



SISTEM PENGUKURAN DETAK JANTUNG MENGUNAKAN ARDUINO DAN ANDROID BERBASIS FOTOPLETISMOGRAM

Muhammad Farrel Akshya¹, Nuryani Nuryani¹, dan Nanang Wiyono²

¹Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Sebelas Maret,
Surakarta, Indonesia

²Departemen Anatomi, Fakultas Kedokteran, Universitas Sebelas Maret, Surakarta

*corresponding author: nuryani@mipa.uns.ac.id

ABSTRACT

Research on the design of a heart rate measuring system was successfully carried out. Self-measurement of heart rate can help in maintaining health. Photoplethysmography or PPG is a method that can provide convenience in heart rate measurement. Easy Pulse Plugin PPG Sensor is one of the PPG sensors with a signal conditioning module. In this design, The PPG sensor is connected to Arduino to read the signal and provide commands for sending wirelessly to an android smartphone via Bluetooth. The Application on Android will display the signal and the results of heart rate measurements. The measurement results will be stored on Android's internal storage. The heart rate calculation is based on the time interval between peaks of the PPG signal. The algorithm for original PPG signal peak detection can be carried out by providing a combination of threshold and interval limits on the PPG signal. The best threshold value is 2.13 V and the best interval limit is 0.45 seconds. This combination value gives a low error, which is 4.26%. The sensitivity, positive predictive and accuracy values for this combination were 99.18%, 98.31% and 97.51% respectively.

Keywords: Heart Rate; Photoplethysmography; Arduino; Android

ABSTRAK

Penelitian mengenai perancangan sistem pengukuran detak jantung berhasil dilakukan. Pengukuran detak jantung mandiri dapat membantu dalam menjaga kesehatan. *Fotopletismogram* atau PPG merupakan metode yang mampu memberi kemudahan dalam pengukuran detak jantung. Sensor PPG *Easy Pulse Plugin* adalah salah satu sensor PPG dengan modul pengondisi sinyal. Sensor PPG dihubungkan dengan Arduino untuk membaca sinyal dan memberikan perintah pengiriman secara nirkabel ke Android *smartphone* melalui *Bluetooth* pada desain ini. Aplikasi pada Android akan menampilkan sinyal dan hasil pengukuran detak jantung. Hasil pengukuran akan disimpan pada penyimpanan internal Android. Perhitungan detak jantung dilakukan berdasarkan interval waktu antar puncak pada sinyal PPG. Algoritma penentuan puncak sinyal PPG asli dapat dilakukan dengan memberikan kombinasi antara *threshold* dan batas interval pada sinyal PPG. *Threshold* terbaik adalah 2,13 V dan batas interval terbaik adalah 0,45 detik. Nilai kombinasi ini memberikan error rendah, yaitu 4,26%. Nilai sensitivitas, prediktif positif sekaligus

Keywords: Detak Jantung; Fotopletismogram; Arduino; Android

PENDAHULUAN

Menjaga kesehatan adalah suatu keharusan dalam kehidupan manusia. Ada banyak tanda vital dalam tubuh manusia yang bisa menjadi acuan dalam menjelaskan tingkat kesehatan

seseorang. Salah satu parameter yang paling penting adalah detak jantung ^[1]. Jantung sendiri memiliki peranan sangat penting dalam mengedarkan darah kaya oksigen di dalam tubuh manusia. Pengedaran darah ini dilakukan dengan pemompaan oleh jantung yang berkontraksi. Kelainan jantung atau gagal jantung dapat terjadi apabila jantung mengalami gangguan kinerja fungsional jantung dimana ventrikel kurang baik dalam memompa maupun mengisi darah ^[2].

Frekuensi detak jantung yang nilai normalnya sekitar 60-100 bpm (*beats per minute* atau detak per menit). Frekuensi ini diperoleh saat kondisi subjek sedang tenang atau beristirahat sehingga bisa disebut sebagai *Resting Heart Rate* (RHR) sedangkan dalam kondisi beraktivitas maka frekuensinya akan berbeda dalam beberapa kasus ^[3]. Pemompaan jantung yang sehat akan memberikan irama yang teratur atau jeda antar detak sama. Irama yang tidak teratur atau kekuatan pemompaan yang tidak stabil akibat gangguan penjalaran impuls listrik pada jantung merupakan penyakit aritmia. Aritmia sendiri tidak mematikan namun bisa mengarah ke sesak napas, pingsan atau bahkan penyakit berbahaya seperti gagal jantung ^[4]. Kondisi tersebut menunjukkan bahwasanya menjaga kesehatan jantung sangatlah penting sehingga masyarakat mampu terhindar dari terjadinya penyakit mematikan.

