

RANCANG BANGUN *PHOTOPLETHYSMOGRAPHY* (PPG) TIPE GELANG TANGAN UNTUK MENGHITUNG DETAK JANTUNG BERBASIS ARDUINO

Riza Yulian

S1-Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Negeri Surabaya
e-mail: rizayulian71@gmail.com

Bambang Suprianto

S1-Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Negeri Surabaya
e-mail: bambangsuprianto@unesa.ac.id

Abstrak

Detak Jantung merupakan salah satu tanda fisik paling signifikan yang berhubungan dengan kesehatan manusia. Saat ini banyak dikembangkan teknik *Photoplethysmograph* (PPG) untuk mengukur detak jantung manusia. PPG diklaim lebih mudah dan murah dari teknik *Electrocardiogram* (ECG). Namun, teknik PPG mode transmisi pada ujung jari yang saat ini banyak digunakan tidak memungkinkan pengguna bergerak dan beraktifitas secara bebas. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui kemungkinan pengukuran detak jantung menggunakan teknik PPG pada pergelangan tangan agar pengguna mampu bergerak lebih bebas. Sistem terdiri dari (1). Bagian sensor: terdiri dari LED IR sebagai pemancar dan chip OPT101 sebagai penerima (2). Bagian filter bandpass: terdiri dari R, C dan Op-Amp (3). Mikrokontroler Arduino: menerima dan memproses sinyal untuk menentukan nilai HR dalam BPM (4) OLED: menampilkan HR secara realtime (4). Bluetooth: menghubungkan mikrokontroler arduino dengan aplikasi android (5) Aplikasi Android: yang menampilkan hasil detak jantung pada smartphone pengguna dan memungkinkan sistem untuk mengirim status pasien ke dokter secara otomatis, jika terjadi keadaan darurat. Hasil penelitian menunjukkan bahwa deteksi detak jantung pada pergelangan tangan dalam, memiliki nilai sensitivitas rata-rata sebesar 99,7%. Error relatif perhitungan detak jantung tertinggi sebesar 2 BPM. Error relatif rata-rata perhitungan detak jantung sebesar 0,73 BPM atau 0,89 %.

Kata Kunci: *Photoplethysmography* (PPG), Wrist-Type, Heart Rate (HR), Health Monitoring, Arduino

Abstract

Heartbeat is one of the most significant physical signs associated with human health. Currently developed *Photoplethysmograph* (PPG) method to measure the human heart rate (HR). PPG is claimed to be easier and cheaper than *Electrocardiogram* (ECG). However, PPG transmission mode on the fingertips that are currently widely used does not allow users to do the activity freely. This study aims to determine the possibility of heart rate measurement using PPG on the wrist so that users are able to do activity freely. The system consist of (1)Sensor part: consist of LED as transmitter and OPT101 as receiver (2)Bandpass filter part: consist of R,C and Op-Amp (3)Arduino Microcontroller: receives and processes signal to determine HR in BPM (4)OLED: display HR in realtime (4)Bluetooth: connect the arduino microcontroller to android application (5)Android application: display the result of heart beat in users handheld and allows system to send patient status to the medical doctor automatically, in case of emergency. The results showed that detection of heartbeat on the inner wrist, has sensitivity average value of 99,7%. Maximum relative error of HR calculation of 2 BPM. The relative error average of heart rate calculation is 0,73 BPM or 0,89%.

Keywords: *Photoplethysmography* (PPG), Wrist-Type, Heart Rate (HR), Health Monitoring, Arduino

PENDAHULUAN

Detak Jantung merupakan salah satu tanda fisik paling signifikan yang berhubungan dengan kesehatan manusia. Pemantau detak jantung sering dikaitkan dengan peralatan medis di rumah sakit yang digunakan dokter untuk mendiagnosa penyakit pasien. Pemantau detak jantung tidak hanya digunakan untuk pasien yang sakit saja, namun juga bermanfaat bagi orang ingin memelihara kesehatan (Lin, et.al., 2015). Penelitian yang dilakukan oleh Institute for Health Metrics and Evaluation (IHME) menunjukkan bahwa penyebab angka kematian terbesar

kedua di Indonesia pada tahun 2015 adalah penyakit jantung (IHME, 2016). Penyakit jantung dapat menyerang kapan saja, bahkan ketika ber aktifitas sehari-hari. Pencegahan penyakit jantung dapat dilakukan salah satunya dengan mengamati aktifitas jantung. Untuk itu, pemantauan sinyal detak jantung diperlukan. Metode yang sering digunakan dalam pemantauan detak jantung yaitu *Photoplethysmography* (PPG).

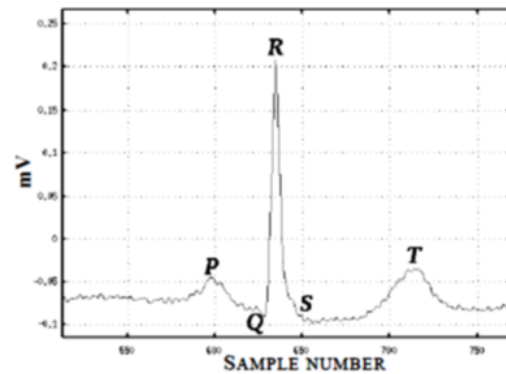
Photoplethysmography (PPG) merupakan suatu metode non-invasive untuk mengetahui detak jantung manusia dengan cara mengukur perubahan volume darah

