



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Jalan MT Haryono 167 Telp & Fax. 0341 554166 Malang 65145

**KODE
PJ-01**

**PENGESAHAN
PUBLIKASI HASIL PENELITIAN SKRIPSI
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNIK UNIVERSITAS BRAWIJAYA**

NAMA : FIFO SIDHERIAL
NIM : 115060309111013 - 63
PROGRAM STUDI : TEKNIK ELEKTRONIKA
**JUDUL SKRIPSI : ELEKTROKARDIOGRAF 1-LEAD DENGAN TAMPILAN TELEVISI
BERBASIS ARM LPC2138 UNTUK SISTEM MONITORING**

TELAH DI-REVIEW DAN DISETUJUI ISINYA OLEH:

Pembimbing 1

Pembimbing 2

Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc
NIP. 19590304 198903 1 001

Eka Maulana, ST., MT., M.Eng
NIK. 841130 06 1 1 0280

**ELEKTROKARDIOGRAF 1-LEAD DENGAN TAMPILAN TELEVISI
BERBASIS ARM LPC2138 UNTUK SISTEM MONITORING**

Publikasi Jurnal Skripsi



Disusun Oleh :

FIFO SIDHERIAL

NIM : 115060309111013 - 63

**KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
MALANG
2013**

ELEKTROKARDIOGRAF 1-LEAD DENGAN TAMPILAN TELEVISI BERBASIS ARM LPC 2138 UNTUK SISTEM MONITORING

Fifo Sidherial¹, Ponco Siwindarto², Eka Maulana²

Abstrak— ECG merupakan instrumen medis yang dibutuhkan oleh para medis untuk memperoleh informasi tentang kerja fungsi jantung seseorang. Tujuan dari ECG ini adalah meminimalkan harga untuk mengetahui fungsi jantung seseorang.

Sebagai tampilan pada alat ECG, dipergunakan pesawat televisi karena perangkat elektronik tersebut sudah menjadi kebutuhan masyarakat banyak dari berbagai tingkat strata ekonomi. ECG berfungsi sebagai pendiagnosa awal masalah pada jantung dengan merekam sinyal ECG 3-lead.

Instrumen ini akan menyediakan pengukuran ECG yang terjangkau bagi kalangan masyarakat menengah ke bawah. Alat ini terdiri dari sebuah 'bio-amplifier' yang menguatkan sinyal-sinyal gelombang listrik yang berasal dari jantung (*biopotential*). Sinyal tersebut dipengaruhi oleh banyak sinyal yang berasal dari banyak sumber diluar tubuh manusia yang sedang di amati. Sinyal ini diperkecil oleh sebuah 'filter' yang dihubungkan pada output bio-amplifier. Output dari filter diproses oleh mikrokontroler LPC 2138 yang mengkonversi sinyal analog ECG menjadi sinyal digital ECG melalui ADC internal, kemudian diubah menjadi video bit stream pada modul internal Synchronous Serial Port (SSP).

Untuk membentuk sinyal video komposit selain sinyal video bit stream, diperlukan sinyal sinkronisasi. Untuk ini blok PWM internal berfungsi menghasilkan sinyal sinkronisasi. Gabungan dari kedua sinyal ini merupakan sinyal video komposit yang siap ditampilkan pada layar TV melalui saluran Audio Video (AV).

Kata Kunci— ARM Based Microcontroler LPC2138, ECG, Televisi

I. PENDAHULUAN

Penyakit jantung merupakan salah satu penyebab kematian terbesar di negara maju dan berkembang termasuk Indonesia. Data dari *National Vital Statistics Reports 2009* menunjukkan bahwa penyakit jantung menduduki peringkat pertama dari 15 penyakit yang menyebabkan kematian terbanyak di Amerika Serikat dengan tingkat kematian 195 orang per 100.000 populasi. Dari data yang dilaporkan oleh Yayasan Jantung Indonesia, kasus penyakit jantung merupakan

penyebab pertama dari seluruh kematian di Indonesia, yakni mencapai 26,8%. Penyakit jantung tersebut di antaranya adalah tumor jantung, gangguan otot jantung, gangguan jantung bawaan (*kongenital*), *thrombus*, serta serangan jantung.[1]