Metode *Electrocardiograph* (ECG) adalah metode diagnosis kesehatan jantung yang paling umum digunakan. ECG menyediakan hasil pengukuran detak jantung yang akurat namun memiliki kekurangan karena memerlukan elektroda yang banyak dan seluruh elektroda tersebut harus dipasangkan secara akurat ke lokasi tubuh tertentu sehingga kurang sederhana penggunaannya ^[5]. Model alternatif lain dalam mengukur detak jantung yang lebih sederhana, nyaman, dan juga portabel adalah menggunakan fotoplethismogram atau biasa disingkat menjadi PPG ^[6]. PPG sendiri bekerja dengan memanfaatkan fotodiode sebagai fotodetektor dan pemancar cahaya, yaitu LED yang ditembakkan ke aliran peredaran darah di dalam jaringan untuk menentukan perubahan volume darah di jaringan tersebut ^[7]. Volume darah, diameter arteri, dan konsentrasi hemoglobin akan menurun saat kondisi diastol sehingga absorbansi akan rendah dan cahaya yang dideteksi oleh fotodetektor akan tinggi. Hal ini akan berbanding terbalik dengan kondisi sistol dimana intensitas cahaya yang dideteksi akan rendah ^[8].

Efektifitas dari model PPG dipengaruhi oleh lokasi pengukuran. Lokasi pengukuran ini harus sesuai dengan posisi anatomik yang mudah dipasangkan seperti daun telinga atau ujung jari. Kualitas pengukuran di jari memberikan sinyal PPG yang jelas dibanding area lain, seperti dahi atau daun telinga ^[9]. Instrumen pengukur detak jantung berdasarkan PPG dapat dilaksanakan secara portabel dengan bantuan *smartphone*. Data dari puncak dan waktu interval antar puncak dari sinyal PPG detak jantung dapat disimpan dalam penyimpanan internal android ^[10]. Sensor PPG dengan jenis *Easy Pulse Plugin* memberikan pembacaan sinyal yang lebih halus dan akurat ^[11].

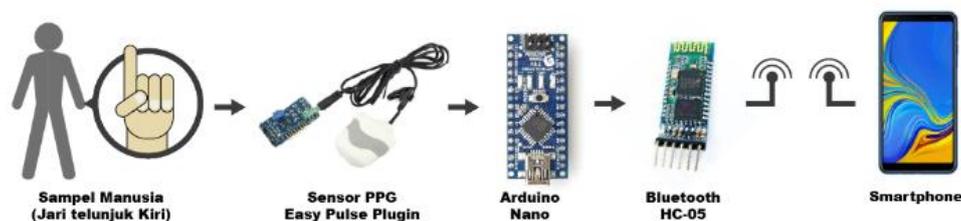
Nilai detak jantung dapat diperoleh berdasarkan interval waktu antar puncak R-R atau puncak sistol akibat perubahan volume darah yang saling berurutan. Sinyal PPG memiliki keterkaitan yang sama dengan sinyal EKG. Interval R-R yang dideteksi menunjukkan nilai yang sama ^[12]. Komponen penting pada interval puncak-puncak sinyal PPG adalah domain waktunya untuk mendapatkan nilai detak jantung ^[13]. Penentuan indeks puncak dapat menggunakan prinsip *thresholding* yang berarti puncak sinyal didefinisikan sebagai nilai maksimal yang berada diatas *threshold* ^[14]. Koreksi puncak sinyal dapat dilakukan dengan memberikan suatu batas minimal interval antar dua puncak sinyal PPG berurutan agar bisa dianggap sebagai puncak asli sehingga dapat digunakan untuk menghitung detak jantung. Metode ini memiliki prinsip sama seperti *thresholding* namun dalam domain waktu sinyal ^[15].

Komponennya yang relatif lebih sederhana dan ringkas dibanding ECG menjadikan metode PPG sebagai suatu solusi dalam memantau detak jantung secara portabel. Perancangan sistem pengukuran detak jantung berbasis PPG dapat dilakukan dengan Sensor *Easy Pulse Plugin* dimana nilai hasil pengukurannya dapat ditampilkan di Android ^[16]. Berdasarkan pada penjelasan diatas pengukuran detak jantung sangatlah penting demi memantau kerja jantung. Pada penelitian ini, penulis meneliti untuk melaksanakan pengukuran sinyal detak jantung menggunakan PPG di titik ukur jari manusia yang terintegrasi dengan *smartphone*. Pengukuran ini dilaksanakan dengan sensor PPG yang dihubungkan ke arduino sebagai pengolah sinyal dan pemberi perintah yang dihubungkan dengan android *smartphone* melalui komunikasi *bluetooth* untuk menampilkan proses sekaligus hasil pengukuran. Penampilan proses ditujukan untuk memperlihatkan sinyal PPG yang dapat menggambarkan kerja jantung. Data hasil pengukuran kemudian dapat disimpan di *smartphone* sehingga mampu menjadi data rekam jejak kesehatan jantung. Algoritma untuk pengukuran detak jantung pada sinyal PPG bekerja dengan menentukan titik puncak dari sinyal. Algoritma sistem pengukuran detak jantung dapat divariasikan untuk melihat pengaruhnya terhadap hasil pengukuran. Kinerja dari sistem yang diajukan ini, diharapkan dapat memberikan hasil pengukuran yang baik dan mampu memberikan kenyamanan dan kemudahan selama penggunaannya.

