

**ELECTROCARDIOGRAPH 6 LEAD
BERBASIS ARDUINO**

Naskah Publikasi

Untuk Memenuhi Sebagian Persyaratan
Mencapai Derajat D3

Program Studi D3 Teknologi Elektro-medis



Diajukan Oleh

Yonna Yuliant

20163010029

PROGRAM STUDI D3 TEKNOLOGI ELEKTRO-MEDIS

PROGRAM VOKASI

UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH YOGYAKARTA

2020

ELECTROCARDIOGRAPH 6 LEAD BERBASIS ARDUINO

Yonna Yuliant¹, Hanifah Rahmi Fajrin¹, Heri Purwoko²

¹Program Studi D3 Teknologi Elektro-medis Program Vokasi
Universitas Muhammadiyah Yogyakarta

²RSUD Kota Yogyakarta, Wirosaban, DIY

Email: yonna.yuliant.2016@vokasi.umy.ac.id, hanifah.fajrin@vokasi.umy.ac.id,
herixpurwoko@gmail.com

ABSTRAK

Pencegahan dini penyakit jantung dapat dilakukan dengan cara *monitoring* kondisi kesehatan jantung menggunakan ECG. Pemeriksaan kondisi jantung tidak hanya dapat dilakukan di rumah sakit, mengingat penyakit jantung adalah pembunuh nomor satu di dunia. Penelitian ini dibuat dengan merancang Electrocardiograph 6 *Lead* Berbasis Arduino guna memeriksa kondisi kesehatan jantung secara dini dengan 6 parameter. ECG dirancang dengan desain *stand alone* untuk memudahkan *user* mengoperasikan alat serta penggunaan IC AD620 sebagai *instrumentasi*, menurut *datasheet* IC AD620 merupakan IC *op-amp low noise* dan cocok digunakan untuk pengkondisi sinyal tubuh. Pemrosesan sinyal ECG menggunakan mikrokontroler Arduino dan LCD TFT sebagai penampil. Metode yang dilakukan dalam pengujian dan pengukuran adalah dengan membandingkan amplitudo dan hasil gelombang pada ECG rancangan menggunakan *phantom*. Hasil pengukuran perbandingan tinggi gelombang R pada sensitivitas 0,5mV didapatkan nilai *final error* sebesar -0,04%. Hasil pengukuran perbandingan tinggi gelombang R pada sensitivitas 1mV didapatkan nilai *final error* sebesar 0,001%. Hasil pengukuran perbandingan tinggi gelombang R pada sensitivitas 2mV didapatkan nilai *final error* sebesar 0,03%. Hasil pengujian sinyal pada rangkaian analog cukup stabil dibawah nilai error 1%. Hasil pengukuran nilai BPM pada *oscilloscope* didapatkan nilai final error sebesar 0%. Hasil pengukuran nilai BPM pada tampilan LCD didapatkan nilai final error sebesar 0,6%. Hasil sinyal pada tampilan LCD masih belum stabil dikarenakan penggunaan mikrokontroler dengan kapasitas memori yang rendah.

Kata Kunci: Jantung, *Electrocardiograph*, Arduino, AD620, LCD TFT.

1. PENDAHULUAN

Penyakit kardiovaskular merupakan penyebab kematian utama di dunia dan pembunuh nomor satu di Indonesia. Angka kematian karena kardiovaskular di Indonesia adalah sebesar 17,05% dari total kematian [1]. Data *World Health Organization* (WHO) tahun 2016 menunjukkan

31% dari kematian global disebabkan oleh penyakit kardiovaskular [2].

Kardiovaskular dapat dicegah dengan mengatasi faktor-faktor risiko perilaku seperti penggunaan tembakau, diet yang tidak sehat, obesitas, aktivitas fisik dan penggunaan alkohol. Orang dengan penyakit kardiovaskular atau yang berisiko tinggi kardiovaskular

memerlukan deteksi dini dan manajemen menggunakan konseling serta obat-obatan yang sesuai [2]. Uraian tersebut mengindikasikan penyakit kardiovaskuler masih menjadi penyebab utama kematian. Apabila faktor risiko dapat diketahui lebih awal maka akan lebih mudah untuk dilakukannya tindakan pencegahan [3].

