

RANCANG BANGUN KALIBRATOR EKSTERNAL ELEKTROKARDIOGRAF 3 LEADS BERBASIS ATMega8535

Eka Setianingsih¹, Ageng Sadnowo R², Helmy Fitriawan³

^{1,2,3}Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Lampung
²ageng@unila.ac.id, ³fitriawan@unila.ac.id

Abstrak

Sebagai salah satu instrumentasi medis, elektrokardiograf harus memiliki tingkat keakuratan dan presisi yang tinggi dalam mengukur potensial listrik yang terjadi pada jantung. Oleh karena itu proses kalibrasi dijadikan sebagai salah satu prosedur dalam penggunaan elektrokardiograf. Elektrokardiograf dapat dikalibrasi secara internal dan eksternal. Di Universitas Lampung telah dilakukan penelitian akan rancang bangun sebuah simulator dan kalibrator. Namun amplitudo sinyal output yang dihasilkan belum memenuhi karakteristik sinyal jantung normal dan spesifikasi perangkat elektrokardiograf. Penelitian ini merupakan penelitian lanjutan akan penelitian sebelumnya. Pada penelitian ini dibangun sebuah kalibrator elektrokardiograf eksternal yang menitikberatkan pada pelemahan amplitudo sinyal dengan menggunakan potensiometer digital, yaitu IC X9259. Besarnya pelemahan yang dilakukan oleh IC X9259 ini dikendalikan oleh mikrokontroler ATMega8535, yaitu dengan cara mengirimkan data nilai pengaturan pelemahan melalui komunikasi serial I²C. Dari penelitian ini dihasilkan sebuah hardware yang mampu membangkitkan 3 buah sinyal elektrokardiogram, yaitu lead I, lead II dan lead III. Namun hardware ini belum dapat difungsikan sebagai kalibrator eksternal elektrokardiograf karena amplitudo sinyal yang dihasilkan berkisar antara 18.4 – 26.4 mVp-p. Dimana kisaran nilai tersebut belum memenuhi spesifikasi perangkat elektrokardiograf, yaitu 0.5 – 4 mVp-p.

Kata kunci: kalibrator eksternal, elektrokardiograf 3 leads, mikrokontroler ATMega 8535

Abstract

As a medical instrument, electrocardiograph should have a high accuracy and precision in measuring the electrical potential of heart. Therefore, the calibration process is included as one of the procedures in using the electrocardiograph. Electrocardiograph can be calibrated internally and externally. At the University of Lampung the research to design and implement a simulator and calibrator has been done. However, the amplitude of output signal not conform the normal heart signal characteristics and electrocardiograph device specification. This study is a continuation to the previous research studies. In this study an external electrocardiograph calibrator was constructed which focuses on the attenuation of the signal amplitude by using a digital potentiometer, IC X9259. The value of IC's attenuation is controlled by microcontroller ATMega8535 that sends the settings data of attenuation via I²C serial communication. The result of this research is a hardware that is capable of generating 3 type of electrocardiogram signals, lead I, lead II and lead III. However, the hardware is yet able to be functioned as an external calibrator for electrocardiograph because the amplitude of signals that generated range between 18.4 – 26.4 mVp-p. Which that range value does not conform with 0.5 – 4 mVp-p specifications of electrocardiograph device.

keywords: external calibrator, 3 leads electrocardiograph, microcontroller ATMega 8535

I. PENDAHULUAN [10 PTS/BOLD]

Dalam dunia kesehatan penggunaan peralatan medis berteknologi canggih sudah bisa kita rasakan sekarang ini. Salah satu dari peralatan medis yang hingga saat ini peranannya belum tergantikan dalam membantu dokter untuk mendeteksi kesehatan jantung pasiennya adalah elektrokardiograf. Elektrokardiograf ini menghasilkan suatu rekaman elektrokardiogram (EKG), yaitu rekaman grafik potensial-potensial listrik yang ditimbulkan oleh jaringan jantung. Rekaman EKG inilah yang digunakan oleh dokter dalam mendiagnosa keadaan jantung pasiennya.

Sebagai salah satu instrumentasi medis, elektrokardiograf harus memiliki tingkat keakuratan dan presisi yang tinggi dalam mengukur potensial listrik yang terjadi pada jantung. Hal ini untuk memberikan keamanan bagi pengguna (pasien) sehingga terhindar dari kesalahan pembacaan EKG oleh dokter. Untuk mengetahui baik/tidaknya kondisi dari suatu elektrokardiograf yang akan digunakan, maka proses kalibrasi alat selalu disertakan dalam prosedur penggunaannya. Kalibrasi elektrokardiograf dapat dilakukan secara internal dan eksternal. Kalibrasi internal biasanya menggunakan fitur sinyal 1 mV pada elektrokardiograf sebagai sinyal kalibrasi. Sedangkan secara eksternal, kalibrasi dilakukan dengan menggunakan sebuah kalibrator eksternal

yang memiliki banyak jenis fitur sinyal kalibrasi yang dapat dikirimkan ke elektrokardiograf.

Beberapa tahun yang lalu karena harga dari kalibrator eksternal yang relatif mahal dan untuk memperluas jangkauan penggunaan kalibrator eksternal, di Universitas Lampung telah melakukan penelitian mengenai perancangan kalibrator eksternal untuk elektrokardiograf. Penelitian akan kalibrator eksternal elektrokardiograf ini pertama kali telah dilakukan oleh saudara Romlan. Penelitiannya tersebut berhasil membangkitkan sinyal EKG melalui pemrograman mikrokontroler AT89C51 [Romlan.2006]. Periode pulsa jantung yang dibangkitkan sesuai dengan pulsa jantung normal yang standar. Namun kelemahannya adalah pada amplitudo sinyal yang masih berkisar 1Vp-p. Hal ini tidak sesuai dengan amplitudo pulsa jantung standar, yaitu 0.5 - 4mVp-p. Penelitian kedua dilakukan oleh Dewi Nurlatifah, yang merupakan koreksi atas penelitian saudara Romlan dan telah menghasilkan sebuah alat simulator dan kalibrator elektrokardiograf berbasis ATMega8535. Alat tersebut dapat membangkitkan 12 sinyal elektrokardiogram dengan amplitudo sinyal yang dibangkitkan berkisar antara 30 – 45 mVp-p [Nurlatifah, 2007]. Kisaran amplitudo tersebut masih cukup besar untuk difungsikan sebagai kalibrator elektrokardiograf. Oleh karena itu dilakukan penelitian lanjutan untuk melemahkan kembali keluaran simulator dan kalibrator elektrokardiograf yang telah dicapai hingga mencapai kisaran amplitudo sinyal jantung standar yaitu, 0.5 – 4 mVp-p [Webster. 1998]. Sehingga dapat dihasilkan sebuah kalibrator yang kompatibel dengan perangkat elektrokardiograf yang ada.