Sejumlah gejala yang terkait dengan gangguan jantung perlu dikenali sejak dini agar penderita segera mendapat pengobatan secara cepat dan efektif. Tanpa bantuan alat gejala-gejala penyakit jantung dapat dideteksi seperti nyeri di dada, berdebar-debar, cepat letih, sesak napas, ada riwayat sering pingsan, sesak bila tidur terlentang, beberapa organ tubuh membiru, serta perut dan bagian kaki membengkak. Namun, gejala-gejala tersebut tidak spesifik dapat mendeteksi penyakit jantung. Untuk mendeteksi lebih rinci diperlukan pemeriksaan darah dan elektrokardiograf. Elektrokardiograf (EKG) atau ECG merupakan instrumen medis yang dibutuhkan oleh para medis untuk mengukur sinyal biopotensial jantung sehingga diperoleh informasi tentang kerja fungsi jantung seseorang. [2]

Seperti diketahui, Puskesmas merupakan salah satu fasilitas sosial kesehatan yang penting dan terdekat bagi masyarakat. Namun demikian, puskesmas memiliki permasalahan dalam penyediaan alat-alat medis seperti EKG karena terkendala oleh biaya pengadaan dan tenaga ahli medis dalam pengoperasiannya sebagaimana yang dialami oleh Puskesmas Tumpang Kabupaten Malang. Karena permasalahan tersebut, dirancang terobosan teknologi yaitu Elektrokardiograf (EKG) yang murah serta mudah dalam pengoperasiannya dengan memanfaatkan televisi sebagai media tampilan sinyal EKG.

EKG yang dirancang sangat mudah dalam pengoperasiannya yaitu menghubungkan EKG yang terhubung dengan pasien melalui elektroda dan menghubungkan output EKG dengan input AV (*audio video*) pada televisi. EKG yang dikembangkan diharapkan dapat berfungsi sebagai alat bantu diagnosis awal masalah pada jantung dengan merekam sinyal elektrokardiograf 1 *lead*. Instrumen ini akan menyediakan pengukuran Elektrokardiograf yang terjangkau bagi puskesmas dan masyarakat menengah ke bawah

Fifo Sidherial adalah mahasiswa Teknik Elektro Universitas Brawijaya, Malang, Indonesia (no telepon korespondensi penulis 085736082755; email fifo_elektronik@yahoo.com)

Ponco Siwindarto adalah dosen Teknik Elektro Universitas Brawijaya, Malang, Indonesia

Eka Maulana adalah dosen Teknik Elektro Universitas Brawijaya, Malang, Indonesia

II. ELEKTROKARDIOGRAF

Electrocardiogram (ECG) merupakan sinyal fisiologis yang dihasilkan oleh aktifitas kelistrikan jantung. Sinyal ini direkam menggunakan perangkat *electrocardiograph*

Elektrokardiograf atau EKG adalah suatu alat dengan elektrode yang terpasang di permukaan kulit yang digunakan untuk mengamati aktivitas listrik otot jantung. Untuk mendapatkan sinyal jantung manusia dilakukan dengan cara penempelan sadapan di tubuh manusia. Pengukuran ECG ini adalah pengukuran sinyal listrik dari kulit tubuh. Sinyal listrik ini ditimbulkan karena aliran darah yang dipompa oleh jantung. Dari permukaan kulit di dada atau kulit di kaki dan tangan sudah bisa mewakili sinyal jantung. Beda antara peletakan sadapan ECG di dada dan di tangan dan kaki adalah hanya pada besar dan kecilnya (amplitudo) dari sinyal, sedangkan bentuk sinyalnya tetap sama. [3]

III. METODOLOGI

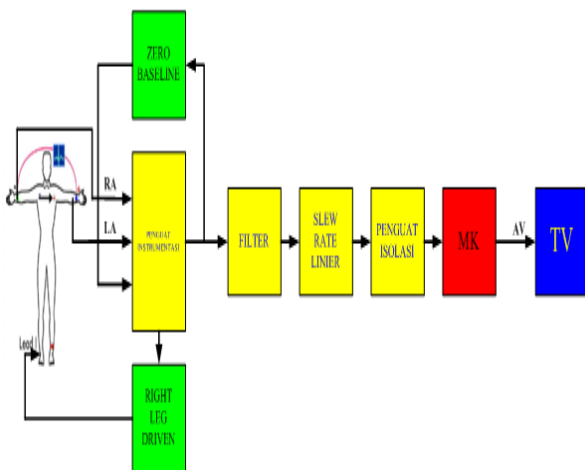
A. Spesifikasi Alat:

Spesifikasi alat yang dirancang yaitu

1. Rentang (range) tegangan masukan dengan amplitudo -2V sampai +5mV
2. CMRR range lebih besar dari 120 dB
3. Respon frekuensi masukan dengan rentang frekuensi 0,05-150 Hz
4. Penguatan total 1000 kali atau 60 dB
5. Penguatan dan filter yang digunakan adalah analog
6. Menggunakan mikrokontroler 32 bit LPC2138
7. Penapisan dengan filter analog menggunakan IC UAF42 dari Burn-Brown.

B. Diagram Blok Sistem

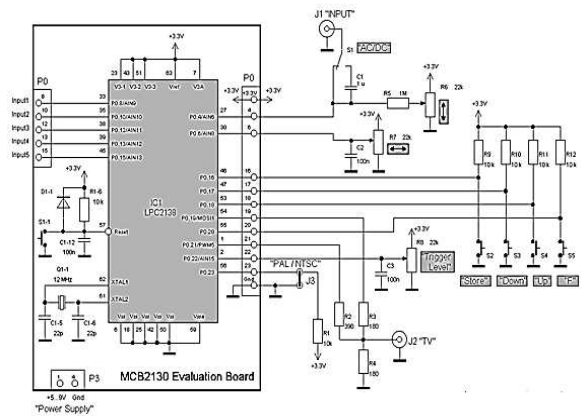
Diagram blok perancangan *hardware* sistem secara keseluruhan ditunjukkan dalam Gambar 1



Gambar 1. Diagram Blok Sistem

C. Perancangan Rangkaian Sistem Mikrokontroler LPC2138

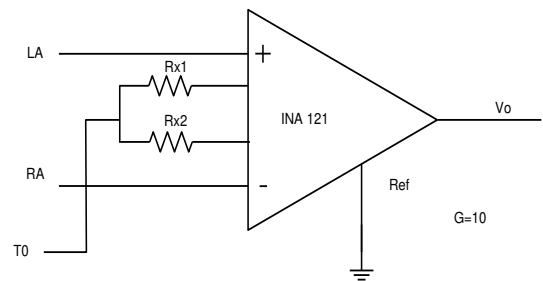
Rangkaian system mikrokontroler LPC2138 ditunjukkan dalam Gambar 2.



Gambar 2. Rangkaian Sistem Mikrokontroler LPC2138

D. Perancangan Rangkaian Penguat Instrumentasi

Untuk mendapatkan penguatan (G) =10 maka besar $R_G = 5,6K\Omega$ dan nilai $R_{X1}=R_{X2}=R_G/2=2,8K\Omega$ Dalam realisasinya digunakan resistor $2.7K\Omega$ dengan toleransi 1%. Rangkaian ditunjukkan dalam Gambar 3

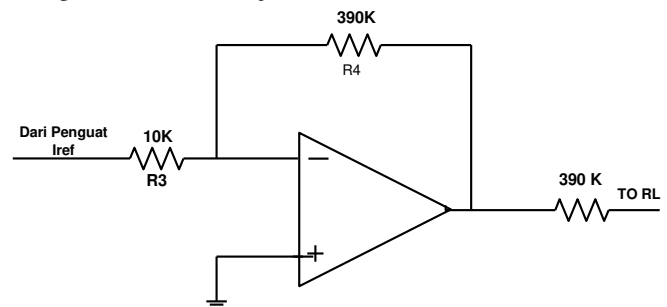


Driven Right Leg

Gambar 3. Rangkaian Penguat Instrumentasi

E. Perancangan Rangkaian Driven Right Leg

Dari catatan aplikasi (*Aplication Note*) besarnya penguatan *DRL* adalah sebesar 88 kali. Realisasi rangkaian *DRL* ditunjukkan dalam Gambar 4



Gambar 4. Rangkaian Driven Right Leg (DRL)

Besarnya rangkaian *Driven Right Leg* ditunjukkan dalam persamaan 1

$$A_v = - \frac{R_4}{R_3} \quad (1)$$

Dengan menentukan $A_v = 39$ kali dan besarnya R_4 ditentukan $390 K\Omega$ maka besar $R_3 = 10 K\Omega$.