Pencegahan serta pendeteksian penyakit kardiovaskular dapat dilakukan dengan melakukan pemeriksaan kesehatan jantung yang dapat dilihat dari hasil rekaman sinyal *electrocardiograf* (ECG/EKG). Sinyal ECG adalah sinyal listrik yang dihasilkan oleh aktivitas kelistrikan jantung. Seorang ahli jantung menilai rekaman sinyal ECG dari bentuk gelombang, durasi, orientasi sinyal dan irama sinyal. Penilaian ini relatif subyektif, tergantung dari keahlian dokter dan kondisi pasien. Seiring dengan kemajuan teknologi elektronika dan berkembangnya teknik-teknik pengolahan sinyal digital, banyak cara dikembangkan untuk mengenali kesehatan jantung secara otomatis melalui pengenalan sinyal. Sinyal *electrocardiograf* memiliki bentuk sinyal yang berbeda untuk tiap kelainan jantung sehingga dapat dibedakan antara sinyal jantung normal dengan sinyal jantung berkelainan. Dengan demikian sinyal yang diperoleh akan dapat dianalisis untuk keperluan deteksi dan diagnosis penyakit atau kelainan jantung [4].

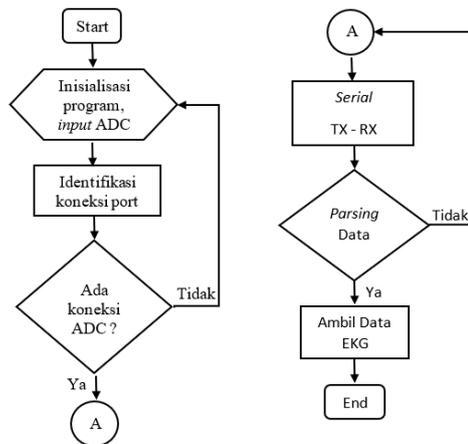
Berdasarkan penjelasan diatas terkait tingginya angka kematian yang disebabkan oleh penyakit kardiovaskular, maka dapat diketahui bahwa pemeriksaan ECG merupakan suatu kebutuhan yang penting untuk mendeteksi kesehatan jantung serta sebagai sarana pencegahan dini terhadap penyakit kardiovaskular, sehingga diperlukan ECG yang praktis, mudah digunakan, *stand alone* agar mudah dioperasikan, dengan hasil rekam gelombang yang lebih akurat dan meminimalisir *noise* dengan parameter yang lebih spesifik berupa 6 *lead*, karena semakin banyak jumlah parameter yang diukur, maka nilai persentase hasil semakin akurat [5] sehingga ahli jantung akan lebih mudah dalam melakukan diagnosa.

2. METODE PENELITIAN

Metode yang dilakukan dalam penelitian ini terdiri dari beberapa tahap, yaitu perancangan sistem, pembuatan rangkaian (perangkat keras) dan pengambilan data.

2.1 Diagram Alir Sistem

Gambar 2.1 merupakan cara kerja diagram alir sistem ECG rancangan.



Gambar 2.1 Diagram Alir Sistem

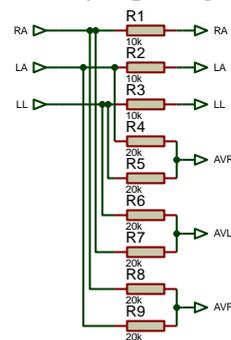
Cara kerja diagram alir sistem pertama kali adalah inisialisasi program dan inisialisasi ADC. Data analog diambil dari rangkaian sadapan yang sudah diolah oleh modul ECG kemudian dikonversi menjadi data digital oleh mikrokontroler TX. Selanjutnya port ADC akan mendeteksi apakah ada koneksi kabel *lead* yang terhubung dengan perangkat ECG atau tidak, jika tidak maka alir sistem tidak berlanjut, jika ada koneksi kabel ke port, maka sistem berlanjut ke pengiriman data melalui komunikasi *serial* dari mikrokontroler TX ke mikrokontroler RX, data yang diterima oleh mikrokontroler RX akan dipisahkan atau di *parsing* sehingga data yang diterima tidak terbaca acak, jika tidak ada data yang di *parsing* maka mikrokontroler RX akan kembali mengidentifikasi data yang akan dipisahkan pada *serial* komunikasi, jika ada data yang masuk maka dilanjutkan dengan pembacaan data sinyal EKG dari hasil sadapan yang telah diolah ke data digital.

2.2 Perancangan Alat

Perancangan *hardware* dibagi menjadi dua tahap, tahap pertama adalah perancangan *hardware* analog yang terdiri dari rangkaian *reference* ekivalen dan rangkaian pengkondisi sinyal. Perancangan kedua adalah perancangan *hardware* digital yang terdiri dari rangkaian mikrokontroler *transmitter* (Arduino TX) dan rangkaian mikrokontroler *receiver* (Arduino RX).