pada suatu organ menggunakan LED (Light Emitting Diode) yang dipancarkan pada kulit pengguna secara transmisi atau reflektansi, kemudian diterima oleh *photodetector* (Lin, et.al., 2015). Penelitian yang dilakukan oleh Budi Harsono tahun 2012 dengan judul Rancang Bangun Alat Pemantau Laju Detak Jantung Saat Latihan Fisik, telah dikembangkan sebuah perangkat *Photoplethysmography* (PPG) yang menggunakan mode transmisi pada ujung jari berbasis mikrokontroller AT89S51. Perangkat ini memiliki kekurangan yaitu tidak menghemat ruang, terdapat sinyal gangguan apabila obyek bergerak, dan ruang gerak pengguna sedikit. Di tahun 2014 penelitian dilakukan oleh Fanpen Kong dengan judul A Wearable Pulse Oximeter yang mengembangkan perangkat sejenis, namun berbasis Arduino tipe Pro Mini. Arduino tipe ini memiliki kelebihan pada ukuran perangkat yang kecil, sehingga perangkat lebih mudah digunakan dan menghemat tempat, namun karena menggunakan mode transmisi pada jari, penggunaan alat ini masih sulit dan muncul sinyal gangguan saat pengguna bergerak. Sehingga sinyal gangguan tersebut bisa membuat perangkat *Photoplethysmography* (PPG) menjadi tidak akurat. Dari penelitian tersebut, perangkat *Photoplethysmography* (PPG) yang menggunakan mode transmisi pada jari kurang tepat apabila digunakan saat aktifitas sehari-hari. Sehingga perlu dikembangkan perangkat *Photoplethysmography* dengan mode reflektansi yang mampu digunakan pada pergelangan tangan, sehingga pengguna mempunyai ruang gerak yang lebih luas.

KAJIAN PUSTAKA

Pengukuran Detak Jantung

Pengukuran detak jantung di dunia medis secara umum menggunakan *Electrocardiogram* (ECG). ECG merekam aktivitas otot jantung melalui beberapa elektroda berdasarkan perubahan muatan listrik pada otot jantung. Gambar 1 menunjukkan bahwa sinyal ECG terdiri dari tiga bagian yaitu P-wave, QRS Complex, dan T-wave disebabkan oleh fluktuasi tegangan rendah yang disebabkan oleh depolarisasi dari atrium sebelum kontraksi. QRS merupakan bagian terbesar dari amplitudo ECG yang disebabkan oleh depolarisasi ventrikel. T-wave disebabkan oleh depolarisasi ventrikel. (Clifford, 2012).



Gambar 1. Bentuk sinyal ECG untuk satu detak jantung

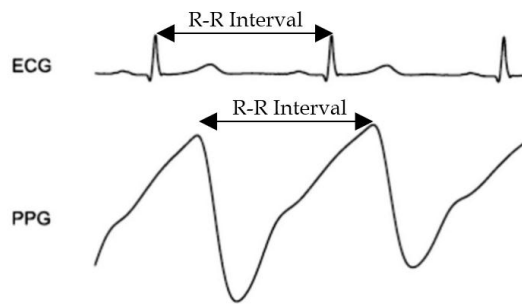
(Sumber : Clifford, 2012)

Sinyal yang diperoleh dari ECG berasal dari perbedaan muatan listrik yang terjadi pada otot-otot jantung akibat polarisasi dan depolarisasi ventrikel. Polarisasi ventrikel menyebabkan amplitudo tertinggi pada sinyal ECG. Jarak antara puncak tertinggi gelombang dalam domain waktu disebut R-R interval inilah yang disebut Heart Rate (HR). (Clifford, 2012)

Photoplethysmograph (PPG)

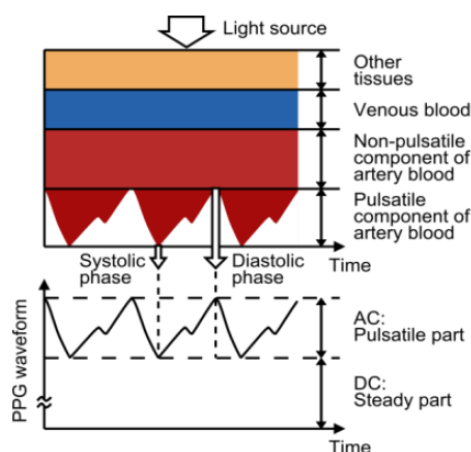
Photoplethysmography adalah teknik optik non-invasive untuk mengukur perubahan volume darah berdasarkan variasi intensitas cahaya yang lewat atau dipantulkan oleh organ tubuh manusia. Cahaya yang dipancarkan pada jaringan tubuh dapat diserap oleh substansi yang berbeda-beda, misalnya pigmen kulit, tulang, darah arteri dan vena. Perubahan aliran darah paling banyak terdapat pada arteri dan arterioles (Tamura T, et.al., 2014). Photoplethysmography menggunakan sumber cahaya dari LED (*Light Emitting Diode*) dan PD (*Photodetector*) untuk mendeteksi adanya perubahan volume darah dalam pembuluh darah. Cahaya dapat ditransmisikan melalui jaringan kapiler (*capillary bed*). Saat pulsasi arteri (*arterial pulsations*) mengisi jaringan kapiler, perubahan volume pembuluh mengubah penyerapan (*absorption*), pantulan (*reflection*), dan hamburan (*scattering*) cahaya.

Sinyal PPG secara umum memiliki bentuk yang berbeda dengan sinyal ECG. Namun terdapat kesesuaian pola sinyal yang mampu menunjukkan R-R interval. Kesesuaian pola sinyal PPG dan ECG ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 2. Pola sinyal PPG dan ECG yang bersesuaian
(Sumber : Clifford, 2012)

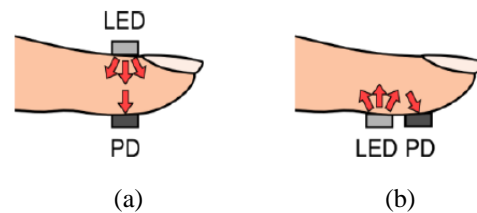
Gambar 3 menunjukkan bentuk sinyal *Photoplethysmography* yang terdiri dari komponen sinyal *Direct Current* (DC) dan *Alternating Current* (AC). Komponen DC dari sinyal PPG berasal dari cahaya tetap yang ditransmisikan atau direfleksikan dari jaringan tubuh. Komponen AC menunjukkan perubahan volume darah yang terjadi antara fase sistolik dan diastolik siklus jantung. frekuensi dasar dari komponen AC tergantung pada denyut jantung dan ditumpangkan ke komponen DC.