Tujuan dari penelitian ini adalah dihasilkan sebuah kalibrator eksternal elektrokardiograf dengan amplitudo sinyal keluaran pulsa jantung sebesar 0.5—4 mVp-p, sehingga adalah diperoleh sebuah kalibrator eksternal elektrokardiograf yang dapat membantu proses pemeliharaan peralatan kesehatan khususnya elektrokardiograf.

Penelitian ini merupakan penelitian lanjutan dari sebuah simulator dan kalibrator elektrokardiograf berbasis ATMega8535 hasil penelitian yang telah mampu membangkitkan 12 *leads* sinyal jantung normal. Kekurangan dari alat ini terletak pada amplitudo sinyal keluarannya yang belum mencapai amplitudo sinyal jantung standar (0.5—4 mVp-p). Amplitudo sinyal yang dibangkitkan dari alat tersebut berkisar antara 30—45 mVp-p.

Penelitian ini hanya memfokuskan pada proses pelemahan amplitudo sinyal hingga didapatkan tiga sinyal elektrokardiogram dengan amplitudo 0,5—4 mVp-p dan periode berkisar antara 0—250 Hz, atau sesuai dengan spesifikasi input perangkat EKG.

Pada penelitian ini digunakan data sampling sinyal 3 *leads* EKG hasil penelitian saudara Dewi

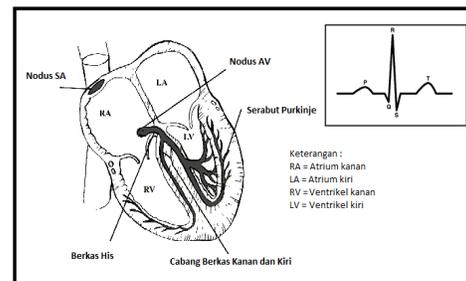
Nurlatifah. Pembangkitan sinyal 3 *leads* EKG tetap dilakukan dengan menggunakan mikrokontroler ATMega8535. Data sampling sinyal 3 *leads* EKG ini akan disimpan pada mikrokontroler ATMega8535 dalam bentuk *array*. Kemudian data *array* tersebut akan dikirimkan oleh mikrokontroler ATMega8535 ke IC X9259 yang merupakan potensiometer digital untuk dilakukan proses pelemahan sinyal hingga didapatkan amplitudo yang diinginkan.

II. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Jantung dan Elektrokardiogram (EKG)

Jantung adalah organ muskular berlubang yang berfungsi sebagai pompa ganda sistem kardiovaskular. Sisi kanan jantung memompa darah ke paru sedangkan sisi kiri memompa darah ke seluruh tubuh. Jantung mempunyai empat ruangan, atrium kanan dan kiri, ventrikel kanan dan kiri. Seperti terlihat pada Gambar 1.

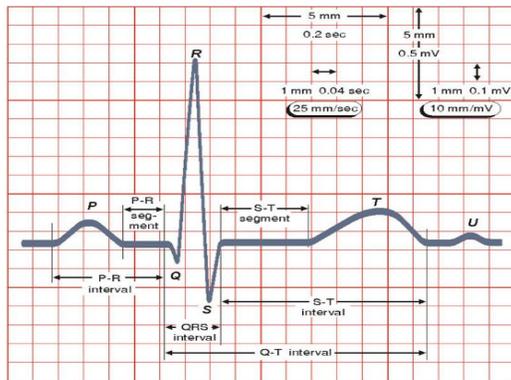
Jantung merupakan otot tubuh yang bersifat unik karena mempunyai sifat membentuk impuls secara otomatis dan berkontraksi ritmis. Pembentukan impuls listrik terjadi dalam sistem penghantar jantung. Adapun jalur hantaran listrik jantung normal terjadi dalam urutan berikut : nodus sinoatrial (SA) - nodus atrioventrikular (AV) – berkas His – cabang berkas – serabut purkinje – otot ventrikel [Atwood.1996]



Gambar 1. Sistem Kelistrikan Pada Jantung

Pembentukan dan hantaran impuls listrik ini menimbulkan arus listrik yang lemah dan menyebar melalui tubuh. Kegiatan impuls listrik pada jantung ini dapat direkam oleh elektrokardiograf dengan meletakkan elektroda- elektroda ke berbagai permukaan tubuh (*sadapan/leads*). Rekaman grafik potensial-potensial listrik yang ditimbulkan oleh jaringan jantung ini disebut sebagai elektrokardiogram (EKG) [Khandpur.1997].

Sebuah perangkat elektrokardiograf yang penampil outputnya berupa *plotter* akan menampilkan hasil perekaman pada sebuah kertas grafik millimeter blok seperti pada Gambar 2 berikut



Gambar 2. Pulsa Jantung Normal

Pada Gambar 2 di atas, suatu pulsa jantung normal manusia memiliki nilai magnitude sebesar 1.1 mV, hal ini dapat dilihat dengan menghitung jumlah kotak dari titik Q ke titik R, dimana jumlah kotak tersebut ada 11 kotak. Masing-masing kotak sama dengan 0.1 mV, sehingga 11 kotak sama dengan 1.1 mV.