2.2.1 Rangkaian Analog

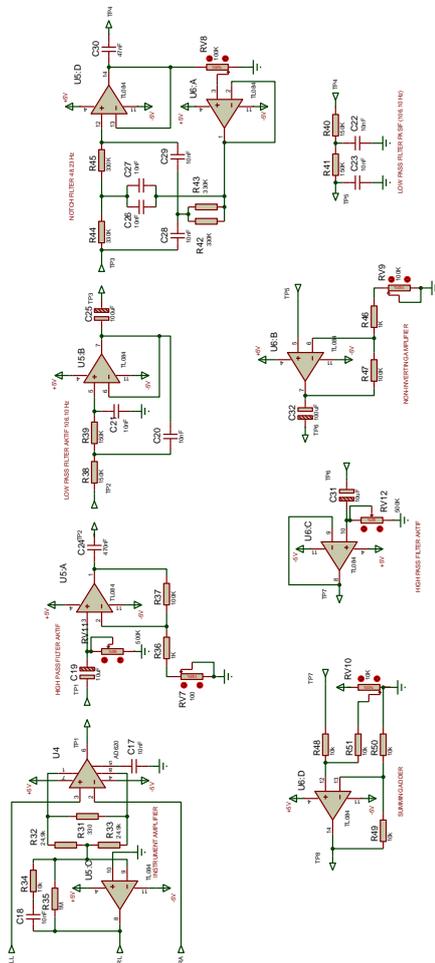
Berikut ini merupakan rangkaian *reference* ekivalen pada gambar 2.2 dan rangkaian pengkondisi sinyal pada gambar 2.4



Gambar 2.2 Rangkaian *Reference* Ekivalen

Rangkaian *reference* ekivalen merupakan rangkaian yang dibutuhkan pada sadapan *unipolar* (*lead augmental*) yang berfungsi mengukur perbedaan potensial bidang *transversal*. Dinamakan *lead unipolar* karena mengukur potensial yang tampak pada satu elektroda bersama-sama dengan elektroda *reference* yang ekivalen, yaitu rata-rata sinyal yang ditunjukkan satu elektroda atau dua elektroda. *Reference ekivalen* adalah masing-

masing elektroda yang dihubungkan menjadi satu terminal dengan resistansi yang sama [6].



Gambar 2.3 Rangkaian Pengkondisi Sinyal

Lead I, lead II, lead III, lead AVR, lead AVL dan lead AVF mengaplikasikan nilai komponen serta skematik rangkaian pengkondisi sinyal yang sama. Rangkaian pengkondisi sinyal tersebut merupakan rangkaian yang digunakan untuk pemrosesan *filter* sinyal yang telah disadap atau didapat dari tubuh. Sinyal tersebut berfungsi untuk memisahkan antara sinyal otot tubuh dengan sinyal otot jantung. *Input* diperoleh melalui rangkaian

reference ekivalen. Sinyal dari elektroda *reference* ekivalen akan diproses oleh *instrument amplifier* yang menggunakan IC AD620, selanjutnya sinyal tersebut akan diolah lagi untuk mengurangi *noise* atau interferensi dari sinyal tubuh. Setelah melewati *instrument amplifier*, sinyal diteruskan ke rangkaian HPF aktif -20dB 0,03Hz dengan penguatan sebesar 2 – 101 kali, setelah melewati rangkaian HPF sinyal diteruskan ke rangkaian *filter* selanjutnya, yaitu rangkaian LPF aktif -40dB 106,15Hz. Untuk mencegah adanya gangguan sinyal yang disebabkan oleh PLN (kurang lebih 50Hz) maka sinyal di *filter* dengan menggunakan rangkaian *notch filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 48,3Hz. Setelah melalui *notch filter*, maka sinyal diteruskan ke rangkaian LPF pasif, -20dB, LPF pasif -20dB pada rangkaian berguna agar sinyal dapat lebih dikondisikan dan mendapatkan proses *filter* yang lebih baik. Selanjutnya sinyal diteruskan ke rangkaian penguat *non-inverting* agar sinyal yang masih berorde kecil dapat diatur amplitudonya sehingga mudah terbaca, karena pada rangkaian *filter* cukup banyak menggunakan komponen resistor, sehingga tidak menutup kemungkinan amplitudo sinyal akan dilemahkan. Setelah sinyal dapat terbaca, sinyal akan diteruskan menuju rangkaian HPF pasif -20dB yang disusul oleh rangkaian *buffer*, sehingga