Gambar 3. Variasi Penyerapan Cahaya oleh Jaringan Tubuh
(Sumber: Tamura T., et.al., 2014)

PPG memiliki dua mode, yaitu mode transmisi dan mode reflektansi seperti yang terlihat pada Gambar 4. Pada mode transmisi, cahaya yang ditransmisikan melalui medium/jaringan tubuh terdeteksi oleh PD berlawanan sumber LED. Mode transmisi ini mampu memperoleh sinyal relatif lebih baik, tetapi tempat pengukurannya terbatas. Agar efektif, sensor mode transmisi harus terletak pada tubuh pada bagian di mana cahaya yang ditransmisikan dapat segera dideteksi, seperti jari, septum hidung, pipi, lidah, atau daun telinga. Sementara dalam mode reflektansi, PD mendeteksi cahaya yang kembali tersebar atau dipantulkan dari jaringan, tulang dan / atau pembuluh darah. Mode reflektansi menghilangkan masalah

yang terkait dengan penempatan sensor, dan berbagai tempat pengukuran yang dialiri darah dapat digunakan. Sehingga pengguna bisa menggunakan perangkat PPG dimanapun tempatnya seperti pergelangan tangan.



Gambar 4 Mode konfigurasi PPG (a) mode transmisi, (b) mode reflektansi
(Sumber: Tamura T., et.al., 2014)

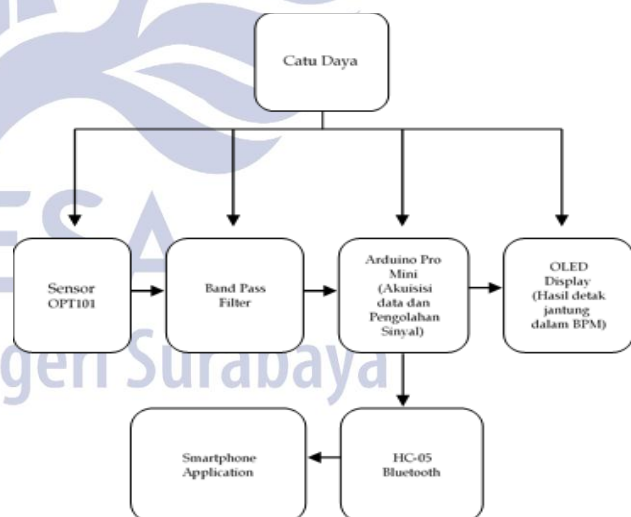
METODE PENELITIAN

Rancangan Penelitian

Tahapan rancangan pada penelitian ini meliputi: (1) studi literatur; (2) pengumpulan bahan; (3) desain sistem; (4) rancang bangun *hardware*; (5) pengujian *hardware*; (6) rancang bangun *software*; (7) pengujian *software*; (8) pengambilan data; (9) analisis dan pembahasan

Desain Sistem

Diagram sistem PPG tipe gelang tangan untuk menghitung detak jantung berbasis arduino terlihat seperti pada Gambar 5.

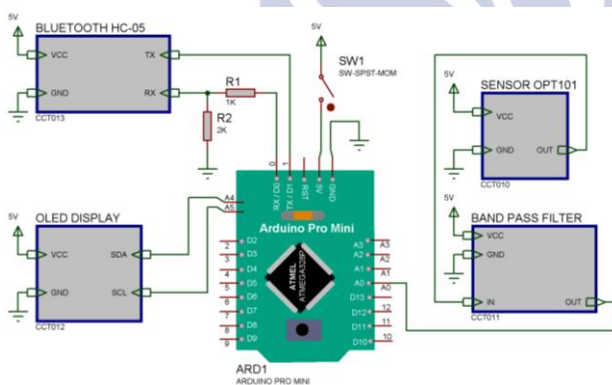


Gambar 5. Diagram Blok Sistem PPG tipe Gelang Tangan
(Sumber: Data Primer, 2017)

Blok diagram sistem terbagi menjadi dua bagian yaitu blok *hardware* dan blok pengolahan sinyal. Pada blok *hardware* terdiri dari catu daya, sensor OPT101, *Bandpass Filter*, Arduino tipe Pro Mini, OLED display, Bluetooth HC-05, Smartphone. Catu daya yang digunakan adalah sumber DC 5V suplai tunggal dari baterai *lithium polymer*

3,7V yang dinaikan tegangannya menjadi 5V. Sensor OPT101 merupakan sensor cahaya yang akan mengkonversikan reflektansi cahaya menjadi sinyal dengan satuan tegangan listrik. Sinyal keluaran dari sensor akan dikirim ke mikrokontroller Arduino tipe Pro Mini. Arduino sebagai piranti akuisisi data dan pengolahan sinyal. Data hasil pengolahan sinyal akan ditampilkan pada OLED *display* terintegrasi pada perangkat PPG. Modul Bluetooth HC-05 sebagai penghubung antara Arduino dan aplikasi pada Smartphone. Selain pada OLED *display*, data juga akan ditampilkan pada aplikasi Smartphone. Selanjutnya pada blok pengolahan sinyal terdapat perhitungan detak jantung. *Thresholding* pada *set point* tertentu akan di terapkan untuk mengetahui panjang gelombang sinyal detak jantung. Dari data penjang gelombang detak jantung tersebut akan dilakukan penghitungan secara matematis untuk mendapatkan hasil detak jantung per menitnya.

