$$\text{Low pass} = \alpha \text{ LPF} \times M_f + (1 - \alpha) \times L_{ps} \quad (3.8)$$

$$\text{High pass} = \alpha \text{ HPF} \times (H_{ps} + Lp - L_{ps}) \quad (3.9)$$

Keterangan:

M_f = Keluaran Mean filter LED Inframerah / LED Merah

Lp = Low pass

H_{ps} = nilai High pass filter sebelumnya

L_{ps} = Nilai Low pass filter sebelumnya

α = *alpha*

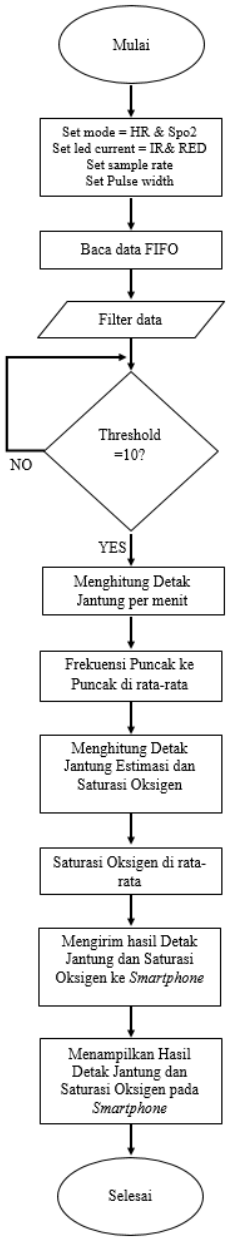
3. Perhitungan Saturasi oksigen & Denyut jantung

Selanjutnya melakukan perhitungan pada sinyal saturasi oksigen dan denyut jantung yang telah di filter agar hasil pada pembacaan sensor dapat sesuai dengan riilnya dan dapat digunakan untuk analisa. Pada perhitungan detak jantung terlebih dahulu dicari frekuensi pada puncak ke puncak dari keluaran filter high pass pada LED merah lalu dikalikan dengan 60 detik, maka hasilnya berupa detak per menit atau dapat disebut *beat per minute* (BPM), sedangkan pada saturasi oksigen terlebih dahulu mencari nilai RMS dari low pass dan high pass filter. Persamaan untuk mencari nilai detak jantung dan saturasi oksigen ditunjukkan pada persamaan (2.7).

D. Flowchart

Sebelum dapat membaca data keluaran sensor, ada beberapa konfigurasi yang harus dilakukan. Pertama mengatur mode *Heart rate* atau detak jantung dan saturasi oksigen, mengatur arus pada LED merah dan inframerah, mengatur *sample rate* dan *pulse width*. Konfigurasi dapat dilakukan dengan melihat *datasheet* pada sensor, setelah dilakukan konfigurasi maka keluaran sensor dapat dibaca oleh Arduino kemudian dapat dilakukan perhitungan detak jantung dan saturasi oksigen. Fungsi dari *threshold* tersebut adalah untuk mendeteksi puncak dari sinyal detak jantung.

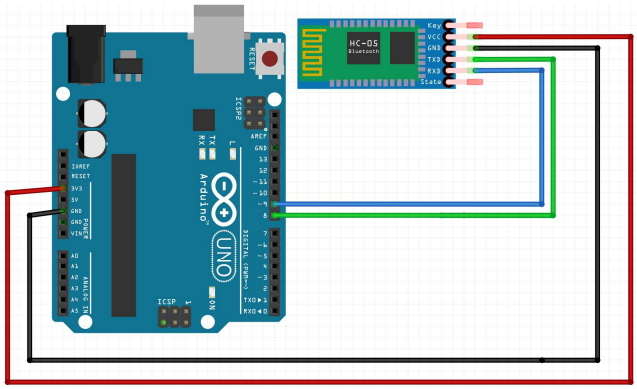
Pada perhitungan detak jantung memiliki dua metode, yaitu metode menghitung detak jantung per menit dan menghitung detak jantung estimasi. Metode menghitung detak jantung per menit dengan cara menghitung jumlah puncak dari sinyal detak jantung selama satu menit, sedangkan menghitung detak jantung estimasi dengan cara menghitung frekuensi puncak ke puncak. Pada metode detak jantung per menit memperbarui data tiap satu menit dan metode estimasi memperbarui data tiap 20 detik, kedua metode tersebut dapat dilakukan secara bersamaan. Menghitung detak jantung estimasi adalah Metode A dan menghitung detak jantung per menit adalah Metode B. Alur program dapat ditunjukkan pada Gambar 8.