Tabel 1. Karakteristik Elektrokardiogram

Defleksi	Deskripsi
Gelombang P	gelombang yang timbul karena depolarisasi atrium dari nodus sinoatrial ke nodus atrioventrikular
Gelombang Q	defleksi negatif pertama sesudah gelombang P dan yang mendahului defleksi R, dibangkitkan oleh depolarisasi permulaan ventrikel
Gelombang R	defleksi positif pertama sesudah gelombang P dan yang ditimbulkan oleh depolarisasi utama ventrikel.
Gelombang S	defleksi negatif sesudah defleksi R. Keseluruhan depolarisasi ventrikel ini membangkitkan gelombang <i>QRS kompleks</i> .
Gelombang T	gelombang yang timbul oleh repolarisasi ventrikel.

Fase depolarisasi merupakan kondisi dimana terjadi proses penyebaran impuls/sinyal pada jantung. Fase repolarisasi merupakan kondisi dimana otot-otot jantung tidak melakukan aktifitas sementara (istirahat). Fase defleksi merupakan penyebaran proses depolarisasi.

Sebuah sinyal yang didapat dari elektrokardiogram normal memiliki ciri-ciri seperti tertera pada Tabel 2. [Ekananda. 2008]

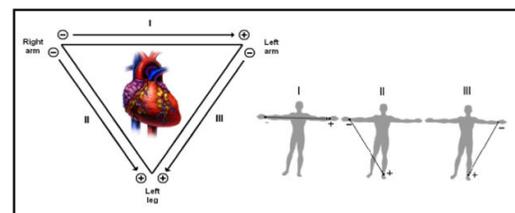
Tabel 2. Ciri-ciri Elektrokardiogram Normal

Gelombang EKG	Amplitudo	Interval EKG	Durasi
P	< 0.3 mV	P-R	0.12 – 0.20 detik
R	1.6 – 3 mV	Q-T	0.35 – 0.44 detik
Q	25 % dari R	S-T	0.05 – 0.15 detik
T	0.1 – 0.5 mV	Q-R-S	0.06 – 0.10 detik

2.2 Sadapan (Lead)

Salah satu metode pengambilan sinyal EKG yang biasa digunakan untuk menganalisis kondisi kesehatan jantung pasien adalah *Standard Clinical EKG*, yaitu dengan menggunakan sepuluh buah elektroda dengan dua belas titik sadapan (12 *leads*). Sepuluh buah elektroda tersebut dihubungkan ke tubuh manusia yaitu, *Right Arm (RA)*, *Left Arm (LA)*, *Left Leg (LL)*, *Right Leg (RL)*, *Chest 1 (C1)*, *C2*, *C3*, *C4*, *C5* dan *C6*. Namun dalam tugas akhir ini hanya akan dibahas mengenai tiga *leads* yang dihasilkan melalui sadapan bipolar standar.

Sadapan bipolar standar merupakan sadapan asli yang dipilih untuk merekam potensial listrik pada bidang frontal [Gabriel, J.F. 1998]. Sadapan bipolar standar ini menghasilkan tiga buah *lead*, yaitu *lead I*, *II* dan *III*. Elektroda-elektroda diletakkan pada lengan kiri, lengan kanan dan kaki kiri. Ketiga sadapan ini digambarkan sebagai segitiga sama sisi yang lazim disebut sebagai segitiga *Eithoven*.



Gambar 3. Sadapan Bipolar Standar

2.3 Kalibrasi

2.3.1 Pengertian Kalibrasi

Peralatan yang mampu mengukur secara tepat membutuhkan proses kalibrasi secara berkala. Kalibrasi bertujuan untuk menjamin keakuratan pengukuran serta memastikan peralatan bekerja sesuai dengan standar mutu. Bayangkan jika ketidakpastian pengukuran

terjadi pada alat-alat kesehatan, yang secara langsung hasil pengukurannya menjadi pertimbangan dokter dalam menetapkan penanganan dan pengobatan pasien. Ketidakakuratan hasil pengukuran alat ini dapat menimbulkan diagnosa yang salah yang selanjutnya menimbulkan ketidaktepatan penanganan dan akibat serius lainnya.

Untuk mencegah hal tersebut, diperlukan pemastian kebenaran alat ukur atau kalibrasi secara berkala. Pentingnya kalibrasi ini juga diatur dalam Peraturan Menteri Kesehatan No. 363/Menkes/Per/IV/1998 tentang pengujian dan kalibrasi pada sarana pelayanan kesehatan. Pasal 2 ayat 1, menyatakan bahwa setiap alat kesehatan wajib dilakukan dan atau kalibrasi untuk menjamin kebenaran nilai keluaran atau kinerja dan keselamatan pemakaian.

Pengertian dari kalibrasi adalah proses membandingkan suatu besaran dengan besaran yang sudah terstandarkan dan memiliki ketertelusuran yang tidak terputus. Hal ini dapat dilakukan dengan membandingkan hasil pengukuran sebuah alat dengan sebuah standar yang telah diketahui karakteristik pengukurannya.

2.3.2 Manfaat Kalibrasi

Manfaat dari kalibrasi secara umum adalah sebagai berikut :

- Untuk mendukung sistem mutu yang diterapkan di berbagai industri pada peralatan laboratorium dan produksi yang dimiliki. ISO 9000 mensyaratkan semua alat ukur yang terkait dalam produksi harus dijamin mutu keakuratannya, hal inilah yang pada awalnya mendorong industri untuk mengkalibrasi alatnya.
- Dengan melakukan kalibrasi, bisa diketahui seberapa jauh perbedaan (penyimpangan) antara harga benar dengan harga yang ditunjukkan oleh alat ukur.

2.4 Kalibrasi Elektrokardiograf

Kalibrasi elektrokardiograf dapat dilakukan secara internal maupun eksternal. Kalibrasi secara internal dilakukan dengan menggunakan fitur kalibrasi otomatis pada perangkat elektrokardiograf. Fitur ini akan memberi impuls sinyal kotak dengan amplitudo 1 mVp-p sebelum dilakukan perekaman.

