



# SNESTIK

Seminar Nasional Teknik Elektro, Sistem Informasi,  
dan Teknik Informatika

<https://ejurnal.itats.ac.id/snestik> dan <https://snestik.itats.ac.id>



## Informasi Pelaksanaan :

SNESTIK III - Surabaya, 11 Maret 2023

Ruang Seminar Gedung A, Kampus Institut Teknologi Adhi Tama Surabaya

## Informasi Artikel:

DOI : 10.31284/p.snestik.2023.4134

## Prosiding ISSN 2775-5126

Fakultas Teknik Elektro dan Teknologi Informasi-Institut Teknologi Adhi Tama Surabaya  
Gedung A-ITATS, Jl. Arief Rachman Hakim 100 Surabaya 60117 Telp. (031) 5945043  
Email : [snestik@itats.ac.id](mailto:snestik@itats.ac.id)

## Perancangan Analog Front End (AFE) untuk Akuisisi Isyarat EKG

Enas Dhuhr Kusuma, Fikri Zaini Baridwan, Indah Soesanti

Departemen Teknik Elektro dan Teknologi Informasi, Universitas Gadjah Mada

e-mail: [enas@ugm.ac.id](mailto:enas@ugm.ac.id)

### ABSTRACT

*Electrocardiogram or ECG is a curve representing electrical activity of the heart. ECG recorder generally consists of analog front end (AFE) and microcontroller for analog signal acquisition, signal processing and data transmission. As a signal conditioner, AFE is the most important part of an ECG recorder. With AFE, ECG signal with 1mV magnitude and interfered, will be conditioned to a microcontroller readable signal by its analog input. Proposed AFE is an electronic circuit with two main functions: amplifier and filtering. The filter uses second order Sallen-Key configuration. Proposed AFE uses two main components: operational amplifier and instrumentation amplifier. The device is able to amplify ECG signals with 66 dB gain or 1800V/V so a signal with 1mV magnitude will be able to be conditioned into a microcontroller compatible signal. CMRR of the proposed device is 79.9 dB with SNR 30 dB.*

**Keywords:** ECG; analog front end; instrumentation amplifier; portable; CMRR.

### ABSTRAK

Elektrokardiogram atau EKG adalah kurva yang menyatakan potensial aktivitas jantung. Alat perekam EKG umumnya terdiri dari *analog front end* (AFE) dan mikrokontroler untuk akuisisi isyarat analog, pengolah isyarat, dan transmisi data. Sebagai pengkondisi isyarat, AFE adalah bagian terpenting dari alat perekam EKG. Melalui AFE, isyarat EKG dengan magnitude dalam orde 1mV dan dipengaruhi interferensi, dikuatkan sehingga dapat dibaca oleh input analog mikrokontroler. AFE berupa rangkaian elektronika dengan dua fungsi utama yaitu amplifier dan filter dengan metode Sallen-Key orde-2. AFE menggunakan komponen inti berupa penguat operasional dan penguat instrumentasi. Sistem menguatkan isyarat EKG dengan gain 66 dB atau 1800V/V, sehingga isyarat magnitude 1mV mampu dikuatkan menjadi tegangan yang terbaca oleh ADC mikrokontroler. CMRR AFE mampu mencapai 79.9 dB dengan SNR 30dB.

**Kata kunci:** ECG; analog front end; instrumentation amplifier ;portable; CMRR

## PENDAHULUAN

Elektrokardiogram (EKG) berguna untuk mengevaluasi fungsi dan kinerja jantung. Alat EKG yang ada saat ini masih belum banyak yang *portable* dan *wearable*. Maka dari itu, perlu adanya alat perekam EKG yang lebih melibatkan aspek kemudahan dalam penggunaannya. Untuk membuat perekam EKG *portable*, diperlukan rangkaian elektronika analog berupa pengkondisi isyarat dan digital berupa mikrokontroler untuk akuisisi isyarat.