Gambar 8 Flowchart program MAX30100

E. Modul Bluetooth HC-05

Modul Bluetooth yang digunakan adalah HC_05 dan modul ini dapat bekerja sebagai *slave* atau *master*. HC-05 memiliki dua mode dalam operasinya yaitu, mode AT mode dan mode komunikasi. Ketika dalam mode AT, semua data yang diterima melalui komunikasi UART serial dari Arduino diperlakukan menjadi perintah, misalnya memungkinkan untuk mengubah pengaturan pada modul, seperti nama Bluetooth, *baud rate* dan melihat apakah sedang bekerja sebagai master atau slave, serta dapat menghubungkan otomatis saat Bluetooth dinyalakan. Pada mode komunikasi semua data yang diterima melalui komunikasi UART serial dari Arduino akan dikirim ke perangkat yang terhubung. Modul ini menggunakan komunikasi serial yang memiliki dua pin yaitu pin RX dan TX. Rangkaian Bluetooth HC-05 dan Arduino ditunjukkan pada Gambar 9.



Gambar 9 Rangkaian Arduino dengan MAX30100

Pada Gambar 9 terdapat pin EN dan pin STATE. Saat akan masuk ke mode AT, hubungkan pin EN ke tegangan 3.3 volt sebelum Bluetooth dinyalakan. Jika pin EN tidak dihubungkan atau dalam kondisi mengambang (*floating*) saat akan dinyalakan maka Bluetooth akan masuk ke mode komunikasi. Pin STATE berfungsi sebagai indikator status komunikasi Bluetooth akan berlogika *high* saat Bluetooth terhubung dengan perangkat lain, dan *low* saat Bluetooth tidak terhubung ke perangkat lain.

F. Prosedur Pengambilan Data

Pada penelitian ini memiliki tiga prosedur saat pengambilan data oleh subjek, yaitu prosedur pengambilan data otomatis, prosedur pengambilan data manual dan prosedur pengambilan data dengan alat komersial. Prosedur pengambilan data tersebut dijelaskan sebagai berikut.

1. Prosedur pengambilan data detak jantung estimasi dan detak jantung per menit.

   Pada prosedur pertama memiliki dua metode kedua metode tersebut dilakukan secara bersamaan. Prosedur pengambilan data secara otomatis dan manual dengan alat antara lain.

   1) Subjek diinstruksikan untuk duduk.
   2) Jari dibersihkan dengan tisu basah, kemudian dikeringkan.
   3) Jari ditempelkan ke alat atau sensor selama 60 detik.
   4) Detak jantung dan saturasi oksigen saat 60 detik dicatat
   5) Pengujian dilakukan dua kali dengan prosedur nomor empat.

2. Prosedur pengambilan data dengan alat komersial TOPCNMED

   Pada prosedur ketiga, yaitu pengambilan data dengan alat komersial. Prosedur

pengambilan data dengan alat komersial antara lain.

1) Subjek diinstruksikan untuk duduk.
2) Jari dibersihkan dengan tisu basah, kemudian dikeringkan.
3) Jari ditempelkan ke alat atau sensor selama 60 detik.
4) Detak jantung dan saturasi oksigen saat 60 detik dicatat.
5) Pengujian dilakukan dua kali dengan prosedur nomor empat.

