

Diterima: 30 Juni 2015, Direvisi: 1 Juli 2015, Diterbitkan 31 Juli 2015



## DESAIN DAN IMPLEMENTASI PERANCANGAN ELEKTROKARDIOGRAF (EKG) BERBASIS BLUETOOTH

Dian Permana<sup>1)</sup>, Mada Sanjaya W.S.<sup>1,2)</sup>, Hasniah Aliah<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Sunan Gunung Djati  
Bandung

<sup>2)</sup>Bolabot Techno Robotic Institute, Bandung, Indonesia

E-mail: [permana.dian2012@gmail.com](mailto:permana.dian2012@gmail.com)

### ABSTRAK

*Elektrokardiogram (EKG) adalah suatu sinyal fisiologis yang dihasilkan oleh aktivitas listrik jantung yang diukur dengan menggunakan elektrokardiograf. Sebuah detak jantung normal dapat dilihat dari representasi aktivitas listrik yang memiliki pola gelombang PQRST. Tujuan penelitian untuk mendesain dan mengimplementasikan perancangan alat ukur detak jantung dengan keunggulan menggunakan fitur Bluetooth sebagai transmitter data nirkabel agar lebih efisien. Dari hasil penelitian perancangan EKG telah berhasil dilakukan dengan sistem yang kompatibel pada mikrokontroler Arduino Uno yang diintegrasikan fitur Bluetooth dengan penguat instrumentasi AD620 yang memiliki gain 10, filter frekuensi yang dirancang terdiri dari high pass filter memiliki frekuensi cut-off 0.03 Hz dan Low pass filter 15.92 Hz, desain penguat kedua non-inverting yang ideal dipilih memiliki gain 101, level shifter yang berfungsi untuk menggeser sinyal pembacaan ADC dapat dilakukan mikrokontroler Arduino, data ADC dikonversi pada skala 0-5 volt. Dari hasil pengukuran disimpulkan bahwa perancangan EKG telah berhasil mendapatkan representasi aktivitas detak jantung PQRST yang ditampilkan secara real time pada komputer.*

### Kata Kunci

*Elektrokardiograf; desain dan implementasi; Interface komputer; Bluetooth*

## PENDAHULUAN

Elektrokardiogram (EKG) adalah suatu sinyal fisiologis yang dihasilkan oleh aktivitas listrik jantung. Salah satu informasi penting yang dapat diambil dari sinyal EKG adalah aktivitas kelistrikan jantung yang membentuk gelombang PQRST, Parameter ini biasanya digunakan untuk melihat keadaan jantung normal dan tidak normal.

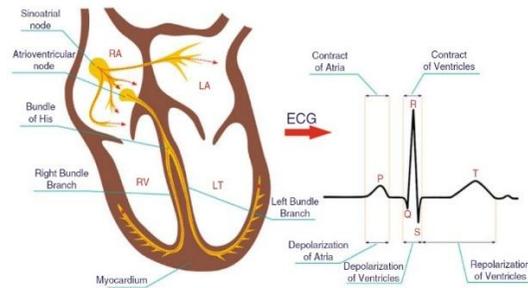
Dalam penelitian sebelumnya telah dibuat EKG portabel [1] penelitian lain merancang EKG berbasis mini LCD fungsi utamanya dipergunakan untuk seorang atlit yang diintegrasikan dengan *interface smartphone* [2].

Fokus permasalahan yang akan di kaji yaitu perancangan EKG portabel yang didesain kompatibel dengan *Mikrokontroller* Arduino menggunakan fitur Bluetooth V3 dengan interface yang mampu ditampilkan pada komputer secara *real time*. Perbedaan mendasar dari EKG yang dibuat sebelumnya adalah sensor elektroda, pengamatan frekuensi, dan *output display* yang dipilih yaitu sistem komputer untuk mempermudah pengolahan data.