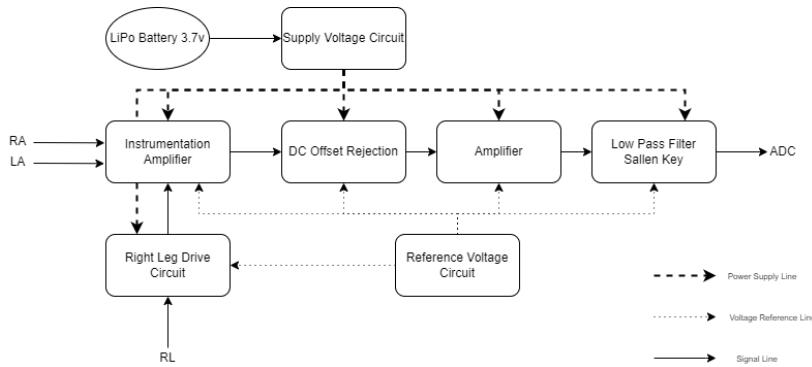
Supaya mikrokontroler dapat membaca isyarat EKG[1], diperlukan penguatan yang cukup besar sampai 2000 V/V. Dengan penguatan yang besar, isyarat noise dan interferensi berupa common mode juga akan dikuatkan. Isyarat pengganggu yang dikuatkan tersebut akan mengakibatkan kesalahan akuisisi pada bagian mikrokontroler. Oleh karena itu, diperlukan suatu rangkaian analog front end (AFE) untuk menguatkan isyarat EKG dengan tingkat penguatan yang besar dan membuang isyarat interferensi serta noise yang tidak diinginkan. AFE yang ada, seperti AD8232 atau MAX30003 belum dapat menjangkau full-range-nya ADC[2].

## METODE

AFE pada EKG portable mempunyai dua fungsi utama yaitu penguatan dan penapisan. Terdapat berbagai metode atau topologi rangkaian yang dapat digunakan dalam perancangan fungsi tersebut[3]–[5]. Riset-riset terkini berkaitan dengan akuisisi EKG, menggunakan modul, bahkan alat yang siap pakai[6], [7]. Alat siap pakai, selain kurang ekonomis, juga sangat tergantung pada software bawaan yang dibuat oleh produsen alat tersebut[7], [8]. Sehingga pada riset ini, diusulkan suatu AFE, yang dibuat sendiri dengan komponen terjangkau. Alur kerja secara umum dari Rangkaian AFE ini sendiri dapat direpresentasikan pada blok diagram pada Gambar 1. AFE mempunyai beberapa rangkaian pembentuk utama yaitu penguat instrumentasi, pembuang DC offset, penguat akhir, dan filter. Fungsi-fungsi AFE tersebut dapat direalisasikan pada beberapa bagian rangkaian sebagai berikut.

### Instrumentation Amplifier

Pengkondisionan isyarat EKG memerlukan gain diferensial yang berhingga, dan kemampuan untuk membuang isyarat interferensi common mode[9]. Jenis penguat juga mesti mempunyai impedansi input yang tinggi dan impedansi output yang rendah[10]. Untuk itu, digunakan penguat instrumentasi atau instrumentation amplifier (IA) yang mempunyai gain diferensial yang dapat ditentukan dan berhingga. IA juga mempunyai impedansi input yang sangat tinggi dan impedansi output yang sangat rendah.

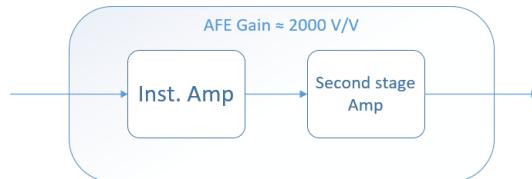


Gambar 1. Diagram Blok Rangkaian AFE

Salah satu tantangan perancangan AFE untuk EKG adalah menentukan gain diferensial IA. Gain total AFE yang sebesar kurang lebih 2000 V/V didistribusikan kepada gain IA dan gain

penguat akhir sebagaimana ditunjukkan Gambar 2. Distribusi gain dibuat sedemikian rupa, sehingga gain total tidak terpusat semua di IA.

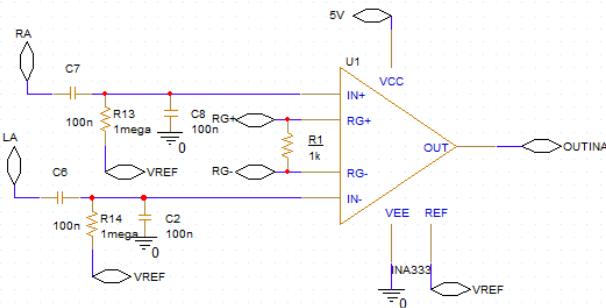
Rangkaian instrumentation amplifier pada desain ini menggunakan sebuah IC INA333 yang besar gainnya dapat diatur melalui resistor gain. Selain komponen IC INA333 terdapat beberapa komponen elektronika lain yang dapat dilihat pada diagram Gambar 3. Dari rangkaian tersebut didapatkan gain diferensial 100 kali, dengan gain resistor R1 sebesar 1k Ohm.