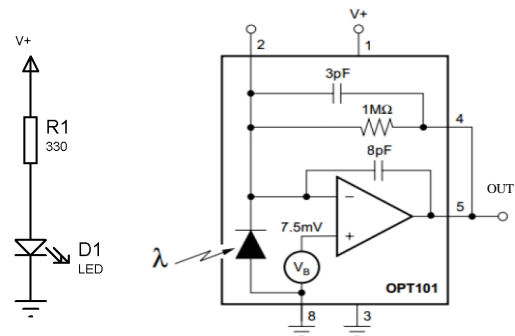
Pada blok perancangan hardware terdiri dari Arduino tipe Pro Mini, Bluetooth HC-05, OLED 0.96", Sensor OPT101, *Bandpass Filter*. Perancangan *hardware* dapat di lihat pada Gambar 6.



Gambar 6. Perencanaan *Hardware* perangkat Photoplethysmography (PPG) tipe gelang tangan berbasis Arduino
(Sumber: Data Primer, 2017)

Sensor OPT101

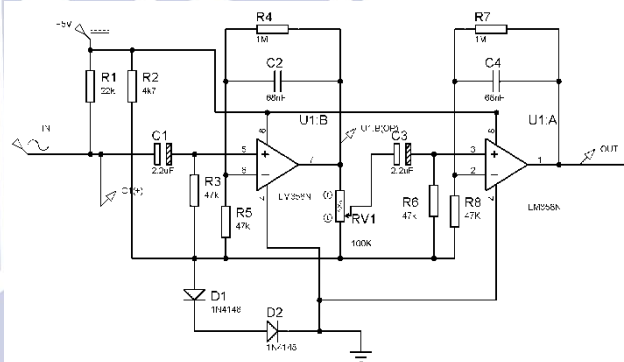
Pada perangkat ini menggunakan PD atau *receiver* OPT101 dan LED inframerah sebagai *transmitter* dengan rangkaian seperti pada Gambar 7. LED inframerah dirangkai seri dengan resistor 330 ohm. Kedua komponen ini disusun secara sejajar dan searah sehingga selanjutnya disebut sebagai mode reflektansi.



Gambar 7. Rangkaian Sensor OPT101
(sumber: Data Primer, 2017)

Bandpass Filter

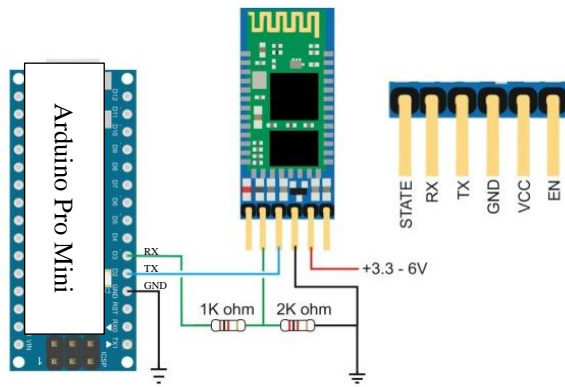
Filter yang digunakan yaitu *Bandpass Filter* dengan rangkaian seperti pada Gambar 8. Terdapat 2 kali penguatan oleh Op-Amp U1:B dan U1:A dengan $R_G=R_5=R_8=47K$ menghasilkan total penguatan (A_v) = 44 kali. Filter yang akan dirangkai memiliki $F_c \text{ low} = 1.5 \text{ Hz}$ dan $F_c \text{ high} = 2.34 \text{ Hz}$. IC Op-Amp yang digunakan adalah LM358N.



Gambar 8. Rangkaian Bandpass Filter
(Sumber: Data Primer, 2017)

Bluetooth

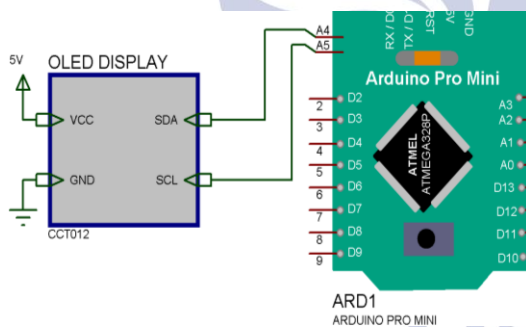
Komunikasi *wireless* dengan Android menggunakan modul Bluetooth HC-05. Gambar 9 menunjukkan rangkaian modul Bluetooth HC-05 dengan mikrokontroller Arduino tipe Pro Mini. Terdapat 4 pin yang difungsikan untuk melakukan transfer data yaitu pin VCC, GND, RX, dan TX yang nantinya akan tersambung dengan pin Arduino Pro Mini yang sama.



Gambar 9. Rangkaian Bluetooth HC-05 dengan Arduino Pro Mini
(sumber: Data Primer, 2017)

OLED Display

Rangkaian modul OLED 0.96" display pada mikrokontroller memiliki 4 pin yakni VCC, GND, SCL, SDA. VCC tersambung pada 5V sedangkan GND tersambung pada *ground*. SCL tersambung pada pin A5 Arduino, sedangkan SDA tersambung pin A4 Arduino. Komunikasi yang digunakan yaitu I2C. Rangkaian modul OLED 0.96" dengan Arduino Pro Mini dapat dilihat pada Gambar 10.