Pengolahan hasil grafis menggunakan LCD TFT diproses oleh Arduino RX, dimana hasil dari setiap *filter* yang dihasilkan oleh masing-masing *lead* akan dijadikan data digital dan ditampilkan dalam bentuk grafik pada LCD TFT. LCD TFT membutuhkan 16 *pin* Arduino untuk proses pembacaan, yaitu pin A0,A1,A2,A3,A4, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9,5V, 3,3V dan *ground*. *Pin* A0 dihubungkan ke LCD_RD, *pin* A1 dihubungkan ke LCD_WR, *pin* A2 dihubungkan ke LCD_RS, *pin* A3 dihubungkan ke LCD_CS, *pin* A4 dihubungkan ke LCD_RST, pin 2 dihubungkan ke D2, pin 3 dihubungkan ke D3, pin 4 dihubungkan ke D4, pin 5 dihubungkan ke D5, pin 6 dihubungkan ke D6, pin 7 dihubungkan ke D7, pin 8 dihubungkan ke D0, pin 9 dihubungkan ke D1, pin 5V dihubungkan pada 5V, pin 3,3V dihubungkan ke 3,3V dan pin *ground* dihubungkan ke *ground*. Karena Arduino yang digunakan (Arduino nano) hanya memiliki 8 pin analog, sedangkan 5 pin sudah digunakan oleh LCD TFT, maka untuk proses pembacaan sinyal yang membutuhkan pin analog tidak mencukupi, sehingga digunakan dua Arduino, dimana arduino TX akan digunakan untuk pemrosesan sinyal, dan arduino RX digunakan untuk proses penampilan sinyal.

3. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Pengujian dilakukan dengan cara melakukan perbandingan hasil pembacaan antara alat ukur pembanding dengan ECG rancangan. penelitian menggunakan alat kalibrasi phantom ECG sebagai kalibrator atau alat ukur pembanding terhadap alat rancangan.

3.1 Hasil Pengukuran Amplitudo Sinyal ECG

Pengukuran dilakukan dengan cara melakukan perbandingan sinyal amplitudo puncak (gelombang R) pada hasil sinyal ECG pembanding dengan hasil sinyal pada ECG rancangan. Perbandingan sinyal yang dilakukan untuk memudahkan proses pembacaan sinyal berorde millivolt agar dapat terbaca oleh hasil grafik yang ditampilkan LCD TFT pada ECG rancangan.

3.1.1 Hasil Pengukuran Amplitudo Sinyal ECG Standar Pada Kertas *Print Out*

Pengukuran tinggi amplitudo gelombang atau pulsa R pada hasil *print out* kertas ECG dilakukan menggunakan jangka sorong. Pengukuran dilakukan dengan cara mengatur sensitivitas pada *phantom* dengan sensitivitas 0,5mV, 1mV dan 2mV, selanjutnya melakukan *print out* pada ECG standar yang digunakan sebagai alat pembanding,. Berikut ini merupakan tabel hasil pengukuran tinggi amplitudo pulsa R.

Tabel 3.1 Hasil Pengukuran Tinggi Pulsa R ECG Standar Dengan Sensitivitas 0,5mV

No	Lead	Tinggi Pulsa (mv)										Mean (mv)
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1.	I	0,30	0,29	0,30	0,30	0,30	0,30	0,30	0,29	0,30	0,31	0,30
2.	II	0,47	0,48	0,48	0,47	0,49	0,48	0,47	0,48	0,48	0,47	0,48
3.	III	0,20	0,20	0,20	0,19	0,20	0,20	0,20	0,20	0,19	0,20	0,20
4.	AVR	0,36	0,38	0,38	0,39	0,38	0,39	0,38	0,39	0,39	0,38	0,38
5.	AVL	0,07	0,08	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,08	0,07	0,07	0,07
6.	AVF	0,32	0,33	0,34	0,34	0,33	0,34	0,33	0,34	0,34	0,34	0,34

Tabel 3.2 Hasil Pengukuran Tinggi Pulsa R ECG Standar Dengan Sensitivitas 1mV

No	Lead	Tinggi Pulsa (mv)										Mean (mv)
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1.	I	0,61	0,63	0,61	0,61	0,61	0,62	0,61	0,61	0,62	0,61	0,61
2.	II	0,96	0,94	0,95	0,96	0,94	0,94	0,95	0,96	0,95	0,96	0,95
3.	III	0,39	0,39	0,39	0,39	0,40	0,39	0,40	0,39	0,39	0,40	0,39
4.	AVR	0,77	0,76	0,78	0,77	0,78	0,77	0,77	0,78	0,77	0,78	0,77
5.	AVL	0,14	0,15	0,13	0,14	0,14	0,13	0,14	0,14	0,15	0,14	0,14
6.	AVF	0,66	0,68	0,68	0,67	0,66	0,67	0,67	0,66	0,67	0,67	0,67