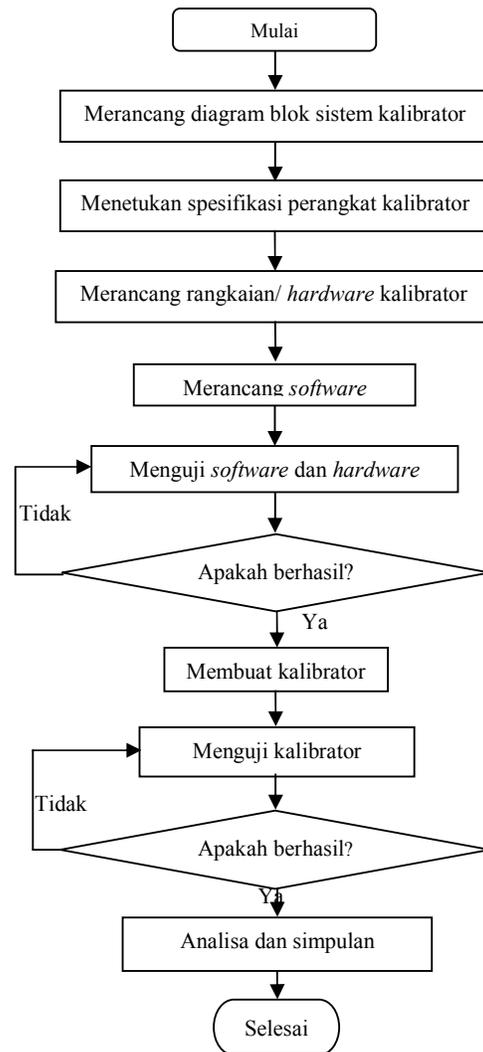
Kalibrasi eksternal dilakukan dengan menggunakan alat bantu untuk kalibrasi dari vendornya yang disebut *phantom* (simulator). Alat ini berfungsi sebagai generator sinyal elektrokardiogram standar. *Phantom* dapat memberikan sinyal output dengan

spesifikasi amplitudo sinyal 0.5 – 4 mVp-p dan perioda 0 – 250 Hz, sesuai dengan spesifikasi input pada perangkat elektrokardiograf.

III. METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian tugas akhir ini akan dilakukan di Laboratorium Terpadu Teknik Elektro Universitas Lampung. Penelitian dimulai pada bulan Februari 2011 hingga Desember 2011.



Gambar 19. Diagram Alir Alur Kerja Rancang Bangun Kalibrator.

3.2 Alat dan Bahan

Peralatan yang digunakan adalah osiloskop digital, multimeter digital, *personal computer*, papan tusuk,

AVR Dragon, AVR Studio 4, seperangkat alat kerja elektronik dan mekanik.

Adapun bahan yang digunakan yaitu IC mikrokontroler ATmega 8535, IC X9259, *push button*, resistor-resistor (330 Ω , 3,3k Ω , 4,7 k Ω , 8,2 k Ω), kapasitor 470nF, *LED*, konektor, *PCB*, dan larutan fericlorit.

3.3 Metode/Prosedur Kerja

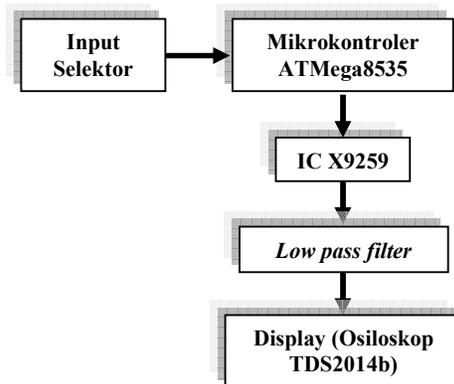
Adapun metode yang digunakan dalam penelitian ini terdiri atas perancangan sistem kalibrator, perealisasi rancangan kalibrator dan pengujian hasil rancangan.

3.3.1 Perancangan Sistem Kalibrator

Dalam perancangan sistem kalibrator ini terdapat tahap-tahap yang harus dilakukan. Untuk mempermudah proses yang akan dilakukan dalam perancangan kalibrator eksternal elektrokardiograf ini, maka dibuat diagram alir pelaksanaannya (Gambar 19).

3.3.2 Perancangan Diagram Blok Sistem

Rancangan diagram blok sistem kalibrator yang dibuat adalah seperti ditunjukkan Gambar 20.

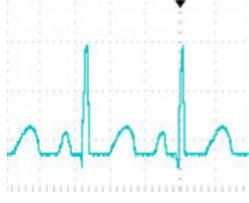
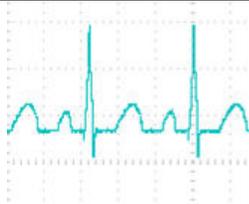
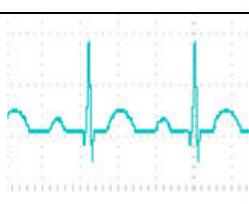
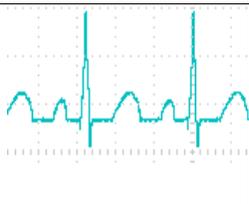
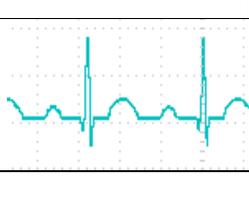


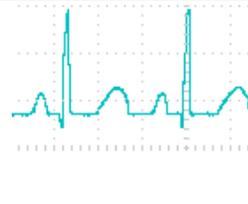
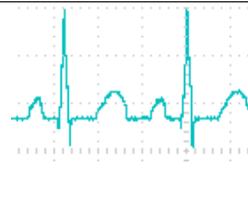
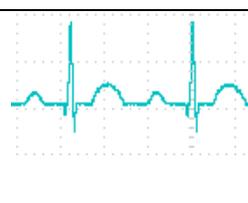
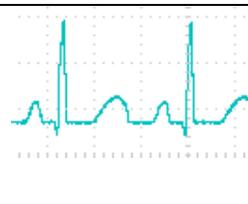
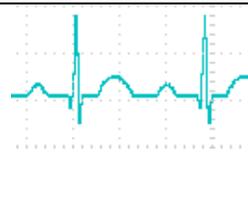
Gambar 20. Diagram Blok Sistem

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Tabel data hasil dari pengujian fungsi IC X9259 sebagai pembentuk pola sinyal elektrokardiogram