## LANDASAN TEORI

### Elektrokardiograf

Elektrokardiogram merupakan sinyal fisiologi yang dihasilkan oleh aktivitas kelistrikan jantung. Sinyal ini direkam dengan perangkat elektrokardiograf, merupakan perangkat keras yang berfungsi mencatat aktifitas listrik dari sebuah jantung. Prinsip kerja elektrokardiograf bekerja dengan mengukur perbedaan potensial listrik pada tubuh manusia. Jantung memiliki parameter fisiologi dengan tegangan 0.1-5.0 (mV) dan frekuensi maksimal pengamatan 300 Hz [3]. Dalam standar *monitoring*, pengamatan *bandwidth* yang digunakan lebih kecil yaitu 0.03-15.92 Hz. Proses terbentuknya gelombang EKG di permukaan dapat diilustrasikan sebagai berikut :

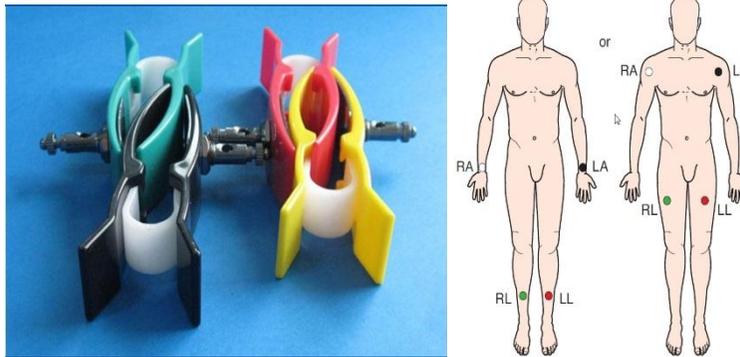


Gambar 1. Ilustrasi terbentuknya aktivitas gelombang denyut jantung[3]

Bioelektrik jantung dibangkitkan dari *SA node* secara spontan, yang terjadi kontrak pada atrium menyebabkan *depolarisasi* atrium (terjadinya perpindahan cepat natrium, bersama dengan melambat *kalsium* ( $Ca^{++}$ ) menyebabkan bagian dalam sel berubah dari negatif ke positif). Depolarisasi ini menghasilkan kontraksi atrium yang membentuk gelombang P. Selanjutnya, konduksi arus listrik ini disalurkan melalui septum interventrikulare (*AV node*) kecepatan konduksi menjadi sangat pelan agar atrium dapat menyelesaikan kontraksinya dulu sebelum *AV node*. Terjadinya depolarisasi miokardium ini menghasilkan kontraksi ventrikel, yang menyebabkan terbentuknya gelombang QRS kompleks. Proses pengukuran detak jantung ini terjadi dengan menjalarnya arus listrik melalui sel konduksi yang disebut berkas bagian atau *serat purkinje* selanjutnya mengalir ke seluruh bagian jantung sehingga membentuk kompleks sinyal EKG di permukaan tubuh. Setelah proses depolarisasi, sel miokard kembali seperti keadaan awal atau dikenal dengan *repolarisasi* (sel memulihkan elektronegativitas agar dapat dirangsang kembali) yang membentuk gelombang T. Pola denyutan jantung ini akan terjadi secara kontinyu dan bergantung pada aktivitas listrik

### Elektroda

Fungsi utama elektroda adalah mendeteksi sinyal listrik jantung yang merambat melalui bagian tubuh. Tujuannya yaitu mengkonversi informasi biologis menjadi sinyal elektrik yang dapat terukur.