Gambar 10. Rangkaian Modul OLED 0.96" dengan Arduino Pro Mini
(Sumber: Data Primer, 2017)

Aplikasi Smartphone

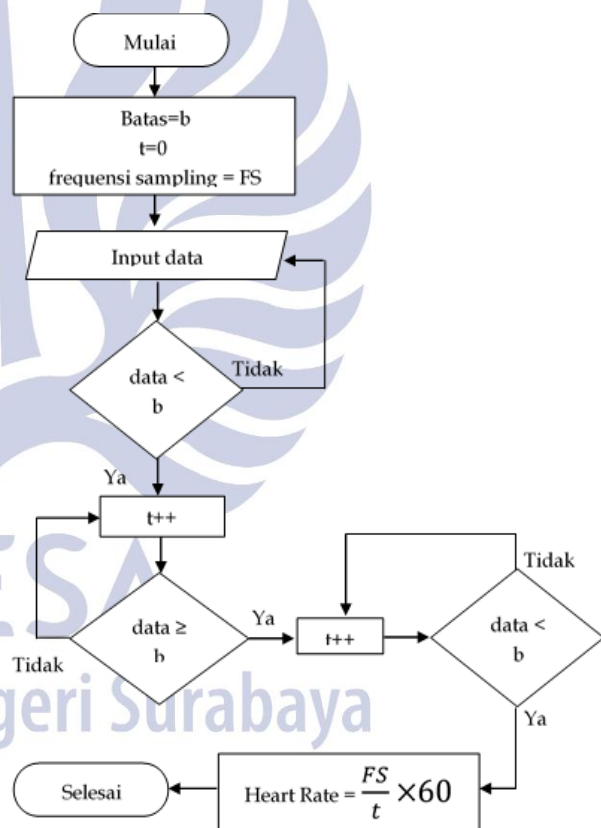
Saat ini banyak dikembangkan perangkat Smartphone Android yang mampu digunakan untuk segala kebutuhan. Melalui Aplikasi Smartphone, data detak jantung pengguna dapat dipantau oleh orang lain untuk kebutuhan tertentu, selain itu data detak jantung dapat disimpan pada Smartphone untuk kebutuhan tertentu. Rancangan Smartphone Android terkoneksi dengan Arduino Pro Mini menggunakan Bluetooth HC-05. Rancangan aplikasi smartphone dilakukan melalui web penyedia pembuatan aplikasi smartphone gratis MIT App Inventor.

Perhitungan Detak Jantung

Untuk menghitung detak jantung perlu adanya *thresholding* sinyal untuk mengetahui periode sinyal PPG. Setelah itu periode sinyal yang didapat akan dimasukkan dalam perhitungan matematis sehingga hasil dari perhitungan tersebut adalah data detak jantung per menit (BPM). Ketika sinyal turun melewati *set point* maka *counter* akan berjalan, kemudian jika sinyal melewati *set point* lagi, maka *counter* akan berhenti. Sehingga didapatkan data *counter* sebagai periode sinyal detak jantung. Periode sinyal detak jantung yang didapat akan digunakan untuk menentukan nilai detak jantung per menit seperti pada persamaan (1).

$$\text{Heart Rate} = \frac{\text{sampling frequency}}{\text{counter}} \times 60 \quad (1)$$

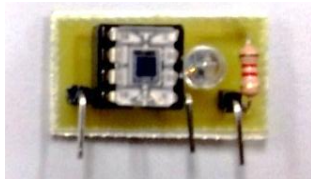
Diagram alir deteksi detak jantung hingga proses perhitungan detak jantung terlihat ada Gambar 11.



Gambar 11. Diagram Alir Deteksi dan Perhitungan Detak Jantung secara *realtime*
(Sumber: Data Primer, 2017)

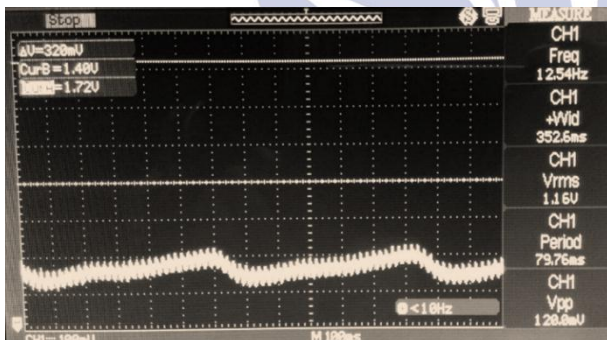
HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengujian Blok Sensor OPT101



Gambar 12. Hasil rancang bangun blok sensor OPT101
(Sumber: Data Primer, 2017)

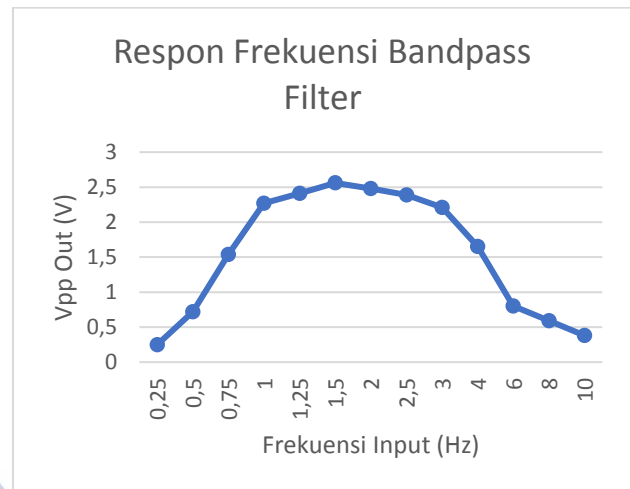
Hasil rancang bangun sensor OPT101 ditunjukkan pada Gambar 12. Berdasarkan pengukuran menggunakan *oscilloscope*, rangkaian sensor yang diletakkan di pergelangan tangan bagian dalam manusia, didapatkan tegangan output rata-rata sebesar 1,16 Volt. Kemudian didapatkan pula tegangan *peak to peak* pada rentang 70-120 mV. Frekuensi yang mendominasi sinyal PPG ini tercatat pada frekuensi 12,54 Hz seperti ditunjukkan pada Gambar 13. Hal ini menunjukkan bahwa sinyal yang diperoleh dari pergelangan tangan sangat kecil sehingga akan berpengaruh pada akuisisi data pada mikrokontroller serta terdapat *noise*.