3. Prosedur pengambilan data manual

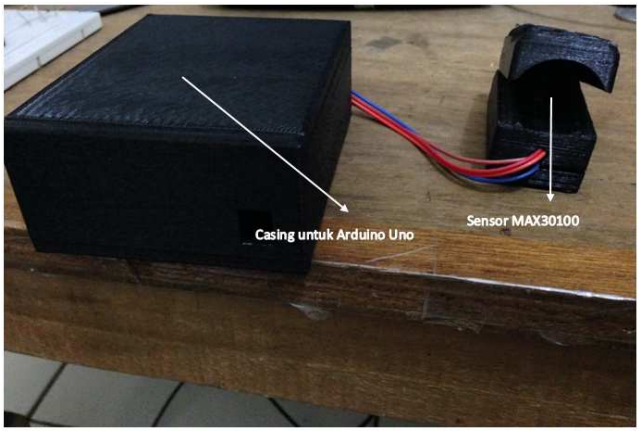
Prosedur kedua adalah pengambilan data secara manual, teknik pengambilan data ini hanya mengukur denyut jantung yang dilakukan pada pergelangan tangan. Prosedur pengambilan data secara manual antara lain.

1) Subjek diinstruksikan untuk duduk.
2) Jari ditempelkan pada pergelangan tangan selama satu menit atau 60 detik.
3) Detak jantung saat satu menit dicatat.

Pengujian dilakukan dua kali dengan prosedur nomor empat.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil desain alat ukur detak jantung dan saturasi oksigen yang telah dibuat akan diuji dan dianalisis. Pengujian dan analisis dilakukan untuk mengetahui kinerja alat ukur detak jantung dan saturasi oksigen. Desain alat ukur detak jantung dan saturasi oksigen yang sudah dirancang dapat ditunjukan pada Gambar 10.



Gambar 10 Hasil perancangan alat ukur detak jantung dan saturasi oksigen

Pada Gambar 10 terdapat casing dan clip. Casing sebagai tempat Arduino dan modul Bluetooth HC-05, sedangkan clip digunakan sebagai tempat sensor MAX30100. Fungsi casing dan clip tersebut agar lebih mudah untuk dibawa kemana saja dan mudah untuk melakukan pengukuran.

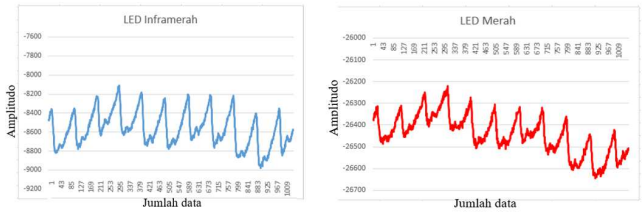
Pengujian alat ukur detak jantung dan saturasi oksigen dilakukan dengan beberapa cara yaitu, Pengujian perangkat keras dan pengujian alat ukur dengan subjek. Pengujian alat ukur ditunjukkan sebagai berikut.

A. Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan menguji keluaran pada sensor dan menguji komunikasi pada modul Bluetooth dengan *smartphone*. Pengujian ini menunjukkan akurasi dari keluaran sensor dengan detak jantung dan saturasi oksigen pada subjek yang diukur, serta mengetahui kinerja modul Bluetooth dalam mengirimkan hasil pembacaan sensor ke *smartphone*. Pengujian perangkat keras pada sensor ditunjukkan sebagai berikut.

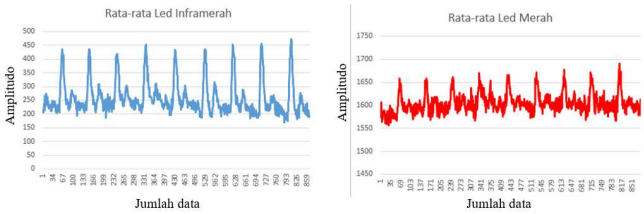
B. Pengujian Sensor MAX30100

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui bagaimana keluaran sensor saat mengukur detak jantung dan saturasi oksigen. Keluaran pada sensor dapat dibaca pada FIFO data melalui komunikasi I2C, kemudian data yang sudah terbaca di Arduino dibagi menjadi dua data yaitu, data LED inframerah dan data LED merah. Data tersebut ditunjukkan pada Gambar 11.