METODE

Rancangan Sistem Pengukuran Detak Jantung

Rancangan sistem pengukuran detak jantung dilaksanakan dengan titik ukur jari telunjuk. Rangkaian alur sistem yang dilakukan pada penelitian ini dapat dilihat melalui diagram alir dan ilustrasi pada gambar 1. Komponen sensor pendeteksi sinyal PPG dilakukan menggunakan Sensor *Easy Pulse Plugin* pada bagian jari manusia. Hasil pembacaan akan dibaca juga oleh Arduino Nano dan diproses. Hasil pemrosesan sinyal tersebut akan dikirimkan secara nirkabel melalui Modul *Bluetooth HC-05* ke *smartphone* Android.



Gambar 1. Ilustrasi Sistem Pengukuran Detak Jantung

Sistem Kerja Aplikasi di Smartphone

Pengembangan aplikasi pada pembuatan sistem pengukuran detak jantung ini didasarkan pada komunikasi *bluetooth*. Aplikasi dirancang sebagai antarmuka dalam menampilkan hasil pengukuran dalam media *Smartphone* dengan prosesor Android. GUI dan cara kerja aplikasi dikembangkan melalui Bahasa pemrogramana DART menggunakan SDK Flutter dengan *software* Microsoft *Visual Studio Code*. Perancangan ditujukan untuk menampilkan sinyal PPG hasil deteksi oleh perangkat keras dan juga digunakan untuk merekam serta menyimpan data pemantauan detak jantung dalam format *.csv*. Pemrograman untuk perangkat keras dilakukan melalui Program Arduino IDE untuk pemrosesan data sekaligus protokol untuk memulai transmisi data ke *smartphone*. Aplikasi dirancang secara sederhana dengan

pengguna hanya perlu menyambungkan koneksi *bluetooth* maka pengukuran akan terlaksana secara otomatis.

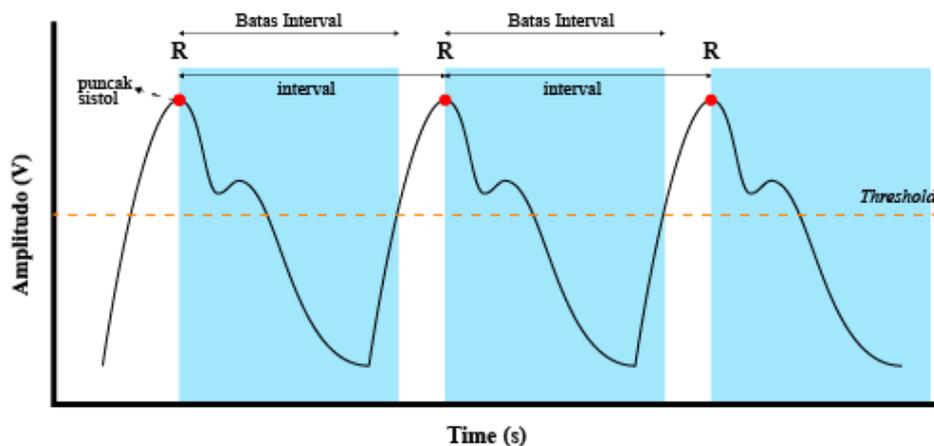
Algoritma Penentuan Titik Puncak Sinyal PPG

Titik puncak pada sinyal PPG dapat ditentukan apabila suatu titik mengalami perubahan nilai *slope* (kemiringan) dari yang awalnya positif menjadi negatif ^[17]. Jika sinyal dinotasikan sebagai f sebagai suatu fungsi waktu t , maka titik puncak adalah titik yang memenuhi kondisi berikut;

$$f(t_{i-1}) < f(t_i) > f(t_{i+1}) \text{ jika } t_{i+1} > t_i > t_{i-1} \quad (1)$$

Kondisi ini belum mampu membedakan puncak asli pada sinyal PPG dengan puncak palsu akibat perubahan *slope* mendadak. Algoritma dapat dikembangkan lagi dengan menambahkan dua metode berikut yang mampu memberikan titik puncak asli dengan kondisi tertentu;

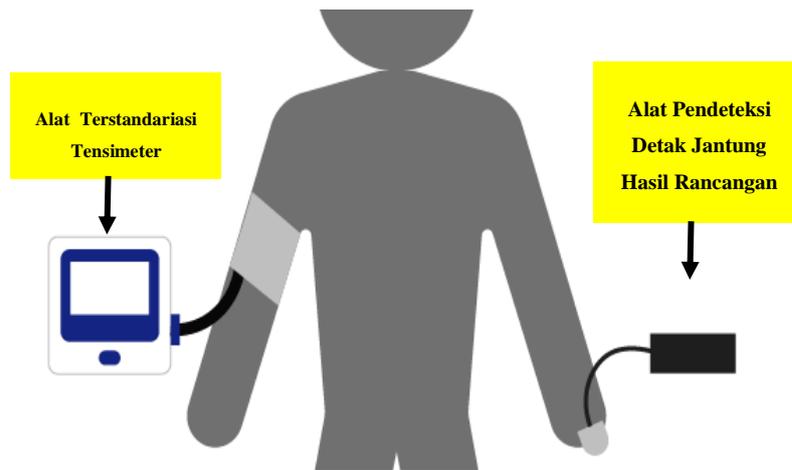
1. *Thresholding*: Metode ini biasa diaplikasikan ke sinyal EKG karena sederhana, cepat, dan dapat digunakan secara *real-time* ^[18]. PPG memiliki kesamaan seperti EKG ^[12].
2. *Batas Interval*: Algoritma khusus diperlukan untuk menghindari perhitungan dari puncak-puncak palsu terutama yang saling berdekatan. Langkah untuk meminimalisir kesalahan dalam deteksi puncak dapat dilakukan dengan memberikan minimal batasan interval waktu antar puncak sebesar 0,3 detik, sesuai periode *refractory* dari otot kardiak ^[18]. Ilustrasi kerja algoritma batas interval ditampilkan pada gambar. 2 berikut;