Gambar 13. Sinyal output sensor OPT101
(Sumber: Data Primer, 2017)

Pengujian Bandpass Filter

Berdasarkan percobaan dan pengukuran dengan menggunakan *oscilloscope*, rangkaian *bandpass filter* mampu meloloskan dan menguatkan sinyal pada rentang 1,5 Hz sampai 2,34 Hz dengan penguatan tertinggi sebesar ± 44 kali. Tegangan *peak to peak* terus meningkat dari sinyal input frekuensi 250 mHz sampai 1,5 Hz. Pada frekuensi 1,5 Hz mencapai penguatan puncaknya dengan tegangan *peak to peak* keluaran sebesar 2,56 V. Kemudian tegangan *peak to peak* keluaran kembali menurun atau melemah pada frekuensi input 2,48 Hz hingga seterusnya. Hal ini menandakan bahwa *filter* telah berfungsi dengan baik. Respon fekuensi *bandpass filter* dapat dilihat pada Gambar 14.



Gambar 14. Grafik respon frekuensi bandpass filter
(Sumber: Data Primer, 2017)

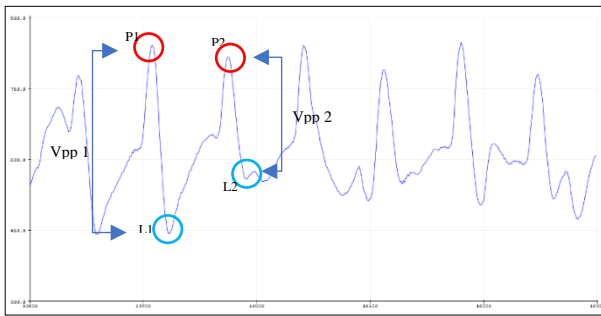
Hasil Pengujian dan Analisis Metode Penghilangan Motion Artifact

Motion Artifact (MA) adalah *noise* yang dihasilkan dari pergerakan tangan pengguna. Sehingga dengan metode penghilangan MA, *noise* dapat di minimalisir. Hasil dari metode penghilangan MA yang diukur menggunakan *oscilloscope* menunjukkan pelemahan sinyal yang berada rentang frekuensi terjadinya MA yaitu diatas 1,8 Hz dengan penguatan maksimal pada frekuensi 1,6 Hz seperti pada Gambar 15.



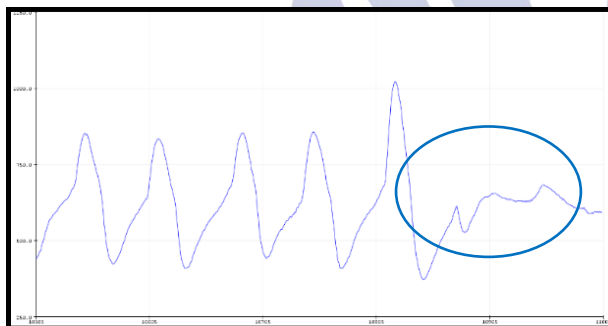
Gambar 15. Spektrum frekuensi sinyal PPG
(Sumber: Data Primer, 2017)

Namun respon sistem PPG tipe gelang tangan terhadap gerakan, berdasarkan data ADC Arduino, masih menunjukkan sinyal terganggu oleh pergerakan manusia terutama pergerakan tangan. Terdapat gelombang acak yang masuk kedalam sinyal detak jantung. Selain itu nilai tegangan *peak to peak* berubah seiring terjadinya gerakan menjadi semakin kecil kemudian membesar lagi berdasarkan pengukuran yang ditunjukkan pada Gambar 16. Tegangan puncak 1 (P1) pada periode 15936 ms = 2,4 V, tegangan lembah 1 (L1) pada periode 15951 = 1,3 V sehingga nilai $V_{pp1} = P1 - L1 = 1,1$ V. Tegangan puncak 2 (P2) pada periode 16001 ms = 2,3 V, tegangan lembah 2 (L2) pada periode 16011 = 1,6 V sehingga nilai $V_{pp2} = P2 - L2 = 0,7$ V.



Gambar 16. Perubahan tegangan *peak to peak* akibat pergerakan tangan
(Sumber: Data Primer, 2017)

Kondisi lainnya adalah sinyal detak jantung hilang karena sensor bergeser dari tempat yang sebelumnya terdapat peredaran darah ke tempat yang minim peredaran darah. Dari sinyal awal dengan nilai tegangan *peak to peak* 1,2 Volt menjadi ± 400 mV pada pengujian di pergelangan tangan luar dan lengan atas dalam seperti yang ditunjukkan oleh lingkaran merah pada Gambar 17.



Gambar 17. Sinyal PPG melemah karena pergeseran sensor
(Sumber: Data Primer, 2017)

Hasil Pengujian Akuisisi Data Detak Jantung

Sinyal detak jantung yang didapatkan dari 3 tempat pengujian yang berbeda-beda yaitu pergelangan tangan dalam, pergelangan tangan luar, lengan atas dalam memiliki hasil yang berbeda beda. Dari hasil pengujian didapatkan hasil seperti pada Tabel 1. pengukuran yang didapatkan dari pergelangan tangan dalam memiliki *volt peak to peak* (VPP) yang paling tinggi hingga 2,56 Volt dimana hasil ini merupakan tegangan puncak yang mampu dikeluarkan oleh LM358 dengan *power supply* 4,89 Volt.