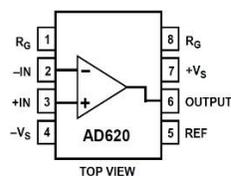


Gambar 2. (a) Elektroda silver chloride (b) Penempatan elektroda[7]

**Gambar 2** menunjukkan elektroda yang digunakan untuk memperoleh sinyal EKG dengan model nomor CKC014 tipe elektroda penjepit ekstremitas. Material cup terbuat dari *silver chloride* memiliki sertifikat CE,ISO13485.Sistem elektroda wilson digunakan dengan menggunakan "*Driven right leg lead*" yang melibatkan jaringan penjumlahan untuk mendapatkan jumlah tegangan dari semua elektroda dan *driving amplifier*, elektrodadi tempatkan pada bagian lengan kanan (*right arm* (RA)), *lengan kiri* (left arm(LA)), kaki kanan (*right leg*(RL)) (Gambar (b)). Efek dari aturan ini adalah untuk memaksa hubungan referensi dikaki kanan dan mengasumsikan tingkat tegangan sama dengan penjumlahan tegangan pada lead lainnya [4]. Selain itu, berfungsi untuk mereduksi *interferensi noise* dan memiliki efek untuk mengurangi aliran arus pada elektroda kaki kanan

### Penguat Instrumentasi

Penguat Instrumentasi merupakan penguat elektronika dengan sambatan arus searah yang memiliki *gain* (faktor penguat / bati).



Gambar 3. *Op-Amp* penguat instrumentasi AD620[5]

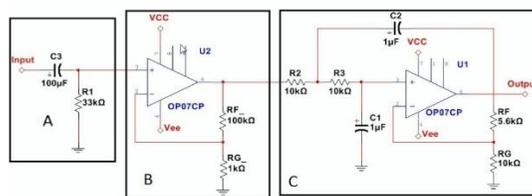
Dasar dari penguat ini merupakan *Op-Amp* yang memiliki 2 *input* dan 1 *output* dimana untuk menentukan seberapa besar penguatan yang dibutuhkan, dapat dihitung dengan menggunakan :

$$G = 1 + \frac{(49.4k\Omega)}{R_G} \quad (1)$$

Dengan  $R_G$  merupakan tahanan luar / resistor. Karakteristik *Op-Amp* ini memiliki CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) yang cukup tinggi dan *gain* sampai 1000 kali penguatan.

### Filter frekuensi

Filter frekuensi merupakan suatu rangkaian listrik yang didesain untuk meneruskan atau menahan sinyal pada daerah frekuensi tertentu.



Gambar 4. (a) High pass filter (b) Penguat kedua non-inverting (c) Low pass filter

Desain filter frekuensi yang dirancang dengan menggunakan *Op-Amp* dikenal dengan filter aktif yang tersusun menggunakan resistor dan kapasitor. Persamaan umumnya adalah :

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

Dimana R merupakan resistansi ( $\Omega$ ) dan C adalah kapasitansi (F). *High pass filter* merupakan teknik yang digunakan untuk melewatkan frekuensi diatas frekuensi *cut-off*, *Low pass filter* merupakan jenis filter yang memiliki tegangan output DC 0 Hz sampai frekuensi *cut-off*. Sederhananya hanya frekuensi rendah yang bisa melewati filter ini. Untuk kasus tegangan tak membalik pada filter frekuensi yang memiliki penguatan, bati simpal tertutupnya adalah :

$$A_v = \frac{R_F}{R_G} + 1 \quad (3)$$

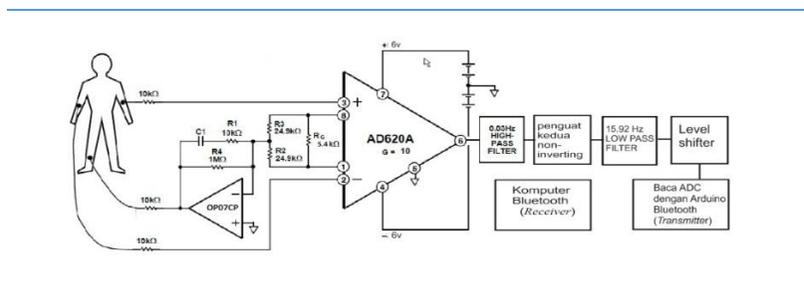
Karakteristik jenis filter terkenal yaitu *Butterworth filter* karena memiliki penguatan dengan respon yang datar tanpa *ripel* dan memiliki *slope* kemiringan yang cukup baik yang disesuaikan dengan kebutuhan, dapat di susun dengan  $R_F = 5.6 \text{ k}\Omega$   $R_G = 10\text{k}\Omega$