Tabel 3.3 Hasil Pengukuran Tinggi Pulsa R ECG Standar Dengan Sensitivitas 2mV

No	Lead	Tinggi Pulsa (mv)										Mean (mv)
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1.	I	1,20	1,20	1,22	1,20	1,23	1,22	1,21	1,21	1,22	1,20	1,21
2.	II	1,92	1,92	1,93	1,92	1,94	1,93	1,92	1,92	1,93	1,92	1,93
3.	III	0,79	0,78	0,78	0,77	0,79	0,77	0,78	0,78	0,79	0,78	0,78
4.	AVR	1,54	1,55	1,55	1,56	1,54	1,54	1,54	1,54	1,55	1,56	1,55
5.	AVL	0,27	0,27	0,28	0,28	0,28	0,28	0,27	0,28	0,27	0,28	0,28
6.	AVF	1,36	1,34	1,33	1,34	1,34	1,33	1,33	1,34	1,33	1,34	1,34

Setelah melakukan pengukuran kertas hasil print out ECG standar, selanjutnya melakukan perhitungan nilai rata-rata amplitudo pada setiap *lead* dengan pengaturan sensitivitas yang berbeda. Pengaturan sensitivitas yang berbeda dimaksudkan untuk menghindari fluktuasi tegangan yang mungkin terjadi. Nilai rata-rata tersebut yang nantinya akan dijadikan sebagai acuan perbandingan nilai untuk amplitudo sinyal pada ECG rancangan. Nilai rata-rata tinggi amplitudo sinyal R yang masih berorde millivolt pada hasil kertas ECG akan dibandingkan dengan hasil rata-rata tinggi amplitudo sinyal R pada ECG rancangan yang berorde volt.

3.1.2 Hasil Pengukuran Amplitudo Sinyal ECG Rancangan Pada Oscilloscope

Berikut ini merupakan hasil pengukuran amplitudo sinyal pada ECG rancangan yang tertampil pada *Oscilloscope*. Pengukuran dilakukan dengan melakukan perbandingan dari millivolt ke volt sebesar 1:2000 dari hasil rata-rata amplitudo kertas *print out* ECG dengan hasil sinyal ECG rancangan pada tampilan

oscilloscope, sehingga sinyal yang berorde millivolt dapat terbaca pada mikrokontroller pada rentang tegangan berorde volt.

Tabel 3.4 Hasil Pengukuran Tinggi Pulsa R ECG Rancangan Dengan Sensitivitas 0,5mv

No	Lead	Tinggi Pulsa (V)										Mean (V)	Error %	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10			
1.	I	0,57	0,58	0,58	0,57	0,58	0,58	0,57	0,57	0,57	0,57	0,57	0,57	0,05
2.	II	0,94	0,94	0,94	0,94	0,94	0,94	0,94	0,94	0,93	0,92	0,93	0,93	0,03
3.	III	0,40	0,40	0,40	0,39	0,40	0,40	0,39	0,39	0,40	0,39	0,40	0,40	0
4.	AVR	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,77	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	-0,26
5.	AVL	0,14	0,14	0,14	0,14	0,13	0,13	0,14	0,13	0,14	0,14	0,14	0,14	0
6.	AVF	0,74	0,74	0,72	0,68	0,73	0,71	0,72	0,69	0,73	0,72	0,72	0,72	-0,06
<i>Final Error</i>												-0,04		

Tabel 3.5 Hasil Pengukuran Tinggi Pulsa R ECG Rancangan Dengan Sensitivitas 1mv

No	Lead	Tinggi Pulsa (V)										Mean (V)	Error %	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10			
1.	I	1,20	1,22	1,22	1,22	1,20	1,22	1,20	1,20	1,20	1,20	1,21	1,21	0,008
2.	II	1,90	1,88	1,92	1,88	1,86	1,90	1,92	1,86	1,90	1,92	1,89	1,89	0,005
3.	III	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,77	0,78	0,78	0,77	0,78	0,78	0,78	0
4.	AVR	1,56	1,54	1,56	1,54	1,56	1,56	1,54	1,54	1,52	1,56	1,55	1,55	-0,006
5.	AVL	0,28	0,27	0,28	0,27	0,28	0,28	0,28	0,28	0,27	0,28	0,28	0,28	0
6.	AVF	1,32	1,38	1,34	1,36	1,38	1,36	1,34	1,36	1,38	1,38	1,36	1,36	-0,015
<i>Final Error</i>												0,001		