Tabel 1. Hasil pengukuran Vpp pada tempat pengukuran yang berbeda.

Nomor	Tempat Pengukuran	Vpp (peak to peak)
1	Pergelangan Tangan Dalam	2,56 Volt
2	Pergelangan Tangan Luar	1,2 Volt
3	Lengan Atas Dalam	0,54 Volt

Pengujian Algoritma Deteksi Detak Jantung

Penggunaan algoritma deteksi detak jantung pada peralatan medis membutuhkan evaluasi dari kinerja deteksi tersebut. Dua parameter yang digunakan untuk mengevaluasi kinerja algoritma tersebut yaitu Sensitivitas pada persamaan (2) dan Prediksi Positif pada persamaan (3). (Widodo, 2010)

Sensitivitas (Se):

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \times 100 \quad (2)$$

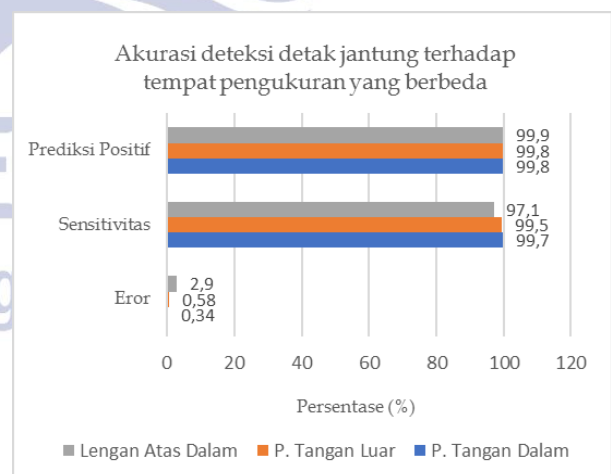
Prediksi Positif (+P) :

$$+P = \frac{TP}{TP+FP} \times 100 \quad (3)$$

Keterangan :

- TP (True Positive) = Detak jantung ada dan deteksi detak jantung ada
- FN (False Negative) = Detak jantung ada dan deteksi detak jantung tidak ada
- FP (False Positive) = Detak jantung tidak ada dan deteksi detak jantung ada

Pengujian tersebut dilakukan pada 10 subyek yang berbeda dengan masing-masing 3 percobaan. Sehingga pada setiap tempat pengambilan data terdapat 30 percobaan. Total percobaan di 3 tempat pengambilan data adalah 90 percobaan. Hasil perhitungan akurasi deteksi detak jantung (Sensitivitas, Prediksi Positif, Error) rata-rata terhadap tempat pengukuran yang berbeda ditunjukkan oleh grafik pada Gambar 18.



Gambar 18. Akurasi deteksi detak jantung terhadap tempat pengukuran yang berbeda.

(Sumber: Data Primer, 2017)

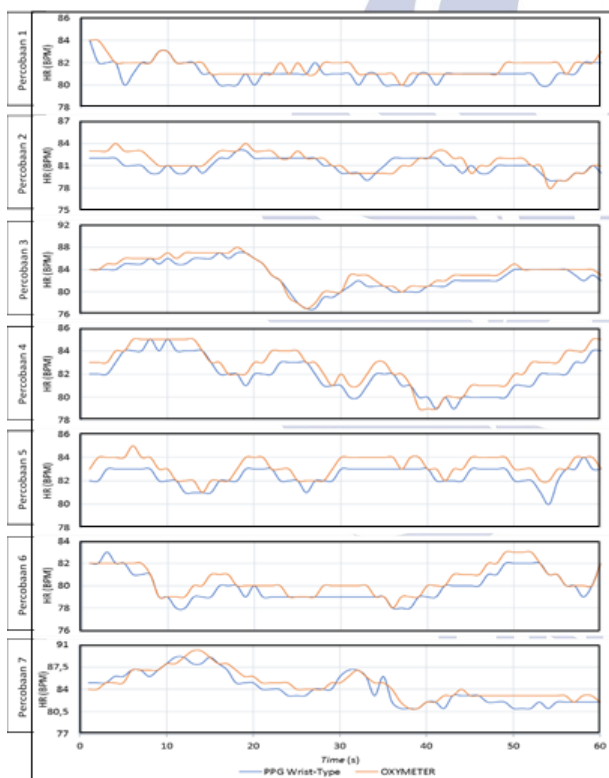
Pengujian Algoritma Perhitungan Detak Jantung Menggunakan Alat Pembanding

Pada bagian ini, menguji tingkat error relatif alat PPG tipe Gelang Tangan (*Wrist-Type*) berdasarkan PPG tipe

transmisi pada ujung jari yang dengan merek OXYMETER. Pengukuran dilakukan pada pergelangan tangan dalam. Pengujian dilakukan dengan cara mengamati dan mencatat nilai *Heart Rate* yang tertera pada *display* PPG *Wrist-Type* (HR1) dan *display* OXYMETER (HR2) dengan resolusi 1 detik, waktu pengujian 60 detik, dan banyak pengujian 7 kali percobaan pada 1 subyek. Kemudian dari hasil pengujian akan dihitung error relatif dengan menghitung total error (ΣE) berdasarkan total HR2 (Σ HR2) menggunakan persamaan (4).

$$\text{Error Relatif(\%)} = \frac{\Sigma E (\Sigma_{t=1}^{60} |HR1_t - HR2_t|)}{\Sigma HR2} \times 100 \quad (4)$$

Grafik pada Gambar 19 menunjukkan nilai HR (BPM) berdasarkan pengukuran PPG *Wrist-Type* dan OXYMETER.