Gambar 2. Penyusun Gain AFE

## Rangkaian DC Offset Rejection dan Rangkaian Amplifier

Keluaran instrumentation amplifier memiliki level tegangan DC yang tidak sesuai dengan tegangan referensi. Hal ini disebabkan adanya tegangan DC pada input diferensial yang ikut dikuatkan[9]. Untuk itu dibuat rangkaian yang dapat mengatur level tegangan DC ke tegangan referensi, yaitu *DC offset rejection*. Rangkaian ini terdiri dari kapasitor dan resistor, berturut-turut C3 dan R4, pada Gambar 4. Adapun penguat non-inverting U6, digunakan sebagai penguat akhir non-inverting dengan gain teoretis sebesar 56 V/V. Penguat akhir diperlukan karena magnitudo isyaratnya masih cukup kecil yaitu sekitar 10 mVpp.



Gambar 3. Rangkaian Lengkap Penguat Instrumentasi dengan IC INA333

## Rangkaian Filter Sallen-Key

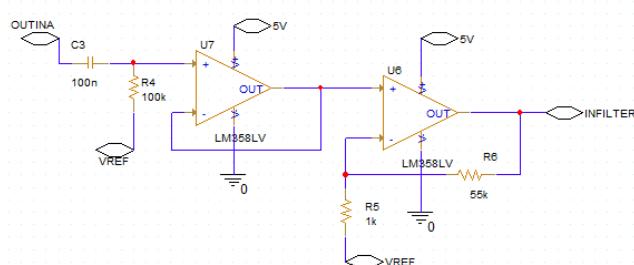
Proses filtering noise pada isyarat hasil penguatan ini dilakukan menggunakan rangkaian low pass filter Sallen-Key. Frekuensi noise yang ingin ditapis pada proses filter ini adalah noise dengan frekuensi tinggi, yang berada pada rentang 40 hingga 70 Hz. Maka dari itu dirancang LPF yang nilai frekuensi cut-off-nya berada di bawah frekuensi 40 Hz. Sebagai *best-practice*, dipilih nilai 10 Hz agar pada frekuensi noise 30 Hz magnitude yang dihasilkan akan lebih kecil, sekitar -20 dB atau 1/10 dari sinyal input. Untuk mendapatkan nilai frekuensi cut-off 10 Hz digunakan kombinasi resistor dan kapasitor dengan nilai 150k Ohm dan 100 nF. Rancangan rangkaian filter Sallen-Key ini dapat dilihat pada Gambar 5.

## **HASIL DAN PEMBAHASAN**

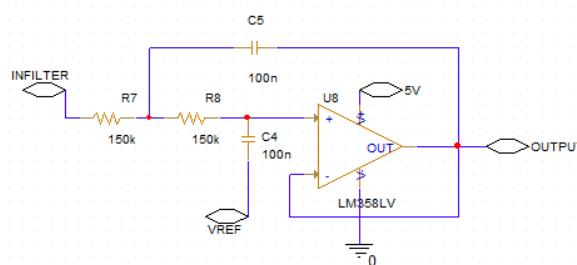
## Pengujian Tanggapan Frekuensi AFE

Filter yang digunakan untuk menapis noise frekuensi tinggi pada isyarat EKG adalah Sallen-Key orde- dengan frekuensi cut-off sekitar 10 Hz. Didapatkan bode plot dari sistem AFE secara