### Mikrokontroler Arduino Uno.

Mikrokontroler arduino merupakan sebuah *platform* komputasi fisik bersifat *open source* yang berfungsi sebagai rangkaian elektronik berbentuk *board*. Memiliki *input* dengan fitur ADC (*Analog to Digital Converter*) yang mampu mengkonversi data analog yang ekuivalen dalam bentuk digital dan *output* dengan fitur USART (*Universal Synchronous - Asynchronous Receiver / Transmitter*) dikenal  $R_x$  pada pin 0 dan  $T_x$  pada pin 1. Fitur ini mampu diintegrasikan dengan *Bluetooth* sebagai komunikasi data nirkabel dengan komputer.

## METODOLOGI PENELITIAN

Perancangan Elektrokardiograf.

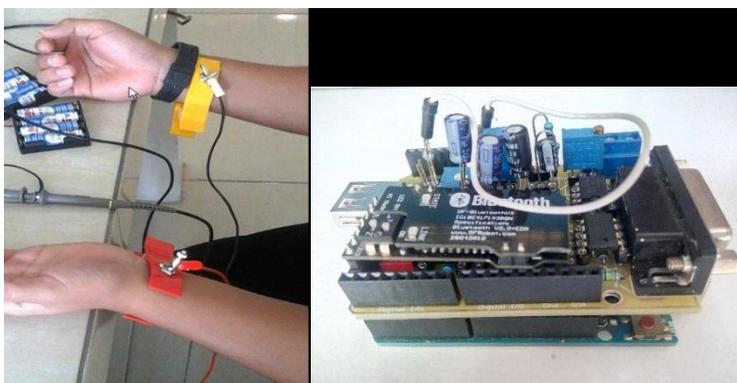


Gambar 5. Blok diagram perancangan EKG

**Gambar 5** merupakan blok diagram elektrokardiograf, desain realisasi perancangan elektrokardiograf *driven right leg lead* yang berfungsi untuk mengurangi *noise* dan menstabilkan semua *lead level shifter* berfungsi untuk menggeser sinyal.

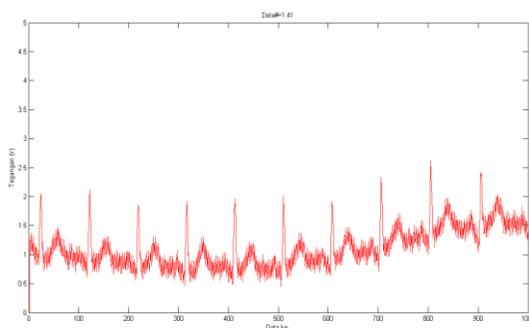
## HASIL DAN ANALISIS

Dari hasil penelitian menunjukkan EKG telah berhasil dirancang dengan *interface* yang ditampilkan pada komputer.



Gambar 6. (a) Pengukuran detak jantung (b) Perancangan sistem *hardware* EKG

**Gambar 6.a** menunjukkan metode pengukuran yang dilakukan pada denyut nadi, yang diukur dalam posisi duduk. **Gambar 6.b** menunjukkan hasil perancangan EKG portabel yang kompatibel dengan Arduino uno dengan *power supply* dibuat terpisah dengan USB. Hasil pengukuran detak jantung dapat dilihat sebagai berikut:



Gambar 7. Hasil pengukuran detak jantung real time.