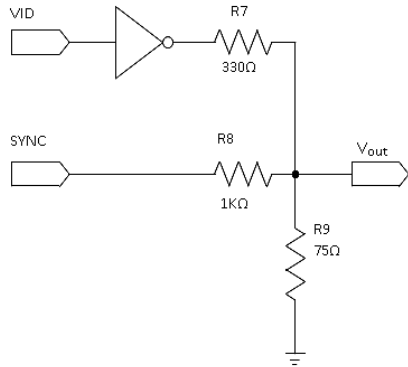
F. Perancangan Rangkaian R-Matrik

Diasumsikan $V_{OH} = V_{DD} = 5V$, dan ditentukan bahwa $R_3 = 75\Omega$ dan $R_1 = 430\Omega$ dan $R_2 = 1k\Omega$ menggunakan persamaan 2 dan persamaan 3. Rangkaian ditunjukkan dalam Gambar 5.

$$V_{white} = \frac{R9}{R7 // R8 + R9} V_{OH} \quad (2)$$

$$V_{Black} = \frac{R7 // R9}{R7 // R9 + R8} V_{OH} \quad (3)$$

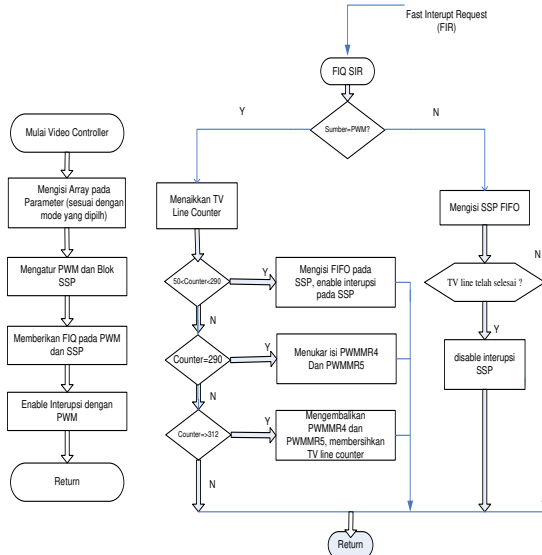
Dari perhitungan tersebut maka didapat $V_{white} = 1$ dan $V_{black} = 0,3$.



Gambar 5. Rangkaian R-Matrik

G. Perancangan Perangkat Lunak Mikrokontroler

Perancangan perangkat lunak pada mikrokontroler menggunakan bahasa C dengan *compiler program MicroVision*. Untuk memberikan gambaran umum jalannya program, terdapat *flowchart* seperti ditunjukkan dalam Gambar 6.



Gambar 6. Flowchart Pemrograman

H. Pengujian Alat

Pengujian yang dilakukan meliputi:

- 1) Pengujian rangkaian Penguat Instrumentasi
Pengujian rangkaian penguat instrumentasi untuk mendapatkan kurva respon frekuensi.
- 2) Pengujian rangkaian Filter *High Pass*
Pengujian rangkaian untuk mendapatkan kurva respon frekuensi.
- 3) Pengujian rangkaian Filter *Low Pass*

Pengujian rangkaian filter *Low pass* untuk mendapatkan kurva respon frekuensi.