Tabel 3.6 Hasil Pengukuran Tinggi Pulsa R ECG Rancangan Dengan Sensitivitas 2mv

No	Lead	Tinggi Pulsa (V)										Mean (V)	Error %	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10			
1.	I	2,42	2,42	2,42	2,42	2,44	2,44	2,44	2,42	2,42	2,44	2,43	2,43	-0,004
2.	II	3,84	3,80	3,84	3,80	3,88	3,88	3,84	3,84	3,88	3,84	3,84	3,84	0,005
3.	III	1,54	1,56	1,58	1,56	1,56	1,54	1,56	1,54	1,56	1,56	1,56	1,56	0
4.	AVR	3,08	3,16	3,16	3,12	3,16	3,16	3,12	3,08	3,08	3,08	3,12	3,12	-0,006
5.	AVL	0,56	0,55	0,54	0,54	0,57	0,55	0,56	0,55	0,55	0,56	0,55	0,55	0,178
6.	AVF	2,68	2,56	2,68	2,68	2,64	2,68	2,72	2,60	2,72	2,60	2,66	2,66	0,007
<i>Final Error</i>												0,03		

Hasil pengukuran amplitudo sinyal puncak dengan perbandingan pada kertas hasil print out ECG standar yang ditunjukkan pada tabel 3.4 dengan sensitivitas 0,5mv menunjukkan nilai *error* final sebesar -0,04, dimana pada *lead* I nilai *error* sebesar 0,05%, *error* pada *lead* II sebesar 0,03%, *error* pada *lead* III sebesar 0%, *error* pada *lead* AVR sebesar -0,26%, *error* pada *lead* AVL sebesar 0% dan *error* pada *lead* AVF sebesar -0,06%, hal ini menunjukkan bahwa amplitudo sinyal pada sensitivitas 0,5mV terbilang stabil, dimana nilai *final error* yang didapat kurang dari ±1%.

Pada pengaturan sensitivitas 1mv didapatkan nilai *error* final sebesar 0,001%, dimana pada *lead* I nilai *error* sebesar 0,008%, *error* pada *lead* II sebesar 0,005%, *error* pada *lead* III sebesar 0%, *error* pada *lead* AVR sebesar -0,006%, *error* pada *lead* AVL sebesar 0%, dan *error* pada *lead* AVF sebesar 0,015%, dengan sensitivitas 1mv amplitudo sinyal yang dihasilkan oleh *phantom* ECG lebih stabil, hasil nilai *error* yang didapat tidak menunjukkan

fluktuasi amplitudo yang cukup besar dan didapatkan final *error* sebesar 0,001%.

Pada pengaturan sensitivitas 2mv didapatkan *final error* sebesar 0,03%, dimana pada *lead I* didapatkan nilai *error* sebesar -0,004%, nilai *error* pada *lead II* sebesar 0,005%, *error* pada *lead III* sebesar 0%, *error* pada *lead AVR* sebesar -0,006%, *error* pada *lead AVL* sebesar 1,8%, *error* pada *lead AVF* sebesar 0,178%. Hasil *final error* pada sensitivitas 2mV menunjukkan bahwa sinyal masih stabil dibawah *error* 1% namun pada *lead AVL* menunjukkan adanya kenaikan nilai *error* pada data sebelumnya, hal ini dapat terjadi karena semakin kecil amplitudo yang dihasilkan akan lebih mudah terganggu dengan frekuensi sinyal-sinyal lain yang berada di sekitar alat.

3.2 Hasil Nilai BPM ECG Rancangan

Berikut ini merupakan hasil nilai BPM yang diambil menggunakan sensitivitas 2mv pada *phantom*. Sensitivitas 2mv dipilih karena pada program pendeteksian sinyal puncak R ke R menggunakan ambang batas (*threshold*) dan masih belum dapat menyesuaikan dengan perubahan sensitivitas dan hanya dapat mendeteksi *threshold* pada sensitivitas 2mv.