Gambar 2. Ilustrasi Algoritma Batas Interval

Pengambilan Data Detak Jantung

Titik pengambilan data adalah pada bagian jari telunjuk tangan kiri dengan posisi LED yang berada di atas kuku. Pengukuran juga dilaksanakan menggunakan alat pembanding berupa alat terstandarisasi berupa tensimeter yang mampu memberikan pengukuran yang baik ^[16]. Pengukuran dilakukan pada lengan yang berbeda dikarenakan tekanan dari *wrapper* tensimeter memberikan tekanan eksternal yang dapat mempengaruhi bentuk sinyal PPG. Tekanan yang tinggi membuat darah menjadi terhambat di pembuluh. Hal ini berakibat pada kemiringan dari sinyal yang menjadi tinggi dan amplitudo yang pendek. Sinyal juga menjadi kurang halus karena adanya kenaikan awal pada tiap pulsa ^[19]. Hasil pengukuran alat terstandarisasi akan digunakan sebagai pembanding untuk meninjau performa sistem hasil rancangan. Ilustrasi pengambilan data dapat dilihat pada gambar 3.



Gambar 3. Ilustrasi Pengambilan Data

Perhitungan Analisis Data

Evaluasi algoritma dilaksanakan dengan menentukan *True Positive* (TP), *false positive* (FP), dan *false negative* (FN) [20]. TP adalah puncak asli yang berhasil dideteksi, FP adalah puncak palsu yang ikut terdeteksi, sedangkan FN adalah puncak asli yang tidak terdeteksi. Nilai TP, FP, dan FN digunakan untuk mengevaluasi algoritma dengan menghitung nilai sensitivitas (Se), positif prediktif (PP), dan akurasi (Acc). Persamaan dapat dilihat pada persamaan 2-4. Analisis hasil pengukuran dilaksanakan dengan menghitung error dari pengukuran dengan alat buatan ($HR_{rancangan}$) dibandingkan hasil dari alat terstandarisasi ($HR_{standar}$). Persamaan error ditunjukkan oleh persamaan 5.

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

$$PP = \frac{TP}{TP+FP} \quad (3)$$

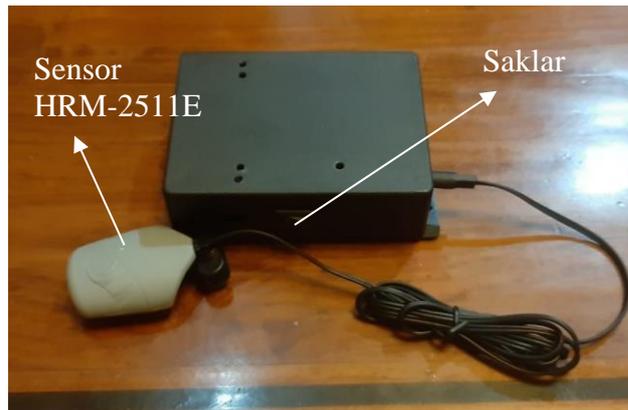
$$Acc = \frac{TP}{TP+FP+FN} \quad (4)$$

$$Error = 100 - \left(\frac{HR_{rancangan}}{HR_{standar}} \times 100\% \right) \quad (5)$$

HASIL DAN PEMBAHASAN

Bentuk Perangkat Keras Pengukur Detak Jantung

Rangkaian elektronik yang telah digabungkan akan dimasukkan ke dalam wadah dengan ukuran wadah 10 x 7,5 x 3,5 cm. Ukuran dibuat kecil sehingga mudah dibawa kemana saja. Sensor jari HRM-2511E dapat dilepas dari kotak. Penggunaan alat dimulai dengan memasang sensor HRM-2511E ke *port jack* pada kotak. Saklar kemudian dinyalakan dan pasang jari telunjuk ke dalam selimut sensor HRM-2511E. Aplikasi Medicalin pada *smartphone* dibuka dan pastikan *bluetooth* diaktifkan. Komunikasi *bluetooth* disambungkan melalui aplikasi dengan memilih ID *bluetooth* dari perangkat keras dengan nama MEDICALIN. Pembacaan sinyal dan perhitungan detak jantung akan ditampilkan di aplikasi. Bentuk alat hasil rancangan diperlihatkan pada gambar 4.