Gambar 19. Hasil perhitungan HR (BPM) menggunakan PPG *Wrist-Type* dan OXYMETER
(Sumber: Data Primer, 2017)

Dari 7 percobaan yang dilakukan terdapat error atau perbedaan nilai hasil perhitungan detak jantung antara PPG *Wrist-Type* dan OXYMETER. Dari seluruh percobaan yang dilakukan, nilai error tertinggi adalah 2 BPM dan nilai error terendah adalah 0 BPM. Dengan menggunakan persamaan (4), error relatif perhitungan detak jantung oleh PPG *Wrist-Type* terhadap perhitungan detak jantung OXYMETER pada setiap percobaan ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 2. Error relatif perhitungan detak jantung oleh PPG *Wrist-Type* terhadap OXYMETER

Percobaan	Error Max. (BPM)	ΣE	$\Sigma HR2$	Error Relatif (BPM)	Error Relatif (%)
1	2	34	4898	0,56	0,69
2	2	49	4860	0,81	1,00
3	2	43	4895	0,71	0,85
4	2	49	4971	0,81	0,98
5	2	49	5012	0,81	0,98
6	2	36	4916	0,60	0,74
7	2	50	4961	0,83	0,98

Dari data error relatif tersebut dapat dihitung error relatif rata-rata yang dihasilkan sebesar 0,73 BPM atau 0,89%.

Lama Waktu Sistem Mencapai *Steady State*

Dalam mencapai keadaan konstan dalam perhitungan detak jantung, PPG tipe Gelang Tangan membutuhkan waktu. Bagian ini menguji berapa lama waktu yang dibutuhkan untuk mencapai keadaan sistem yang konstan (*Steady State*). Pengujian dilakukan dengan cara menghitung waktu, mulai dari sensor diletakkan di tempat pengukuran sampai nilai *Heart Rate* (BPM) pada *display* menunjukkan angka yang konstan. Pengujian dilakukan sebanyak 7 kali percobaan.

Dari hasil pengujian didapatkan data seperti pada Tabel 3. Data menunjukkan waktu yang dibutuhkan sistem untuk mencapai keadaan *steady state* paling cepat, terlihat pada percobaan ke 1 dan 2 yaitu 5 detik. Sedangkan waktu paling lama dalam mencapai keadaan *steady state* terlihat pada percobaan ke 4 yaitu 7 detik.

Tabel 3. Hasil pengujian lama waktu mencapai *Steady State*

Percobaan ke	Lama Waktu (s)
1	5
2	6
3	5
4	7
5	6
6	6
7	6

Dari keseluruhan data yang diperoleh, didapatkan rata-rata lama waktu mencapai *Steady State* sebesar 5,85 detik.

PENUTUP

Simpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, maka dapat disimpulkan bahwa Rancang bangun *Photoplethysmography* (PPG) untuk menghitung detak jantung berbasis Arduino berhasil dibuat dan berfungsi dengan baik. Metode penghilangan *Motion Artifact* (MA) menggunakan *bandpass filter* dengan penguatan maksimum pada frekuensi 1,5 Hz dengan output 2,56 V, mampu meminimalisir MA pada frekuensi ± 2 Hz dengan output 2,48 Hz. Hasil akurasi deteksi detak jantung paling tinggi berada pada pergelangan tangan dalam dengan rata-rata eror 0,34%, sensitivitas 99,7%, prediksi positif 99,8%. Error relatif perhitungan detak jantung, memiliki nilai tertinggi sebesar 2 BPM. Rata-rata eror relatif perhitungan detak jantung sebesar 0,73 BPM atau 0,89%. Lama waktu sistem mencapai keadaan *Steady State* paling cepat adalah 5 detik, paling lama adalah 7 detik. Lama waktu rata-rata adalah 5,85 detik.

Saran

Pada penelitian ini masih terdapat beberapa hal yang perlu disempurnakan. Untuk mendapatkan sinyal PPG yang lebih baik, disarankan memodifikasi sensor dengan menambahkan LED tambahan dengan spektrum warna yang berbeda guna mendapatkan sinyal detak jantung yang lebih akurat. Untuk meminimalisir MA secara lebih baik, disarankan untuk menggunakan metode adaptive filter. Karena tujuan PPG tipe gelang tangan adalah untuk digunakan sehari-hari dengan mudah, disarankan menggunakan komponen elektronik SMD untuk memperkecil dimensinya. Sensor cahaya OPT101 merupakan sensor yang cukup mahal, untuk memperkecil pengeluaran, disarankan untuk mencari sensor cahaya lebih murah yang memiliki fungsi serupa atau hampir sama dengan OPT101.

DAFTAR PUSTAKA

- Clifford, G. D. (2012). *Signal Processing Methods for Heart Rate Variability*. Oxford: University of Oxford.
- Harsono, B., Liman, J., & Djohan, N. (2012). Rancang Bangun Alat Pemantau Laju Detak Jantung Saat Latihan Fisik. *Jurnal Teknik dan Ilmu Komputer*, 338-346.
- IHME. (2016). *GDB Compare | Viz Hub*. Retrieved January 26, 2017, from <http://vizhub.healthdata.org/gbd-compare/>
- Kong, F., Qin, Y., Yang, Z., & Lin, Z. (2014). A Wearable Pulse Oximeter. *Capstone Design*, 1-24.
- Lin, Z., Zhang, J., Chen, Y., & Zhang, Q. (2015). Heart Rate Estimation Using Wrist-acquired

Photoplethysmography Under Different Types of Daily Life Motion Artifact. 1-6.

Tamura, T., Maeda, Y., & Yoshida, M. (2014). Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. *Electronics*, 282-302.

Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., & Masaki, Y. (2014). Wearable Photoplethysmographic Sensor. *Open Access Electronic*, 282-302.

Widodo, A. (2010). Sistem Akuisisi ECG Menggunakan USB untuk Deteksi Aritmia. 1-6.