4) Pengujian rangkaian Filter *Notch*

Pengujian rangkaian filter *Notch* untuk mendapatkan kurva respon frekuensi

5) Pengujian keseluruhan sistem

Pengujian keseluruhan sistem dilakukan dengan menguji kerja sistem apakah sesuai dengan perancangan

IV. HASIL DAN ANALISIS

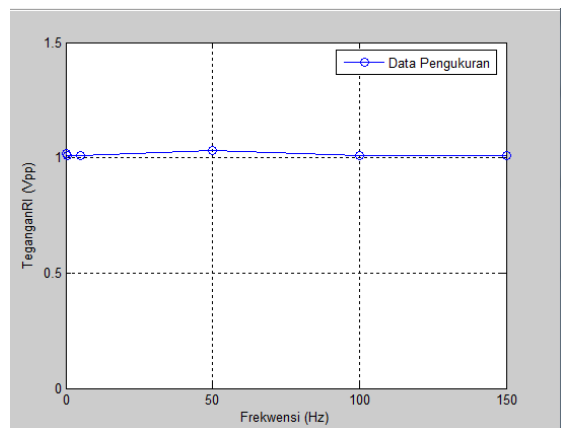
Dari hasil pengujian yang diperoleh, dilakukan analisis untuk mengetahui apakah realisasi sistem telah sesuai dengan perencanaan. Pengujian yang dilakukan meliputi:

1) Pengujian rangkaian Penguat Instrumentasi

Pada rangkaian penguat instrumentasi ini direncanakan berpenguatan sebesar 10 kali dengan hasil pengujian sebagai berikut seperti ditunjukkan dalam Tabel 1 dan dalam Gambar 7

Tabel 1. Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi

Vin (Vp-p)	Frekuensi (Hz)	Vout(Vp-p)	Penguatan
100mV	0,05	1,02V	10,2
100mV	0,5	1,01V	10,1
100mV	5	1,01V	10,1
100mV	50	1,03V	10,3
100mV	100	1,01V	10,1
100mV	150	1,01V	10,1
Rata-rata			10,12



Gambar 7. Grafik Pengujian rangkaian Penguat Instrumentasi

Data Perhitungan rata-rata = 10 kali

Data Pengukuran rata-rata = 10,12 kali

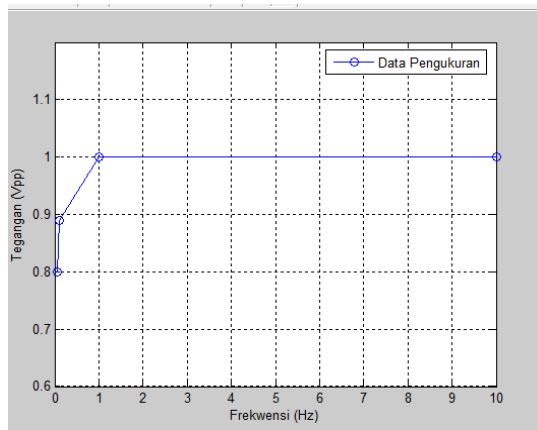
$$\text{Error rata-rata} = \left| \frac{10 - 10,12}{10} \right| \times 100\% = 1,2\%$$

2) Pengujian rangkaian Filter High Pass

Rangkaian filter ini dirancang untuk menapis frekuensi rendah dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0,05 Hz. Hasil pengujian ditunjukkan dalam tabel 2

Tabel 2. Pengujian Rangkaian Filter High Pass

Vin (V)	Frekuensi (Hz)	Vout (V)
1	0,05	0,8
1	0,10	0,89
1	1	1
1	10	1
1	100	1
1	1000	1



Gambar 8. Grafik Pengujian Filter High Pass

Dari tabel 3.2 dan dalam Gambar 3.2 dapat disimpulkan bahwa frekuensi *cut-off* (-3dB) rangkaian filter *high pass* berada pada frekuensi 0,049 Hz. Amplitudo sinyal keluaran mulai naik tajam pada frekuensi masukan sebesar 1 Hz.