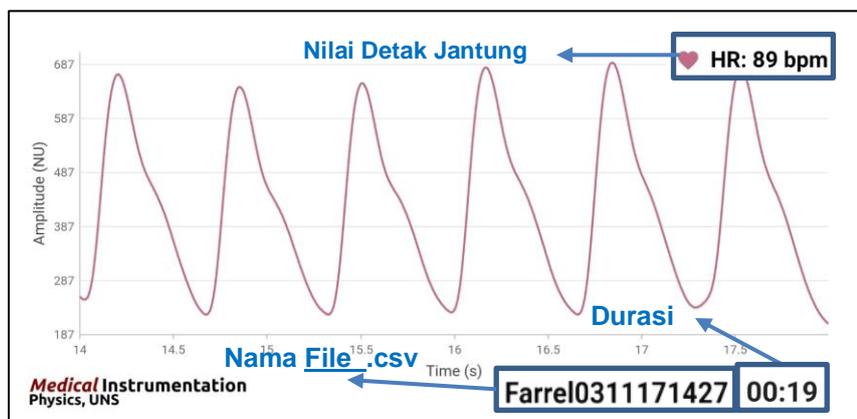


Gambar 4. Tampilan Perangkat Keras

Aplikasi Smartphone

Modul *Bluetooth* HC-05 akan mengirimkan sinyal hasil pembacaan perangkat keras yang akan diterima oleh *smartphone* secara nirkabel dan ditampilkan pada aplikasi MEDICALIN. Pengiriman data pembacaan dari sensor pada Arduino akan dikirimkan setiap 5 milidetik ke *smartphone* sehingga data yang diterima adalah 200 data setiap 1 detik.

(a)



(b)

Gambar 5. Tampilan Aplikasi pada Smartphone (a) Login Page,
(b) Halaman Utama Penampil Sinyal

Hasil tampilan dari penyusunan *software* aplikasi alat terdapat pada gambar 5 (a)-(b). Halaman awal digunakan untuk mengisi nama pengguna. Setelah nama pengguna terisi, maka pengguna akan menuju halaman penyambungan *Bluetooth* sesuai ID *bluetooth* dari perangkat keras dengan nama MEDICALIN. Pengguna akan dibawa halaman utama aplikasi. Halaman utama akan menampilkan plot sinyal PPG detak jantung beserta dengan nilai detak jantung yang dihitung. Halaman juga akan menampilkan kode file pengguna berdasarkan nama input dan juga durasi pengukuran. Hasil pengukuran akan disimpan dalam format .csv dalam dokumen *download* pada penyimpanan internal *smartphone*.

Perhitungan Error Pengukuran Detak Jantung

Perhitungan error dilakukan berdasarkan persamaan 5. Error pengukuran detak jantung diperoleh dari hasil perbandingan antara pengukuran dari sistem dengan hasil dari alat terstandarisasi. Data detak jantung pada penelitian ini merupakan data primer dari 100 data sampel manusia dengan distribusi usia 18-79 tahun.

Tabel 1. Error Metode Threshold Dan Batas Interval Terpisah

Metode	Error (%)	Data yang Terbaca (%)
Batas Interval (s)	< 0,3	22,08
	< 0,4	8,00
	< 0,5	5,30
	< 0,6	13,30
Threshold (V)	2,08	25,86
	2,10	20,58
	2,13	6,67
	2,15	6,19
	2,17	6,52

Tabel 1 memberikan hasil perhitungan error dengan metode batas interval dan *threshold* terpisah yang nilainya kita variasikan. Pada Teknik batas interval waktu, jika ada interval antar waktu antar puncak yang berada dibawah nilai batas yang diaplikasikan maka akan diabaikan. Batas interval divariasikan menjadi 0,3 detik, 0,4 detik, 0,5 detik, dan 0,6 detik. Hasil menunjukkan bahwa nilai terbaik ada pada 0,5 detik dengan error kecil sebesar 5,30% dan diikuti 0,4 detik dengan error 8,00%. Nilai interval pada 0,3 detik dan 0,6 detik memberikan error yang paling besar sehingga pemberian nilai batas interval tidak boleh terlalu besar atau terlalu kecil.

Pada prinsip *thresholding*, diterapkan penghapusan data ekstrim. Data ekstrim didefinisikan sebagai data dengan nilai yang terpaut jauh dari data pengukuran lainnya. Data ekstrim ini adalah data nilai detak jantung yang nilainya sangat tinggi maka dari itu perlu dibuang agar perhitungan rata-rata menjadi lebih baik. Hasil pengukuran pada tabel 1, nilai *threshold* 2,08 V menunjukkan error paling besar dengan nilai 25,86%. Hal ini disebabkan nilai *threshold* tersebut berada dibawah *baseline* dari sinyal PPG sehingga banyak puncak-puncak palsu di bagian bawah sinyal ikut terdeteksi. Nilai *threshold* 2,15 V dan 2,17 V pada tabel I memang

menunjukkan nilai *error* paling kecil sekitar 6,19% dan 6,51%, namun pada kedua nilai *threshold* ini ditemukan beberapa data responden dengan sinyal yang puncaknya tidak terdeteksi disebabkan nilai *threshold* yang terlalu tinggi dibanding dengan amplitudo sinyalnya sehingga algoritma hanya mampu menghitung error pada data-data yang terdeteksi puncaknya. Deteksi puncak dengan *threshold* 2,15 V hanya mampu mendeteksi 96 data dan *threshold* 2,17 V mendeteksi 82 data dari keseluruhan 100 data sampel sedangkan nilai lain mampu membaca hingga 100% data. Maka dari itu nilai *threshold* terbaik berdasarkan data diatas adalah nilai 2,13 V dengan error 6,67% dan pembacaan data hingga 100%.