Tabel 14. Data Hasil Pengujian Fungsi IC X9259

Potensio meter Digital (DCP)		Sinyal Output	V _{P-P} (V)	f (Hz)
DCP 0	Lead I		2.48	72.96
	Lead II		2.84	71.65
	Lead III		2.32	71.48
DCP 1	Lead I		2.52	72.86
	Lead II		2.84	71.53
	Lead III		2.28	71.37

DCP 2	Lead I		2.52	72.07
	Lead II		2.84	71.78
	Lead III		2.32	71.61
DCP 3	Lead I		2.52	73.29
	Lead II		2.76	72.01
	Lead III		2.32	71.95

Dari data hasil pengujian dapat dilihat bahwa tiap DCP pada IC X9259 berfungsi dengan baik. Penyimpangan pola sinyal hanya terjadi pada DCP3 untuk lead ke-II dan besarnya frekuensi dari sinyal elektrokardiogram yang dihasilkan tiap DCP di setiap lead relatif konstan.

Dari data pada tabel 14 tersebut dapat dicari perbedaan selisih (*error*) hasil pengkonversian sinyal digital menjadi sinyal analog dengan melakukan perbandingan nilai hasil pengukuran osiloskop dengan hasil perhitungan menggunakan persamaan (17), berikut adalah hasil perhitungannya dengan V_{in} sebesar 5.04 Volt, nilai WCR maksimum untuk *lead I* 150, *lead II* 150, *lead III* 145 dan nilai WCR minimum untuk *lead I* 21, *lead II* 5, *lead III* 26.

Tabel 15. Perbandingan Nilai Hasil Pengukuran Osiloskop dan Hasil Perhitungan

Sinyal EKG		Vout Osiloskop (V)	Hasil Perhitungan (V)	Error
<i>Lead I</i>	DCP0	2.48	2.55	0.07
	DCP1	2.52	2.55	0.03
	DCP2	2.52	2.55	0.03
	DCP3	2.52	2.55	0.03
<i>Lead II</i>	DCP0	2.84	2.85	0.01
	DCP1	2.84	2.85	0.01
	DCP2	2.84	2.85	0.01
	DCP3	2.76	2.85	0.09
<i>Lead III</i>	DCP0	2.32	2.35	0.03
	DCP1	2.32	2.35	0.03
	DCP2	2.28	2.35	0.07
	DCP3	2.32	2.35	0.03

$$\sum \text{error total} = 0.44$$

Jika perbedaan nilai antara V_{out} osiloskop dan V_{out} hasil

perhitungan dinyatakan sebagai *error* pengukuran, maka dari Tabel 15 tersebut dapat dicari nilai rata-rata *error* dengan rumusan :

$$\text{Error rata-rata} = \frac{\sum \text{error total}}{n \text{ data}} = \frac{0.44}{12} = 0.036$$

dan

$$\text{Persentase error pengukuran} = \text{error rata-rata} \times 100\%$$

$$= 0.036 \times 100\% = 3.6\%$$

Dari hasil perhitungan di atas didapatkan persentase *error* IC X9259 sebesar 3.6 %. Hal ini menunjukkan bahwa tiap DCP pada IC X9259 memiliki akurasi yang baik dalam mengkonversi tegangan digital menjadi tegangan analog.

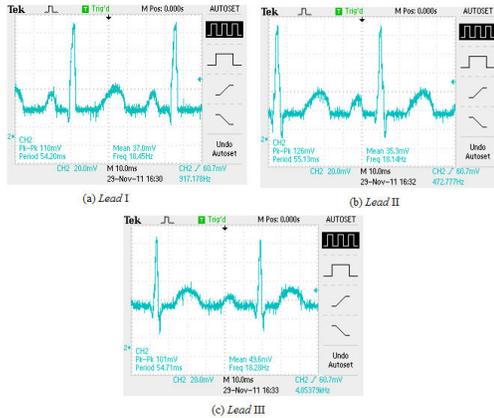
a. Pengujian IC X9259 Sebagai Pelemah Amplitudo Sinyal Elektrokardiogram

Berdasarkan data hasil pengujian pada Tabel 14, dapat dilihat bahwa penggunaan 1 buah DCP pada IC X9259 belum menghasilkan sinyal elektrokardiogram dengan amplitudo yang diharapkan, yaitu 0.5 – 4 mVp-p. Oleh karena itu dalam penelitian ini digunakan 4 buah DCP untuk mencapai spesifikasi sinyal elektrokardiogram yang diinginkan. Dalam pengujian ini dilakukan dengan cara :

1. Mengimplementasikan rancangan pada Gambar 21 dan 22 (tanpa rangkaian filter).
2. Menggunakan sumber tegangan +5.04 VDC
3. Menggunakan data *array* manipulasi untuk pengaturan nilai WCR3
4. Nilai pengaturan WCR0 hingga WCR2 adalah 128 (dalam hexadesimal adalah 0x80).

Nilai WCR ini ditentukan secara sembarang karena dalam pengujian ini peneliti hanya mengamati apakah IC X9259 dapat melakukan pelemahan amplitudo sinyal elektrokardiogram dengan menggunakan rancangan yang digunakan dalam penelitian ini. Berikut

adalah data hasil pengujian IC X9259 sebagai pelemah amplitudo sinyal elektrokardiogram



Gambar 33. Data Pengujian 4 DCP dengan WCR0=WCR1=WCR3 = 0x80 Tanpa Filter

Dari data hasil pengujian pada Gambar 33, terlihat bahwa dengan penggunaan DCP bertingkat mampu melemahkan amplitudo sinyal elektrokardiogram. Amplitudo sinyal elektrokardiogram yang sebelumnya masih dalam skala volt dengan menggunakan 1 buah DCP, dengan menggunakan 4 DCP amplitudonya melemah hingga skala mV.

Dengan mengabaikan amplitudo dari noise yang terjadi, jika dilakukan perhitungan nilai sebenarnya amplitudo sinyal elektrokardiogram yang dihasilkan oleh pelemahan bertingkat menggunakan 4 DCP maka akan terlihat perbedaan selisih tegangan yang cukup jauh, seperti yang terlihat dalam tabel 16 berikut.