Gambar 11 Data mentah keluaran sensor, LED inframerah dan LED merah

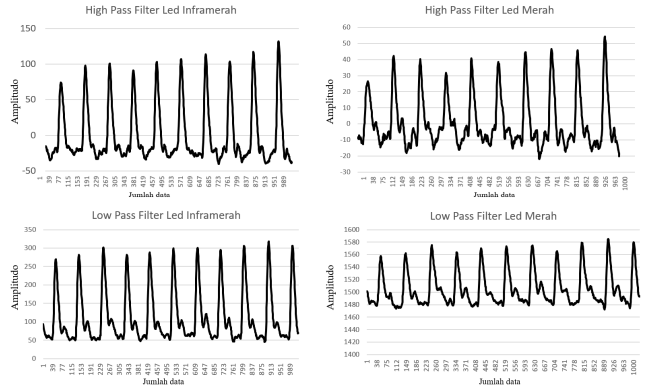
Data pada Gambar 11 masih terdapat *noise* dan sinyalnya naik turun atau terdapat *trend* pada data. Untuk menghilangkannya dengan dirata-rata dan difilter. Hasil rata-rata ditunjukkan pada Gambar 12.



Gambar 12 Hasil rata-rata keluaran sensor, LED inframerah dan LED merah

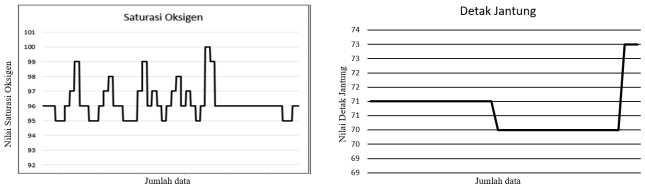
Filter yang digunakan adalah band pass filter yang terdiri dari low pass dan high pass filter. Filter low pass dan high pass ini masing-masing menggunakan cut off 3.66 Hz

dan 0.5 Hz dengan menggunakan persamaan (3.8) dan (3.9). Hasil filter ditunjukkan pada Gambar 13.



Gambar 13 Hasil filter low pass dan high pass keluaran sensor

Pada tahap selanjutnya adalah menghitung nilai dari detak jantung dan saturasi oksigen dari sinyal inframerah dan sinyal dari LED merah yang telah dirata-rata dan difilter. Sinyal keluaran high pass filter dari LED inframerah digunakan untuk menghitung detak jantung dan untuk menghitung saturasi oksigen menggunakan dua sinyal keluaran high pass dan low pass filter dari LED inframerah serta LED merah. Perhitungan detak jantung dan saturasi oksigen ditunjukkan pada persamaan (2.2). Hasil perhitungan detak jantung dan saturasi oksigen ditunjukkan pada Gambar 14.

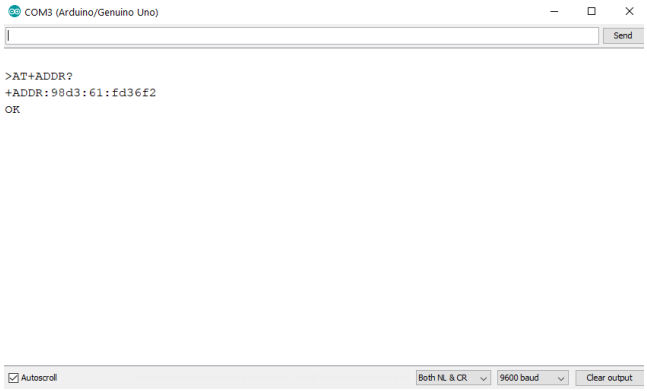


Gambar 14 Hasil perhitungan detak jantung dan saturasi oksigen

Dari hasil perhitungan diatas, rentang nilai saturasi oksigen adalah 0-100% sedangkan nilai terendah saturasi oksigen yang dapat terjadi pada manusia adalah 70% maka perlu dibatasi nilai yang dapat dibaca dari rentang nilai 70-100%. Untuk membatasi nilai tersebut dilakukan pada program Arduino agar dapat menampilkan nilai saturasi oksigen pada rentang nilai tertentu saja.

C. Pengujian Komunikasi Modul Bluetooth dengan Smartphone

Pengujian komunikasi modul Bluetooth dengan *smartphone* dilakukan untuk mengetahui kinerja modul Bluetooth saat mengirimkan data keluaran sensor ke *smartphone*. Sebelum dapat mengirim data detak jantung dan saturasi oksigen, terlebih dahulu mengecek *MAC address* melalui mode AT. Kemudian *MAC addres*s pada Bluetooth digunakan agar sistem android dapat terkoneksi dengan modul Bluetooth dan dapat saling bertukar data. Untuk mengecek *MAC address* pada *AT command* ditunjukkan pada Gambar 15.