Data Perhitungan rata-rata = 0,05 Hz

Data Pengukuran rata-rata = 0,049 Hz

$$\text{Error rata-rata} = \left| \frac{0,049 - 0,05}{0,049} \right| \times 100\% = 0,01\%$$

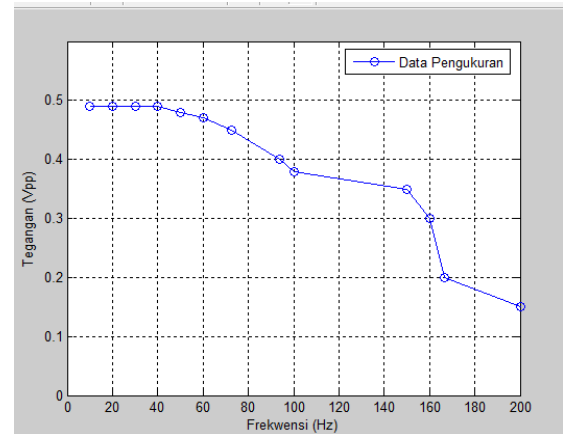
3) Pengujian rangkaian Filter Low Pass

Rangkaian filter ini dirancang untuk menapis frekuensi tinggi dengan frekuensi *cut-off* sebesar 150 Hz. Hasil pengujian ditunjukkan dalam Tabel 3 dan dalam Gambar 9.

Tabel 3. Pengujian Filter Low Pass

Vin (V)	Frekuensi (Hz)	Vout (V)
0,5	200	0,15
0,5	166,67	0,20
0,5	160	0,30

0,5	150	0,35
0,5	100	0,38
0,5	93,75	0,40
0,5	60	0,47
0,5	50	0,48
0,5	40	0,49
0,5	30	0,49
0,5	20	0,49
0,5	10	0,49



Gambar 9. Grafik Pengujian Filter Low Pass

Dari tabel 3.3 dan dalam Gambar 3.3 dapat disimpulkan bahwa frekuensi *cut-off* (-3dB) rangkaian filter *Low Pass* berada pada frekuensi 152,2 Hz. Amplitudo sinyal keluaran mulai naik tajam pada frekuensi masukan sebesar 1 Hz.

Data Perhitungan rata-rata = 150 Hz

Data Pengukuran rata-rata = 150,2 Hz

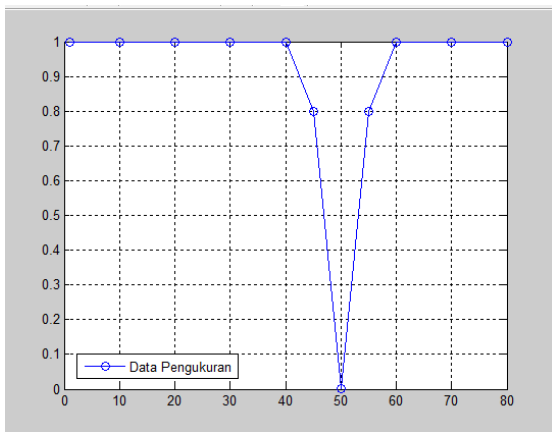
$$\text{Error rata-rata} = \left| \frac{150 - 152,2}{150} \right| \times 100\% = 0,01\%$$

4) Pengujian rangkaian Filter Notch

Rangkaian filter ini dirancang untuk menapis frekuensi sebesar 0,05 Hz dari tegangan jala-jala. Hasil pengujian ditunjukkan dalam Tabel 3.4 dan dalam Gambar 10.

Tabel 3.4. Pengujian Filter Notch

Vin (V)	Frekuensi (Hz)	Vout (V)
1	1	1
1	10	1
1	20	1
1	30	1
1	40	1
1	45	0,8
1	50	0,001
1	55	0,8
1	60	1
1	70	1
1	80	1



Gambar 10. Grafik Pengujian Filter Notch

Data Perhitungan rata-rata = 150 Hz

Data Pengukuran rata-rata = 150,2 Hz

$$\text{Error rata-rata} = \left| \frac{150 - 152,2}{150} \right| \times 100\% = 0,01\%$$

5) Pengujian rangkaian Keseluruhan

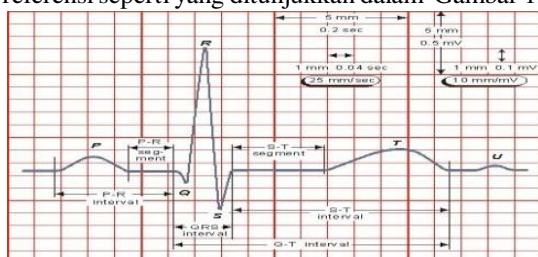
Pada pengujian rangkaian keseluruhan dibutuhkan prosedur pengoperasian alat agar gambar sinyal ECG pada televisi terlihat jelas. Prosedur pengujian tersebut adalah sebagai berikut :

1. Pasien dihubungkan dengan sensor elektroda
2. Output ECG dihubungkan dengan *video sender*, kemudian nyalakan *video sender*.
3. TV *dituning* pada kanal VHF sehingga diterima pola sinyal ECG di layar TV, seperti ditunjukkan dalam Gambar 11.