Nilai *threshold* terbaik kemudian digunakan untuk mengevaluasi data dengan kombinasi beberapa nilai batas interval terbaik. Interval divariasasi lagi untuk menentukan nilai kombinasi terbaik.

Tabel 2. Error Kombinasi Threshold dan Batas interval

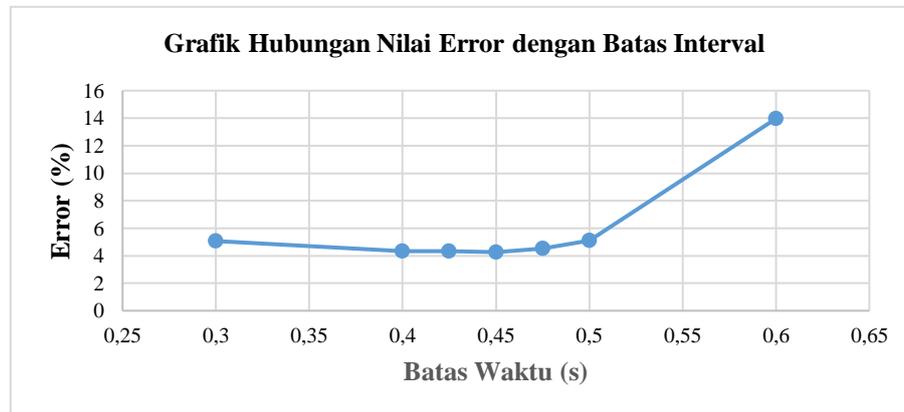
<i>Threshold</i> (V)	Batas Interval (s)	Error (%)
2,13	< 0,3	5,08
	< 0,4	4,35
	<0,5	5,10
	< 0,6	13,97

Berdasarkan hasil perhitungan error pada tabel 2 menunjukkan bahwa kombinasi antara penggunaan *threshold* dan batas interval mampu menurunkan nilai error pengukuran. Nilai batas interval terbaik adalah 0,5 detik dan *threshold* senilai 2,13 V. Hasil kedua variasi tersebut jika dikombinasikan pada tabel 4.3 menunjukkan nilai error yang sedikit menurun menjadi 5,10% dibanding dari keadaan tanpa kombinasi dengan nilai 5,30%. Nilai error terendah justru diperoleh saat *threshold* dikombinasi dengan batas interval 0,4 detik dengan error 4,35%. Nilai batas waktu interval puncak divariasasi lagi menjadi lebih detail dengan tujuan mencari nilai batas interval dengan error terendah. Nilai variasi waktu antara 0,4 hingga 0,5 detik dengan rentang 0,25 detik. Hasil variasi dapat dilihat pada tabel 3. Nilai error terendah diperoleh pada 0,45 detik dengan error senilai 4,26%. Hal ini dikarenakan kombinasi puncak-puncak dari *threshold* 2,13 V berhasil ditentukan kembali puncak asli dengan bantuan algoritma batas interval 0,4 detik.

Tabel 3. Error Kombinasi Threshold Dan Batas Interval Lebih Rinci

<i>Threshold</i> (V)	Batas Interval (s)	Error (%)
2,13	< 0,425	4,35
	< 0,45	4,26
	< 0,475	4,52

Hubungan antara nilai error dan variasi batasan interval waktu ditampilkan pada gambar 6. Grafik menampilkan variasi batas interval waktu puncak dari 0,3 detik hingga 0,6 detik. Grafik membentuk kurva mengerucut kebawah yang menunjukkan bahwa penggunaan nilai batasan interval tidak boleh terlalu rendah atau terlalu tinggi. Error semakin tinggi seiring dengan terlalu tinggi atau rendahnya batas interval waktu.



Gambar 6. Grafik Hubungan Error dengan Nilai Batas Interval

Pengukuran terbaik memiliki error 4,26%. Walaupun, akurasi tersebut cukup tinggi tetapi nilai yang diperoleh ini dipengaruhi oleh data yang diperoleh dari sampel orang yang memiliki sinyal PPG dengan banyak *noise* dan amplitudo yang pendek. Penurunan dapat dipengaruhi oleh ketebalan kulit para responden yang bervariasi. Kulit yang tebal mampu mengurangi kekuatan sinyal dan resolusi dari gelombang karena banyak cahaya yang dihamburkan dan diserap. Hal ini membuat sinyal PPG sulit untuk dianalisis ^[21].