Gambar 15 Hasil pengecekan MAC address pada mode AT Arduino

Pada Gambar 15 *MAC address* pada modul Bluetooth sudah dapat dilakukan, kemudian *MAC address* tersebut digunakan pada sistem android untuk dapat dipasangkan atau *pairing* dengan modul Bluetooth yang sudah terpasang alat ukur detak jantung saja dan bukan Bluetooth lain. Untuk mendapatkan *UUID* (*Universally Unique Identifier*) agar dapat bertukar data dengan android, *UUID* dapat di *generate* dari web online.

Pada sistem android memiliki dua kondisi saat akan terkoneksi dengan Bluetooth yaitu dipasangkan dan *connected* atau terhubung. Dipasangkan adalah kondisi saat dua perangkat Bluetooth dapat memulai koneksi untuk bertukar data, sedangkan *connected* kondisi saat dua perangkat dapat saling bertukar data. Pada sistem android, sebelum kondisi terhubung dibutuhkan perangkat untuk dipasangkan terlebih dahulu.

Pada proses setelah mendapatkan *MAC address* dan *UUID*, maka data dari Arduino sudah dapat dikirim ke smartphone melalui modul Bluetooth HC-05. Hasilnya dapat ditunjukkan pada Gambar 16.

Gambar 16 Hasil keluaran sensor pada aplikasi Android

Saat *smartphone* akan terhubung dengan modul Bluetooth, terdapat kendala yaitu *smartphone* tidak dapat terhubung secara langsung tetapi membutuhkan beberapa kali percobaan dan sering terjadi saat modul Bluetooth dinyalakan pertama kali.

D. Pengujian Alat Ukur Dengan Subyek

Pengujian pada subjek anak-anak dilakukan untuk mengetahui akurasi pada alat. Metode untuk melihat akurasi alat ukur yang dibuat dengan cara membandingkan dengan alat komersial dan pengukuran manual yang dilakukan dengan mendeteksi denyut nadi pada pergelangan tangan.

Metode pengukuran otomatis dengan alat atau metode A, memperbarui nilai detak jantung tiap 20 detik sedangkan pada metode pengukuran manual dengan alat atau metode B, memperbarui nilai detak jantung tiap satu menit. Pengukuran otomatis dengan alat adalah dengan menghitung frekuensi puncak ke puncak pada sinyal denyut jantung dari keluaran sensor, sedangkan pada pengukuran manual adalah dengan cara menghitung jumlah puncak pada sinyal denyut jantung.

Pengujian dilakukan dalam keadaan duduk, sehingga detak jantung yang diukur adalah detak jantung saat istirahat. Pengukuran dilakukan pada tiga subjek anak-anak, pengukuran setiap subyek dalam 30 data memiliki interval masing-masing 20 detik. Hasil pengukuran detak jantung dan saturasi oksigen ditunjukkan pada Tabel 1.