Tabel 16. Perbandingan Nilai Hasil Pengukuran Osiloskop dan Hasil Perhitungan Pelemahan Bertingkat dengan Pengaturan WCR0=WCR1=WCR2 =0x80

Sinyal EKG	Vout Perhitungan	Vout Terukur	Error
------------	------------------	--------------	-------

	(V)	(V)	
Lead I	0.32	0.11	0.21
Lead II	0.36	0.13	0.23
Lead III	0.29	0.10	0.19
Σ error total			0.63
$Error\ rata - rata = \frac{\Sigma error\ total}{n\ data}$			0.21

Dari Tabel 16, terlihat rata-rata error hasil pengukuran dan hasil perhitungan memiliki nilai yang cukup besar yaitu 0.21, sehingga persentase rata-rata error pengukuran adalah sebesar 21 %. Jika dibandingkan dengan persentase error rata-rata pengukuran dengan menggunakan 1 buah DCP (3.6 %) maka akurasi pengukuran yang terjadi dengan menggunakan 4 DCP mengalami penurunan yang sangat besar. Namun hasil perhitungan akurasi pada tabel 16 di atas sudah tidak dapat kita gunakan untuk mengetahui besarnya error yang terjadi selama pengukuran. Hal ini karena pengaruh dari koneksi bertingkat yang dilakukan antar DCP. Koneksi bertingkat ini membuat terjadinya penambahan beban bagi masing-masing pin RW dari DCP, sehingga membuat nilai tegangan pada pin RW tidak sesuai dengan pengaturan nilai WCR yang diberikan. Berikut adalah tabel pengukuran tegangan pada pin RW pada DCP0, DCP1 dan DCP3 dengan beban dan tanpa beban dengan menggunakan multimeter.

Tabel 17. Hasil Pengukuran Tenggangan VRW Per DCP

Sinyal EKG	Vout Terukur (V)				Vout Hasil Perhitungan VRH1 = 1.92 VRH2 = 0.71			
	Tanpa Beban			Deng an Beban	R W 0	R W 1	R W 2	R W 0
	R W 0	R W 1	R W 2					
Lead I	2.53	0.99	0.39	1.92	0.71	0.2	2.52	0.96
Lead II	2.53	0.99	0.39	1.92	0.71	0.2	2.52	0.96
Lead III	2.53	0.99	0.39	1.92	0.71	0.2	2.52	0.96

Sehingga untuk menentukan besarnya *error* yang terjadi seharusnya menggunakan persamaan (10) sampai persamaan (13) yang dalam penelitian ini belum terealisasi karena keterbatasan waktu penelitian.

2. Low Pass Filter (LPF)

Berdasarkan data hasil pengujian IC X9259 (Gambar 33) terlihat sinyal elektrokardiogram yang dihasilkan memiliki komponen sinyal lain selain sinyal asli (*noise*). Oleh karena itu *low pass filter* dalam perancangan ini bertujuan untuk mereduksi *noise* yang terjadi saat penggunaan keempat potensiometer digital secara bersamaan.

Low pass filter yang digunakan dalam perancangan ini dibangun oleh kapasitor 0.47 μF dan resistor 3.3 k Ω . Sehingga dengan menggunakan persamaan (16) frekuensi cut off dari *low pass filter* ini adalah sebesar 102.61 Hz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi(3.3 \text{ k})(0.47 \mu)} = 102.61 \text{ Hz}$$

Pengujian blok *low pass filter* ini dilakukan dengan menggunakan rangkaian yang sama dengan pengujian pelemahan amplitudo sinyal elektrokardiogram dengan 4 buah DCP dan menggunakan pengaturan

WCR0=WCR1=WCR2= 0x80. Berikut adalah data hasil pengujian dari blok *low pass filter*:



Gambar 34. Data Pengujian *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cut Off* 102.61Hz

Dari data pengujian gambar 34 terlihat bahwa *noise* yang terjadi sebelumnya (Gambar 33) telah tereduksi oleh *low pass filter*. Hal ini menunjukkan bahwa *low pass filter* bekerja sesuai fungsinya.

Pemilihan *low pass filter* dengan frekuensi cut off 102.61 Hz ini dilakukan berdasarkan beberapa pengujian rangkaian *low pass filter* dengan nilai kapasitor tetap 0.47 μF dan nilai resistor yang divariasikan dengan *range* frekuensi *cut off* yang diuji dari 10 Hz hingga ± 100 Hz. Dari data pengujian dan data gambar sinyal (lihat Lampiran 3) pola sinyal elektrokardiogram telah terbentuk menyerupai pola sinyal elektrokardiogram sebenarnya dengan menggunakan frekuensi *cut off* sebesar 41.30 Hz hingga 102.61 Hz. Namun *noise* yang terjadi pada sinyal elektrokardiogram yang dibangkitkan ini belum tereduksi secara keseluruhan. Dan dengan mengamati besarnya frekuensi sinyal output yang dihasilkan oleh masing-masing pengujian *low*

pass filter dan perulangan pengujian dengan kondisi (tempat) pengukuran yang berbeda low pass filter dengan frekuensi cut off 102.61 memiliki sinyal output yang lebih stabil.

Lead I	0.001	5040 kali	17.15 kali	15
Lead II	0.001			
Lead III	0.001			

A. Pengujian Kalibrator Keseluruhan

Pengujian ini dilakukan terhadap gabungan blok dari rangkaian kalibrator yang ada. Pengujian ini dilakukan untuk melihat tanggapan seluruh rangkaian dengan pengaturan nilai WCR agar didapatkan sinyal elektrokardiogram dengan amplitudo sebesar 0.5 – 4 mVp-p.

1. Penghitungan Pengaturan Nilai WCR

Untuk melihat respon dari rangkaian yang telah dibangun apakah dapat membagikan sinyal elektrokardiogram dengan amplitudo 0.5 – 4 mVp-p terlebih dahulu kita memerlukan perhitungan pengaturan nilai WCR. Perhitungan ini dilakukan dengan pendekatan ideal menggunakan rumusan-rumusan dengan tidak memperhatikan faktor pembebanan akibat penggunaan DCP bertingkat dan noise yang terjadi.