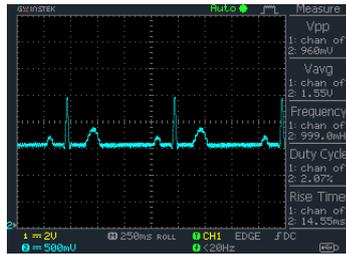
Tabel 3.7 Hasil Tampilan Nilai BPM ECG Rancangan

No	BPM	Nilai BPM										Mean	Error
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	(BPM)	%
1.	40	40	40	39	40	39	39	39	39	40	39	39,4	0,6
2.	60	59	60	60	59	59	59	59	60	59	59	59,3	0,7
3.	80	80	79	80	79	79	79	80	79	79	79	79,3	0,7
4.	100	100	100	99	99	100	99	99	100	99	100	99,5	0,5
5.	120	119	119	120	120	120	120	119	120	119	120	119,6	0,4
<i>Final Error</i>													0,6

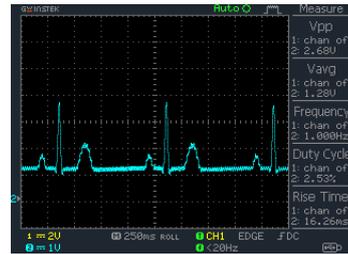
Berdasarkan hasil data pada tabel 3.7 dapat diketahui bahwa pada sensitivitas 2mv BPM dapat terdeteksi dengan baik, dimana pada 40 BPM didapatkan nilai *error* sebesar 0,6%, pada 60 BPM didapatkan nilai *error* sebesar 0,7%, pada 80 BPM didapatkan nilai *error* sebesar 0,7%, pada 100 BPM didapatkan nilai *error* sebesar 0,5% dan pada 120 BPM didapatkan nilai *error* sebesar 0,4%. Hasil *final error* didapatkan nilai sebesar 0,6%, hal ini menunjukkan bahwa nilai BPM menunjukkan nilai yang cukup stabil dengan angka *error* dibawah 1%.

3.3 Hasil Perbandingan Sinyal Output ECG Rancangan Antara Oscilloscope Dengan LCD TFT

Hasil perbandingan ini dilakukan untuk menganalisis perbedaan sinyal yang terjadi antara hasil *output* pada rangkaian pengkondisi sinyal ECG yang tertampil pada *oscilloscope* dengan hasil *output* yang ditampilkan oleh LCD TFT. Berikut ini merupakan gambar hasil sinyal yang dibandingkan.



Gambar 3.1 Lead I Pada Tampilan Oscilloscope



Gambar 3.6 Lead AVF Pada Tampilan Oscilloscope



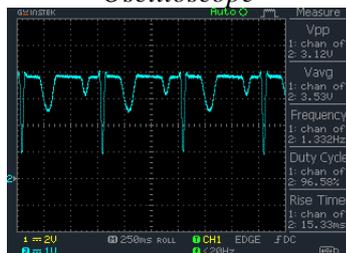
Gambar 3.2 Lead II Pada Tampilan Oscilloscope



Gambar 3.7 Tampilan Sinyal Semua Lead Pada LCD TFT



Gambar 3.3 Lead III Pada Tampilan Oscilloscope



Gambar 3.4 Lead AVR Pada Tampilan Oscilloscope



Gambar 3.5 Lead AVL Pada Tampilan Oscilloscope

Tampilan bentuk sinyal pada *oscilloscope* merupakan *output* dari rangkaian pengkondisi sinyal yang belum melalui tahap pemrosesan ADC serta proses pemilahan dan pengiriman data. Hasil yang tertampil pada *oscilloscope* terlihat stabil dan tidak mengalami gangguan amplitudo sinyal. Sinyal yang tertampil pada *oscilloscope* ini yang selanjutnya akan diproses oleh arduino agar sinyal tersebut dapat ditampilkan pada LCD TFT. Sebelum dapat ditampilkan, sinyal-sinyal tersebut harus melalui beberapa tahap pengolahan data.

Gambar 3.7 merupakan hasil dari *output* akhir yang tertampil pada LCD TFT, hasil ini diperoleh dari rangkaian pengkondisi sinyal yang telah dikonversi dari data analog menjadi data digital oleh mikrokontroler. Hasil data yang telah dikonversi selanjutnya dikirim oleh arduino pemrosesan ADC dan

diterima oleh arduino pemrosesan grafik. Penerimaan data oleh arduino pemrosesan grafik harus melalui tahap *parsing* data untuk proses pemilahan data yang dikirim dari setiap *lead*-nya. Data yang telah dipilah selanjutnya diolah kembali untuk ditampilkan menjadi grafik pada LCD TFT.