Tabel 1 Hasil pengukuran Detak Jantung Metode A dan Metode B

Pengukuran	Subyek	Detak Jantung (BPM)							
		Referensi		Metode Pengukuran		Persen *Error* (%)			
						Manual		Alat komersial	
		Manual	Alat komersial	A	B	A	B	A	B
1	#1	113	109	149	123	31.9	8.8	36.7	12.8
2		107	108	123	112	15	4.7	13.9	3.7
3		116	117	111	117	4.3	0.8	5.1	0
4		113	102	132	115	16.8	1.8	29.4	12.7
5		112	103	122	115	9	2.7	18.4	11.7
6		118	103	110	115	6.8	2.6	6.8	11.7
7		118	117	111	118	6	0	5.1	0.8
8		113	118	125	112	10.6	0.9	6	5.1
9		112	112	119	118	6.2	5.4	6.2	5.4
10		112	115	149	133	33	18.8	29.6	15.7
Rata-rata *error*						**14**	**4.7**	**15.8**	**8**
Standar Deviasi						**10.5**	**5.6**	**12.11**	**5.6**
1	#2	96	86	101	97	5.2	1	17.4	12.8
2		96	94	98	86	2.1	10.4	4.2	8.5
3		94	88	95	96	1.1	2.1	8	9.1
4		96	100	101	100	5.2	4.2	1	0
5		95	95	121	63	27.4	33.7	27.4	33.7
6		100	94	103	100	3	0	9.4	6.4
7		97	101	106	105	9.3	8.2	5	4
8		95	96	109	107	14.8	12.7	13.5	11.5
9		92	91	105	100	14.1	8.7	15.3	9.9
10		89	98	110	103	23.6	15.7	12.2	5.1
Rata-rata *error*						**10.6**	**9.7**	**11.3**	**10**
Standar Deviasi						**9.2**	**10**	**7.7**	**9.1**
1	#3	116	106	81	71	30.2	38.8	23.6	33
2		108	100	114	100	5.6	7.4	14	0
3		101	103	108	97	7	4	4.9	5.9
4		107	106	112	82	4.7	23.3	5.7	22.7
5		104	98	134	96	28.9	7.7	36.8	2
6		102	109	114	113	11.8	10.8	4.6	3.7
7		100	103	100	103	0	3	3	0
8		92	98	109	84	18.5	8.7	11,2	14,2
9		95	103	119	105	25.2	10.6	15.6	2
10		108	84	106	91	1.9	15.8	12.8	3.2
Rata-rata *error*						**13.4**	**13**	**13.4**	**8.1**
Standar Deviasi						**11.4**	**10.4**	**11**	**11.7**
Rata-rata keseluruhan *error*						**12.7**	**9.1**	**13.5**	**8.7**

Pada Tabel 1 terdapat metode A dan B, yaitu metode A adalah metode menghitung detak jantung estimasi sedangkan metode B adalah metode menghitung detak jantung per menit. Pada Tabel 1 merupakan perbandingan pengukuran detak jantung antara pengukuran manual pada pergelangan tangan dan alat komersial dengan metode A dan B.

Hasil pengukuran subjek ke-1 dengan metode A dan B memiliki perbedaan yang cukup besar saat dibandingkan dengan pengukuran manual dan alat komersial. Pada Tabel 1 tersebut juga terdapat standar deviasi dari masing-masing persen *error* tiap subyek, yang menghasilkan nilai cukup besar.

Hasil pada beberapa pengukuran tersebut dapat terjadi karena saat menempelkan jari ke sensor, jari bergerak terlalu banyak, sehingga sinyal detak jantung yang dihasilkan memiliki *noise* yang menyebabkan pembacaan detak jantung menjadi tidak akurat.

Pengujian berikutnya adalah perbandingan saturasi oksigen dengan alat komersial, pengukuran setiap subyek dalam 30 data memiliki interval masing-masing 20 detik. Hasil pengukuran ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 2 Hasil pengukuran saturasi oksigen

Pengukuran	Subyek	SPO2 (%)		
		Referensi Alat komersial	Pengukuran dengan alat	Persen *Error* (%)
1	#1	97	94	3.1
2		98	98	0
3		98	96	2
4		98	95	3.1
5		98	95	3.1
6		97	95	2.1
7		97	95	2.1
8		98	95	3.1
9		98	95	3.1
10		98	95	3.1
Rata-rata *error*				**2.5**
Standar Deviasi				**0.9**
1	#2	99	97	2
2		99	96	3
3		98	97	1
4		99	97	2
5		98	95	3.1
6		99	96	3
7		99	96	3
8		99	96	3
9		98	95	3.1
10		99	97	2
Rata-rata error				**2.5**
Standar Deviasi				**0.7**
1	#3	99	97	2
2		96	94	2.1
3		95	91	4.2
4		94	94	0
5		96	96	0
6		99	94	5.1
7		98	92	6.1
8		98	94	4.1
9		98	95	3.1
10		97	95	2.1
Rata-rata *error*				**2.9**
Standar Deviasi				**2**
Rata-rata keseluruhan *error*				**2.6**

Pada Tabel 4.2 persen *error* pada pengukuran ke-1, ke-2 dan ke-3 nilai persen *error* relatif kecil. Pada hasil pengukuran ini dilakukan bersama dengan pengukuran denyut jantung.