- Diketahui :
- VRW3 = 0.5 – 4 mVp-p
- VRH0 = 5.04 Volt DC
- WCR3_{maks} :
- Lead I = 150; Lead II= 150;
- Lead III = 145
- WCR3_{min} :
- Lead I = 21; Lead II= 5;
- Lead III = 26

Dari perhitungan yang dilakukan didapatkan tabel-tabel data hasil perhitungan berikut :

Tabel 18. Data Hasil Perhitungan Untuk VRW3 = 0.5 mVp-p

Sinyal EKG	VRH3 (V)	Attenuasi Total	Attenuasi Per DCP	Nilai WCR
------------	----------	-----------------	-------------------	-----------

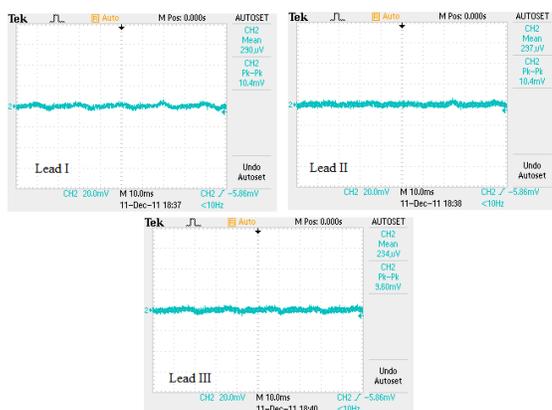
Tabel 19. Data Hasil Perhitungan Untuk VRW3 = 4 mVp-p

Sinyal EKG	VRH3 (V)	Attenuasi Total	Attenuasi Per DCP	Nilai WCR
Lead I	0.008	630 kali	8.57 kali	30
Lead II	0.007	720 kali	8.96 kali	29
Lead III	0.009	560 kali	8.24 kali	31

2. Hasil Pengujian



Gambar 35. Data Hasil Pengujian Untuk VRW = 0.5 mVp-p



Gambar 36. Data Hasil Pengujian Untuk VRW = 4 mVp-p

3. Pembahasan

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menghasilkan sebuah kalibrator eksternal elektrokardiograf dengan amplitudo sinyal keluaran pulsa jantung sebesar 0.5 – 4 mVp-p. Dari penelitian yang telah dilakukan dan berdasarkan data-data hasil pengujian yang ada, didapatkan sebuah *hardware* yang dapat menghasilkan sinyal elektrokardiogram *lead I*, *lead II* dan *lead III*. Akan tetapi *hardware* hasil penelitian ini belum memenuhi syarat sebagai kalibrator eksternal elektrokardiograf karena amplitudo sinyal elektrokardiogram yang dihasilkan belum mencapai spesifikasi sinyal jantung standar yaitu 0.5 – 4mVp-p.

Dari data hasil pengujian Gambar 35 dan 36, untuk sinyal elektroardiogram dengan amplitudo sinyal berkisar 0.5 – 4 mVp-p tidak dapat ditampilkan pada osiloskop. Hal ini terjadi karena besarnya amplitudo sinyal elektrokardiogram yang ingin dicapai (0.5 – 4 mVp-p) lebih kecil daripada besarnya amplitudo derau putih (*white noise*) yang terjadi pada rangkaian. *White noise* pada umumnya merupakan *noise* yang memiliki amplitudo ≥ 10 mV dan berfrekuensi ≥ 10 KHz. Sehingga osiloskop

cenderung menampilkan sinyal yang memiliki amplitudo lebih besar yaitu, *white noise*. *White noise* yang terjadi pada *hardware* ini disebabkan oleh penggunaan catu daya DC yang berasal dari AVR Dragon (tidak murni catu daya DC masih mengandung komponen AC). Oleh sebab itu untuk penelitian selanjutnya maka dalam perancangannya harus menggunakan catu daya DC murni seperti baterai dan membuat filter khusus untuk menghilangkan *white noise*.

Seperti yang telah diuraikan sebelumnya pada Bab III, salah satu cara untuk menentukan tingkat keberhasilan dari kalibrator ini adalah dengan membandingkan pola sinyal dan amplitudo sinyal yang dihasilkan dengan pola sinyal dan amplitudo sinyal yang telah dihasilkan oleh alat simulator dan kalibrator karya saudara Dewi Nurlatifah. Sebagai catatan tambahan dalam penelitian saudara Dewi Nurlatifah, output dari mikrokontroller (data sampling) diumpankan ke *digital-to-analog converter* (DAC) terlebih dahulu hingga akhirnya dilemahkan oleh *attenuator*. Berikut adalah tabel hasil pengamatan output kalibrator milik saudara Dewi Nurlatifah

Tabel 20. Data Hasil Penelitian Saudari Dewi Nurlatifah

Sinyal Output		Vp-p (mV)	f (Hz)	T (ms)
PO1	Lead I	3600	2.2	450
PO2		32	2.2	450

PO1	Lead 2		4480	2.2	450
			36	2.2	450
PO2	Lead 2		4480	2.2	450
			42	2.2	450

Lead I	24.6	<10
Lead II	26.4	<10
Lead III	18.4	<10

Keterangan :

PO1 adalah *port* output DAC

PO2 adalah *port* output *attenuator*

Sebagai data pembanding hasil penelitian saat ini dengan penelitian saudara Dewi Nurlatifah pada Tabel 20 di atas dilakukan maka beberapa pengujian dengan memvariasikan nilai pengaturan WCR (138 (0x8a), 128 (0x80), 122 (0x7a), 112 (0x70), 106 (0x6a), 96 (0x60), 90 (0x5a), 80 (0x50), 74 (0x4a), 64 (0x40), 58 (0x3a) dan 48 (0x30)) dimana WCR0=WCR1=WCR2. Dan dari pengujian yang dilakukan sinyal elektrokardiogram masih dapat terlihat pada pengaturan 0x5a (dalam desimal adalah 90). Berikut adalah tabel data hasil pengujian dengan menggunakan WCR0=WCR1=WCR2=0x50.