Evaluasi Algoritma Pencarian Titik Puncak

Algoritma didesain dengan tujuan untuk mendapatkan nilai puncak asli dari sinyal PPG. Evaluasi algoritma dilakukan dengan menentukan titik puncak asli sinyal dan menentukan jumlah detak terdeteksi, jumlah TP (*true positive*), jumlah FP (*false positive*), dan jumlah FN (*false negative*). TP adalah puncak asli yang berhasil dideteksi, FP adalah puncak palsu yang ikut terdeteksi, dan FN adalah puncak asli yang tidak terdeteksi. Jumlah dari variabel tersebut digunakan untuk menentukan nilai akurasi (Acc), sensitivitas (Se), dan positif prediktif (PP) dari algoritma. Hasil variasi algoritma untuk menunjukkan contoh keberadaan TP, FP, dan FN pada algoritma deteksi puncak sinyal PPG ditampilkan pada tabel 4 berikut.

Tabel.4 Evaluasi Kinerja Sistem pada Kombinasi Algoritma

Threshold (V)	Batas Interval (s)	Puncak Terdeteksi	TP	FP	FN	Se (%)	PP (%)	Acc (%)
2,13	-	10054	8294	1760	47	99.43	83.45	83.06
	< 0,425	8428	8277	151	63	99.24	98.21	97.48
	< 0,45	8445	8302	143	69	99.18	98.31	97.51
	< 0,475	8321	8182	139	175	97.91	98.32	96.30

Hasil pada tabel 4 menunjukkan bahwa nilai batas puncak 0,45 detik memberikan nilai PP dan akurasi terbaik dengan nilainya secara berturut-turut adalah 98,31% dan 97,51%. Namun, nilai variasi 0,45 detik tidak memiliki nilai sensitivitas tertinggi melainkan justru pada nilai 0,425 detik. Hal ini disebabkan pada nilai 0,425 memberikan nilai FN yang lebih rendah dibanding 0,45 detik dikarenakan terdapat data yang memiliki interval puncak yang cukup rapat sehingga terkadang terlewat. Sebaliknya, nilai batas interval 0,45 detik memberikan nilai TP dan FP yang lebih tinggi dibanding 0,425 detik.

Grafik error pada gambar 6 menunjukkan bahwa kenaikan nilai error terjadi jika nilai batas interval puncak terlalu tinggi atau rendah dapat dijelaskan menggunakan jumlah TP, FP, dan FN. Error tinggi pada batas interval tinggi disebabkan oleh jumlah FN yang banyak. Sedangkan pada batas interval yang rendah, error disebabkan oleh jumlah FP yang banyak. Tabel 4 menunjukkan selisih perbedaan nilai TP, FP, dan FN yang kecil untuk tiap nilai variasi sehingga error antar variasi algoritma pun memiliki selisih yang juga kecil. Maka dari itu, kombinasi *threshold* 2,13 V dan batas interval 0,45 detik adalah yang paling baik dalam mendeteksi puncak lain dikarenakan nilai PP dan akurasi paling tinggi dibanding nilai variasi lain dan sesuai dengan hasil perhitungan error yang telah dianalisis pada tabel 3.

KESIMPULAN

Kesimpulan yang didapat dari penelitian ini adalah alat pemantauan detak jantung menggunakan fotoplethismogram (PPG) berbasis Android berhasil dibuat. Alat menggunakan modul Sensor *Easy Pulse Plugin* untuk mendeteksi sinyal detak jantung, Arduino Nano sebagai pengolah sinyal dan pemberi perintah, modul *bluetooth* HC-05 sebagai pengirim data. Aplikasi Android difungsikan untuk menampilkan proses pemantauan sinyal dan perhitungan detak jantung. Hasil pengukuran dapat disimpan pada penyimpanan internal *smartphone*. Alat hasil rancangan memiliki model yang kecil sehingga mudah dibawa dan disimpan serta memberikan kemudahan dalam penggunaannya. Algoritma pengukuran detak jantung berhasil dirancang dengan menggunakan prinsip *thresholding* dan pemberian batas interval. Kombinasi dari prinsip *threshold* dengan batas interval mampu memberikan nilai error yang lebih kecil jika dibanding menggunakan salah satu prinsip saja. Variasi dilakukan pada nilai batas interval saja menunjukkan bahwa nilai error akan besar jika nilai batas interval puncak terlalu tinggi atau terlalu rendah. Kinerja algoritma deteksi puncak dan perhitungan detak jantung terbaik menggunakan kombinasi antara *threshold* senilai 2,13 V dan batas interval puncak senilai 0,45 detik. Error pengukuran dengan nilai variasi algoritma tersebut adalah 4,26%. Nilai sensitivitas, positif prediktif dan akurasi pada kombinasi ini adalah yang terbaik dengan nilainya berturut-turut adalah 99,18%, 98,31% dan 97,51%.