**Gambar 7** menunjukkan hasil pengukuran detak jantung. Data ditampilkan pada komputer secara *real time* dengan mengatur *delay times* pada arduino 1 ms, dengan *setting* 'COM', 7, 'baudrate', 9600. Gelombang detak jantung memiliki pola yang sama yaitu memiliki gelombang PQRSST namun *noise* yang masih terlihat jelas. Munculnya *noise* ini disebabkan oleh rangkaian *drivent righ leg lead* yang belum mampu meminimalkan *noise*. Selain itu permukaan kulit pada sangat mengganggu karena sistem elektroda yang tidak semua pas terhadap posisi tangan dan penjepit elektroda. Terbentuknya *trendlineterjadi* akibat *software* yang terbatas dalam memplot data dan ADC pada mikrokontroler yang perlu dikembangkan pada *Al-goritma* yang disesuaikan dengan frekuensi sampling.

## KESIMPULAN

Representasi gelombang detak jantung telah berhasil didapatkan dengan perancangan ektrokardiograf potbel yang memiliki penguat instrumentasi 10, *high pass filter* 0.03 Hz, *low pass filter* 15.92 Hz dan *level shifter* dengan pola gelombang utama P QRS kompleks dan T yang merupakan gelombang utama. *Interface* sistem komputer *transmitter* dan *receiver* menggunakan fitur *Bluetooth* secara *real time* telah berhasil dirancang yang didesain kompatibel dengan Mikrokontroler Arduino Uno.

---

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] SIGIT, R., HADIYOSO, S., RIZAL, A., DAN USMAN, K. (2014). MINI WIRELESS ECG FOR MONITORING ATHLETES ECG SIGNAL BASED ON SMARTPHONE. *IOSR JOURNAL OF ENGINEERING (IOSRJEN)*, 04(06),13 -18.
- [2] SURIEPTO, U., DAN UTAMA, J. (2014). TELEMONITORING ELEKTROKARDIOGRAFI PORTABEL PORTABEL PORTABLE ELECTROCARDIOGRAPH TELEMONITORING. *TELEKONTRAN*, 2(1), 19-28.
- [3] BECCHETTI, C., DAN NERI, A. (2013). *MEDICAL INSTRUMENT DESIGN AND DEVELOPMENT: FROM REQUIREMENTS TO MARKET PLACEMENTS*. JOHN WILEY & SONS.
- [4] NAAZNEEN, M., FATHIMA, S., MOHAMMADI, S. H., INDIKAR, S. I. L., SALEEM, A., & JEBRAN, M. (2013). DESIGN AND IMPLEMENTATION OF ECG MONITORING AND HEART RATE MEASUREMENT SYSTEM. *INTERNATIONAL JOURNAL OF ENGINEERING SCIENCE AND INNOVATIVE TECHNOLOGY (IJESIT)*, 2(3), 456–465.
- [5] DEVICES, A. (1999). *LOW COST, LOW POWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER AD620*. ANALOG DEVICES. ([WWW.ANALOG.COM](http://WWW.ANALOG.COM))
- [6] PAUL, M. A. (1991). *PRINSIP–PRINSIP ELEKTRONIKA EDISI KETIGA JILID 2*. PENERBIT ERLANGGA, JAKARTA.
- [7] JONES, S. A. (2008). *ECG SUCCESS: EXERCISES IN ECG INTERPRETATION*. FA DAVIS COMPANY.
- [8] PATEL, B., DAN SHAH, D. (2014). EVALUATING ECG CAPTURING USING SOUND-CARD OF PC/LAPTOP. *INTERNATIONAL JOURNAL OF INSTRUMENTATION AND CONTROL SYSTEMS IJICS*, 4(1).
- [9] THALER, M. (2012). *SATU-SATUNYA BUKU EKG YANG ANDA PERLUKAN (KETUJUH ED.)*. JAKARTA: PENERBIT BUKU KEDOKTERAN:(EGC). (ISBN 978-979-044-460-7)