Tabel 21. Data Hasil Pengujian kalibrator Hasil Rancang Bangun dengan WCR0=WCR1=WCR2=0x5a

Sinyal EKG	Vp-p (mV)	f (Hz)

Jika data hasil pengujian pada Tabel 21 dibandingkan dengan data pada Tabel 20, maka pada penelitian ini telah didapatkan *hardware* pembangkit sinyal elektrokardiogram dengan amplitudo sinyal yang lebih kecil dari penelitian sebelumnya, yaitu sebesar 18.4 – 26.4 mVp-p dengan frekuensi <10 Hz.

Adapun besarnya pelemahan yang dilakukan oleh IC X9259 dengan pengaturan nilai WCR0=WCR1=WCR2=0x5a dalam penelitian ini dapat diketahui dengan mengukur besarnya nilai tegangan pada pin RH3. Dari pengukuran tegangan VRH3 dengan menggunakan multimeter didapatkan data berikut :

Tabel 22. Pelemahan yang Berhasil Dilakukan

Sinyal EKG	VRH0 (V)	VRH3 (mV)	Attenuasi = $\frac{VRH0}{VRH3}$
Lead I	5.04	68.9	73.15 kali

Lead II	5.04	75.8	66.49 kali
Lead III	5.04	69.0	73.04 kali

Dari data pada Tabel 22 di atas diketahui bahwa pelemahan terbaik yang dapat dilakukan IC X9259 pada penelitian ini adalah sebanyak 66 - 73 kali. Untuk pelemahan di bawah nilai pengaturan WCR tersebut (0x5a) sebenarnya masih dapat dilakukan namun semakin kecil amplitudo sinyal elektrokardiogram yang dihasilkan semakin terlihat *white noise* yang terjadi hingga menghilangkan sinyal informasi (bentuk gelombang PQRST) dari sinyal elektrokardiogram yang dibangkitkan.

V. KESIMPULAN DAN SARAN

A. Simpulan

1. *Hardware* hasil rancang bangun dalam penelitian ini telah berhasil membangkitkan sinyal elektrokardiogram *lead I*, *lead II* dan *lead III*, namun belum dapat berfungsi sebagai kalibrator.
2. Amplitudo sinyal elektrokardiogram yang dibangkitkan oleh *hardware* hasil rancang bangun berkisar antara 18.4 – 26.4 mVp-p. Nilai ini belum sesuai dengan amplitudo sinyal input perangkat elektrokardiogram standar, yaitu 0.5 – 4 mVp-p.
3. Penggunaan mikrokontroler ATmega8535 mampu membangkitkan sinyal elektrokardiogram melalui pemrograman yang terintegrasi dengan IC X9259.
4. Penggunaan IC X9259 mampu melakukan pelemahan tegangan referensi sebanyak 66-73 kali dan mampu menghasilkan sinyal elektrokardiogram dengan amplitudo sinyal lebih kecil dari penelitian sebelumnya.

B. Saran

1. Melakukan perancangan filter untuk menghilangkan *white noise* dengan menggunakan komponen-komponen yang memiliki toleransi $\leq 1\%$ dan menggunakan sumber DC murni seperti baterai, akumulator dan sebagainya.
2. Menggunakan IC *direct digital synthesizer* (DDS) sebagai pembangkit sinyal elektrokardiogram menggantikan fungsi dari mikrokontroler ATMEGA8535 karena IC ini didesain memiliki fungsi khusus sebagai pembangkit sinyal.

Dalam pengukuran menggunakan osiloskop perlu memperhatikan letak dari alat pengukuran, usahakan melakukan pengukuran jauh dari alat-alat elektronik yang dapat memancarkan sinyal seperti televisi, radio dan sebagainya karena dapat mempengaruhi tampilan hasil pengukuran pada osiloskop.

Daftar Pustaka:

- [1] Atwood, Sandra. 1996. *Pengenalan Dasar Disritmia Jantung*. Yogyakarta. Gajah Mada Press
- [2] Khandpur. 1997. *Handbook of Biomedical Instrumentation*. New Delhi. Tata McGraw-Hill Publishing Company Limited
- [3] Gabriel. J.F. 1998. *Fisika Kedokteran*. Bali. EGC
- [4] Webster, G. John. 1998. *Medical Instrumentation*. Canada. John Wiley and sons, Inc.
- [5] Nurlatifah, Dewi. 2007. *Rancang Bangun Simulator Dan Kalibrator Eksternal Untuk Elektrokardiograf Berbasis Mikrokontroler ATmega8535*. Skripsi. Bandar Lampung. Universitas Lampung
- [6] Romlan. 2006. *Rancang Bangun Alat Kalibrasi EKG Berbasis Mikrokontroler AT89C51*. Skripsi. Bandar Lampung. Universitas Lampung

- [7] Wardhana, Lingga. 2006. *Mikrokontroler AVR Seri ATMEGA8535*. Yogyakarta.
- [8] Ekananda, Yudhi. 2008. *Penggunaan Filter Adaptif Algoritma Least Mean Square (Lms) Sebagai Salah Satu Cara Untuk Mengatasi Baseline Wandering Pada Sinyal Elektrokardiogram*. Institut Teknologi Telkom. www.digilib.itelkom.ac.id
- [9] Atmel®. 2006. *ATmega8535*. Atmel Corporation, USA.
- [10] Intersil®. 2007. *X9259 Single Supply/Low Power/256-Tap/2-Wire Bus*. Intersil Inc. USA
- [11] McComb, Gordon and Earl Boysen. 2005. *Electronics For Dummies*. Wiley Publishing, Inc, Indiana.
- [12] Tim Laboratorium Teknik Telekomunikasi. 2007. *Modul Praktikum Dasar Telekomunikasi*. Bandar Lampung. Universitas Lampung.
- [13] Daryanto, Drs. 2005. *Pengetahuan Teknik Elektronika*. Jakarta. Bumi Aksara
- [14] http://en.wikipedia.org/wiki/Voltage_divider. Diakses 10 Desember 2011 Pukul 10.39