REFERENSI

- 1 Marasingha-Arachchige, S. U., Rubio-Arias, J. A., Alcaraz, P. E., & Chung, L. H. 2022. Factors that affect heart rate variability following acute resistance exercise: A systematic review and meta-analysis, *Journal of Sport and Health Science*, 11(3),376-392. 2022.
- 2 Zhong, L., Tan, R. S., Ng, E. Y., & Gista, D. J. 2019. *Computational And Mathematical Methods in Cardiovascular Physiology*. World Scientific Publishing Company, Chicago, USA.
- 3 Quer, G., Gouda, P., Galarnyk, M., Topol, E. J., & Steinhubl, S. R. 2020. Inter- and intraindividual variability in daily resting heart rate and its associations with age, sex,

- sleep, BMI, and time of year: Retrospective, longitudinal cohort study of 92,457 adults. *PLOS ONE*, 15(2), 1-2.
- 4 Bazudewa, W.R., Satwika, I. P., & Juliharta, I. G. P. K., 2020. Klasifikasi Aritmia Dengan Heart Rate Variability Analisis menggunakan Metode Backpropagation. *Jurnal Informatika dan Rekayasa Elektronika*, 3(10), 1-2.
 - 5 Giannetta, N., Campagna, G., Di Muzio, F., Di Simone, E., Dionisi, S., & Di Muzio, M. 2020. Accuracy and knowledge in 12-lead ECG placement among nursing students and nurses: a web-based Italian study. *Acta Biomed*, 91(2), hal 1-2.
 - 6 Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., & Yoshida, M. 2014. Wearable Photoplethysmographic Sensors - Past and Present. *Electronics*, 4(2), hal 282-302.
 - 7 Almarshad, M. A., Islam, M. S., Al-Ahmadi, S., & BaHammam, A. S. 2022. Diagnostic Features and Potential Applications of PPG Signal in Healthcare: A Systematic Review. *Healthcare*, 10(3), 4-5.
 - 8 Ding, X., Yan, B. P., Zhang, Y. T., Liu, J., Zhao, N., & Tsang, H. K. 2017. Pulse Transit Time Based Continuous Cuffless Blood Pressure Estimation: A New Extension and A Comprehensive Evaluation. *Scientific Reports*. 7(11554), 6-7.
 - 9 Hartmann, V., Haipeng, L., Fei, C., Qian, Q., Stephen, H., & Dingchang, Z. 2019. Quantitative Comparison of Photoplethysmographic Waveform Characteristics: Effect of Measurement Site. *Frontiers in Physiology*, 1(10), 5.
 - 10 Utomo, T. P. & Nuryani, N. 2020. Photoplethysmogram Peaks Detection Based on Moving Window Integration and Threshold for Heart Rate Calculation on Android Smartphone. *Journal of Physics: Conference Series*, 1825(2021),2-7.
 - 11 Ramadhani, L.R. 2017. *Rancang Bangun\ Alat Pengukur Detak Jantung Dan Panas Tubuh Dengan Komunikasi Wifi (2, 4ghz) Menggunakan Android*. Skripsi. Universitas Jember.
 - 12 Zhu, Q., Tian, X., Wong, C., & Wu, M. 2019. Learning Your Heart Actions from Pulse: ECG Waveform Reconstruction From PPG, *IEEE Internet of Things Journal*, 8(23), 1-2.
 - 13 Lim, H., Kim, B., Noh, G. J., & Yoo, S. K. 2019. A Deep Neural Network-Based Pain Classifier Using a Photoplethysmography Signal. *Sensors*, 19(2), 384.
 - 14 Lu, X., Pan, M., & Yu, Y. 2018. QRS Detection Based on Improved Adaptive Threshold. *Journal of Healthcare Engineering*, 2018(7), 1-8.
 - 15 Kazemi, K., Laitala, J., Azimi, I., Liljeberg, P., & Rahmani, A. M. 2022. Robust PPG Peak Detection Using Dilated Convolutional Neural Networks. *Sensors*, 22(16), 14-15.
 - 16 Yulidarti, H. 2020. Rancang Bangun Alat Pengukur Detak Jantung Menggunakan Komunikasi Wifi dengan Android. *Jurnal Teknik Elektro dan Vokasional*, 6(1), 279.
 - 17 Esgalhado, F., Batista, A., Vassilenko, V., Russo, S., & Ortigueira, M. 2022. Peak Detection and HRV Feature Evaluation on ECG and PPG Signals. *Symmetry*, 14(6),7-8.
 - 18 Han, D., Bashar, K. S. Lazaro, J., Mohaghegian, F., Peitzch, A., Nishita, N., Ding, E., Dickson, E. L., DiMezza, D., Scott, J., Whitcomb, C., Fitzgibbons, T. P., McManus, D. D., & Chon, K. H. 2022. A Real-Time PPG Peak Detection Method for Accurate Determination of Heart Rate during Sinus Rhythm and Cardiac Arrhythmia. *Biosensors*. 12(82), 8-9.
 - 19 Suganti, L., Muniyandi, M. 2009. Effect of Upper Arm Cuff Pressure on Pulse Morphology using Fotopletismogram. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009, 1794-1795.
 - 20 Argüello, E. 2019. The mountaineer's method for peak detection in photoplethysmographic signals. *Revista Facultad de Ingeniería*, (90), 43-45.
 - 21 Fine, J., Branam, K. L., Rodriguez, A. J., Boonya-Ananta, T., Ajmal, J. C. Ramella-Roman, McShane, M. J., & Coté, G. L. 2021. Sources of Inaccuracy in Photoplethysmography for Continuous Cardiovascular Monitoring. *Biosensors (Basel)*, 11(4), 8-27.