Gambar 11. Sinyal ECG pada Layar Televisi

4. Untuk menganalisa kinerja dari alat secara keseluruhan diperlukan pengamatan bentuk sinyal keluaran ECG pada layar televisi dengan sinyal ECG referensi seperti yang ditunjukkan dalam Gambar 12



Gambar 12. Sinyal ECG Referensi []

dan didapat hasil pengujian sebagai berikut :

1. Gelombang P mempunyai amplitudo kurang dari 0,3 mVolt dan perioda kurang dari 0,11 detik. Pada layar televisi gelombang P mempunyai amplitudo 0,25 mVolt dan perioda 0,18 detik.
2. Gelombang Q mempunyai amplitudo sebesar minus 25% dari amplitudo gelombang R. Pada layar televisi gelombang Q mempunyai amplitudo minus 5%
3. Gelombang R mempunyai amplitudo maksimum 3 mVolt. Pada layar televisi Gelombang R mempunyai amplitudo 2,5 mVolt.
- 4 Gelombang S merupakan defleksi negatif sesudah gelombang R.
- 5 Kompleks QRS terdiri dari gelombang Q, R, dan S yang memiliki perioda rata-rata 0,08 detik. Pada layar televisi kompleks QRS memiliki perioda rata-rata 0,07 detik.
- 6 Gelombang T mempunyai amplitudo minimum 0,1 mVolt. Pada layar televisi gelombang T mempunyai amplitudo minimum 0,15 mVolt.
- 7 Segment ST mempunyai perioda 0,32. Sedangkan pada layar televisi segment ST mempunyai perioda 0,36 detik.

V. KESIMPULAN

Berdasarkan perencanaan, pembuatan dan pengujian yang telah dilakukan terhadap alat baik pengujian pada sub-sistem maupun pengujian seluruh sistem, maka dapat disusun kesimpulan sebagai berikut:

1. Penggunaan Penguat Instrumentasi INA121 memberikan respon frekuensi yang datar antara frekuensi 0,05 Hz- 150 Hz dengan :
2. Pengkondisi sinyal yang terdiri atas Filter High Pass, Filter Low, Filter Notch dengan menggunakan UAF 42 mampu memberikan kinerja yang cukup baik yaitu dapat dilihat dari kecilnya nilai error frekuensi kritis antara nilai rancangan dengan nilai hasil pengukuran dan deformasi sinyal hampir tidak ada. Seperti ditunjukkan dalam bab III pengujian rangkaian filter.
3. Kesalahan terbesar terjadi pada pengukuran gelombang Q, dimana besar gelombang pada referensi adalah minus 25%, sedangkan pada layar televisi minus 5%.
4. Waktu sampling kurang besar (100mS), sehingga pola ECG pada layar TV relatif kurang detil. Namun jika *scanning time* diperbesar akan menampilkan pola gambar yang kasar atau beresolusi rendah. Disini diperlukan algoritma pemrograman yang lebih baik.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Kochanek, Kenneth D.2011. *Deaths: Final Data For 2009*. National Vital Statistic Reports. Volume 60, Number 3 December 29, 2011
- [2] Webster, John G, 2005, *Medical Instrumentation Application and Design*, New Jersey :John Wiley & Sons

- [3] D.Jennings Flint.Turton and LDM. Nokes,1995, *Introduction to Medical Electronics Aplications*, London: Little, Brown and Company
- [4] Grob, Bernard, 1991, *Sistem Televisi dan Video*, Alih Bahasa Ir Sahat Pakpahan.,Jakarta:Erlangga
- [5] Robert Coughlin, Fredrick F Driscoll, 1987, *Penguat Operational dan Rangkaian Terpadu Linear*, Jakarta: Erlangga.