Tampilan sinyal pada gambar 3.7 menunjukkan hasil sinyal yang belum stabil dan terdapat gangguan pada amplitudo sinyal, berbeda dengan hasil sinyal pada tampilan *oscilloscope* yang terlihat stabil. Gangguan sinyal dan *loss* data yang terjadi dapat diakibatkan oleh beberapa faktor, diantaranya karena pemrosesan data yang terlalu panjang, penggunaan komponen arduino yang memiliki kapasitas memori kecil, serta *clock speed* arduino yang hanya berbekal 16Mhz. Faktor selanjutnya karena proses komunikasi *serial* yang dilakukan untuk pengiriman dan penerimaan data, sehingga dua arduino harus berperan ganda dalam melakukan proses pembacaan dan pengiriman. Faktor lainnya dapat disebabkan oleh proses *parsing* data yang dilakukan untuk memilah setiap sinyal pada setiap *lead*.

4. KESIMPULAN

Setelah melakukan penelitian dengan proses pembuatan modul, pengujian modul, melakukan pengukuran, pengambilan data serta melakukan analisis, maka dapat disimpulkan sebagai berikut :

1. Dapat dibuatnya rancangan alat *monitoring electrocardiograph* 6 *lead* dengan parameter *lead* I, *lead* II, *lead* III, *lead* AVR, *lead* AVL dan *lead* AVF.
2. Pengukuran tinggi pulsa R ECG rancangan pada semua *lead* dengan sensitivitas 0,5mv didapatkan nilai *final error* sebesar 0,04%.
3. Pengukuran tinggi pulsa R ECG rancangan pada semua *lead* dengan sensitivitas 1mv didapatkan nilai *final error* sebesar 0,001%.
4. Pengukuran tinggi pulsa R ECG rancangan pada semua *lead* dengan sensitivitas 2mv didapatkan nilai *final error* sebesar 0,03%.
5. Pengukuran BPM dengan lebar pulsa R puncak ECG rancangan semua *lead* LCD TFT didapatkan nilai *final error* sebesar 0,6%.
6. Dapat diaplikasikannya IC AD620 sebagai *instrument amplifier* untuk ECG.
7. Dapat dibuatnya rangkaian pengolahan *filter* ECG.
8. Dapat digunakannya LCD TFT sebagai penampil sinyal ECG menggunakan mikrokontroller arduino..
9. Tampilan grafik yang belum stabil pada LCD TFT karena terjadi *loss* data pada mikrokontroller saat proses penampilan grafik.
10. Perhitungan nilai BPM hanya pada sensitivitas 2mV dan masih

kurang stabil dikarenakan perhitungan *threshold* yang belum fleksibel.

11. *Loss* data hasil grafik pada LCD TFT dapat terjadi karena panjangnya tahap pemrosesan program, sedangkan memori pada arduino terbatas, sehingga ECG rancangan masih belum layak digunakan pada pasien dan perlu pengembangan lebih lanjut.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Iskandar, A. Hadil, and Alfridsyah, "Faktor Risiko Terjadinya Penyakit Jantung Koroner pada Pasien Rumah Sakit Umum Meuraxa Banda Aceh (Risk factors of coronary heart disease in Meuraxa hospital of Banda Aceh)," *Aceh Nutr. J.*, vol. 2, no. 1, pp. 32–42, 2017, doi: 10.2469/faj.v7.n2.62.
- [2] W. H. Organization, "Cardiovascular diseases (CVDs)," 2017. [Online]. Available: [http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)). [Accessed: 08-Nov-2018].
- [3] D. Zahrawardani, K. S. Herlambang, and H. D. Anggraheny, "Analisis Faktor Risiko Kejadian Penyakit Jantung Koroner di RSUP Dr Kariadi Semarang," *Kedokt. Muhammadiyah*, vol. 1, no. 2, pp. 13–20, 2013.
- [4] Y. S. Hariyani, I. M. K. Wardhana, and S. Hadiyoso, "Deteksi dan Klarifikasi Kelainan Jantung Berdasarkan Sinyal Electrokaradiograf," *Fak. Elektro dan Komun. Inst. Teknol. Telkom Bandung*, 2012.
- [5] E. Budianita and W. Prijodiprodjo, "Penerapan Learning Vector Quantization (LVQ) untuk Klasifikasi Status Gizi Anak," *Ijccs*, vol. 7, no. 2, pp. 155–166, 2013, doi: 10.22146/ijccs.3354.
- [6] Dr.J.F.Gabriel, *Fisika Kedokteran*. Jakarta: Perpustakaan Nasional, 1996.