Pengukuran ke-1 dan ke-2 pada pengukuran saturasi oksigen memiliki rata-rata *error* yang cukup kecil. Rata-

rata *error* pada pengukuran ke-1 adalah 2.5%, pengukuran ke-2 adalah 2.5% dan pengukuran ke-3 adalah 2.9%. Standar deviasi yang dihasilkan relatif kecil, yaitu pada pengukuran ke-1 adalah 0.9, pengukuran ke-2 adalah 0.7 dan pengukuran ke-3 adalah 2.

V. KESIMPULAN

A. Kesimpulan

Dari proses perancangan dan pengujian pada alat, dapat diambil kesimpulan, yaitu antara lain.

1. Dapat membuat sistem yang mendeteksi denyut jantung dan saturasi oksigen secara otomatis pada anak dengan menggunakan satu buah sensor.
2. Pengukuran detak jantung pada metode A dan B yang dibandingkan dengan referensi alat komersial dan pengukuran manual memiliki rata-rata keseluruhan *error* diatas nilai yang dapat ditoleransi pada 5%. Pada pengukuran saturasi oksigen memiliki rata-rata keseluruhan *error* dibawah 5% yaitu 2.6% sehingga masih dapat ditoleransi.

B. Saran

Untuk pengembangan lebih lanjut bagi mahasiswa yang ingin melanjutkan dan menyempurnakan alat ukur detak jantung dan saturasi oksigen ini, penulis memberikan saran antara lain.

1. Perlunya mendesain tempat sensor atau *clip* yang baik agar saat pengukuran hasil pembacaan akurat.
2. Diperlukan perhitungan yang tepat pada denyut jantung dan saturasi oksigen agar memperoleh hasil yang baik.

VI. DAFTAR PUSTAKA

[1] M. Durand and R. Ramanathan, “Pulse oximetry for continuous oxygen monitoring in sick newborn infants,” *J. Pediatr.*, vol. 109, no. 6, pp. 1052–1056, 1986.

[2] A. Fontaine, “Reflectance-Based Pulse Oximeter for the Chest and Wrist,” *Wpi.Edu*, 2010.

[3] Kuwa, “How to Read SpO 2,” 2006.

[4] T. K. Mishra and P. K. Rath, “Pivotal role of heart rate in health and disease,” *Journal, Indian Acad. Clin. Med.*, vol. 12, no. 4, pp. 297–302, 2011.

[5] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39, 2007.

[6] M.Shafiq, “Investigation of photoplethysmography and arterial blood oxygen saturation during artificially induced peripheral hypoperfusion utilising multimode photometric sensors Muhammad Shafique,” *City*, no. January, 2011.

[7] P. A. Kyriacou, “Pulse oximetry in the oesophagus.,” *undefined*, 2006.

[8] R. Strogonovs, “Implementing pulse oximeter using MAX30100 - MORF - Coding And Engineering.” [Online]. Available: https://morf.lv/implementing-pulse-oximeter-using-max30100. [Accessed: 27-Aug-2018].

[9] P. Physics, “Explaining rms voltage and current.” pp. 14–16, 2016.

[10] I. Puy, “Bluetooth,” pp. 1–20, 2008.

[11] “Pulse Oximeter SpO2 and Heart-Rate Sensor Module - I2C - MAX30100 [5337] : Sunrom Electronics/Technologies.” [Online]. Available: https://www.sunrom.com/p/pulse-oximeter-spo2-and-heart-rate-sensor-module-i2c-max30100. [Accessed: 12-Oct-2017].

[12] “Low-pass filter - Helpful.” [Online]. Available: https://helpful.knobs-dials.com/index.php/Low-pass_filter. [Accessed: 05-Nov-2017].

[13] “[Arduino] Implementation of Basic Filters | TKF’s World of Engineering.” [Online]. Available: https://elvistkf.wordpress.com/2016/04/19/arduino-implementation-of-filters/. [Accessed: 10-Nov-2017].