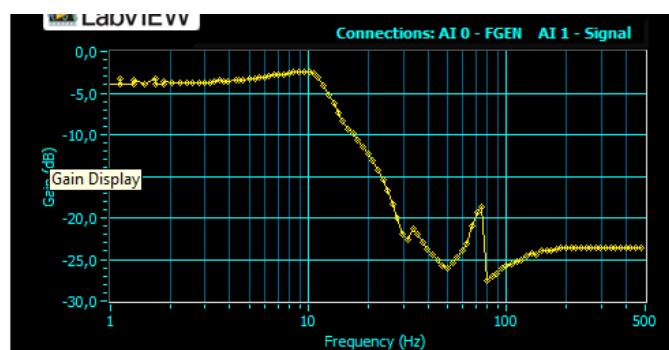
keseluruhan seperti ditunjukkan pada Gambar 6. Berdasarkan Bode plot tersebut terlihat pada frekuensi lebih dari 10 Hz, magnitude isyarat cenderung berkurang. Maka dari itu hasil filtering pada AFE yang dirancang telah sesuai dengan yang diinginkan.



Gambar 4. Rangkaian DC Offset Rejection + Amplifier



Gambar 5. LPF Orde-2 dengan konfigurasi Sallen-Key dengan Frekuensi cut-off sekitar 10 Hz



Gambar 6. Bode Plot AFE

### Pengujian Gain AFE

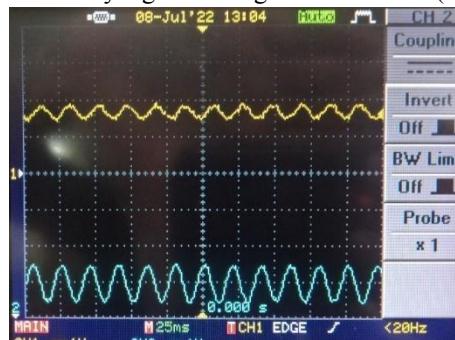
Secara teoritis isyarat EKG normal memiliki amplitudo sekitar 1-2 mV. Diinginkan keluaran isyarat dengan *range* analog input MCU, yaitu 0 – 3V. Pengujian mesti dilakukan dengan batas tidak mendekati tegangan catu dan mesti cukup besar sehingga jangkauan catu bisa terpakai dengan efisien. Pengujian dengan hasil pada Gambar 7 dilakukan dengan memberikan input berupa gelombang EKG dengan amplitudo 1 mVpp. Isyarat keluaran dari alat perekam EKG kemudian dihubungkan dengan serial oscilloscope melalui MCU. Dari plot keluaran tersebut didapatkan gelombang EKG dengan amplitudo keluaran adalah 1800 mVpp. Dengan input  $V_{in} = 1 \text{ mVpp}$ , didapatkan gain total adalah 1800 V/V atau 66 dB.



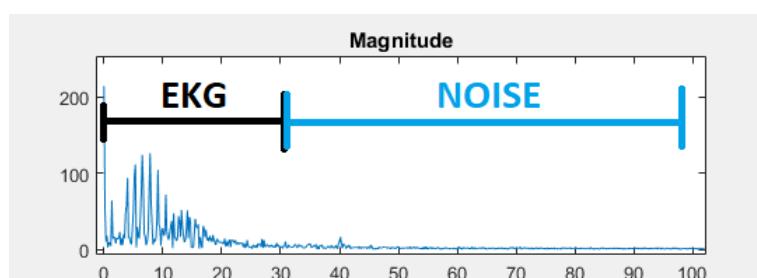
Gambar 7. Plot pada Serial Oscilloscope Hasil Akuisisi Isyarat EKG

### Pengujian CMRR

CMRR adalah nilai perbandingan penguatan diferensial terhadap penguatan common-mode. Untuk menguji CMRR, gelombang sinus amplitudo 1 V 50 Hz diinputkan ke rangkaian alat perekam EKG. Didapatkan keluaran berupa gelombang sinus dengan frekuensi yang sama namun nilai amplitudo menjadi 0,2 V sebagaimana tampak pada Gambar 8. Dari pengukuran tersebut dapat dihitung nilai penguatan common-mode rangkaian dengan membagi keluaran (0,2 V) dengan tegangan input 1V sehingga didapatkan penguatan common-mode 0,2V/V atau -13,9 dB. Dengan penguatan diferensial (66 dB) dan penguatan common-mode (-13,9 dB), didapatkan CMRR AFE yang dirancang adalah sebesar  $(66 - (-13,9)) = 79,9$  dB.



Gambar 8. Pengujian CMRR, isyarat sinusoidal bagian bawah dijadikan input common-mode, dan isyarat atas adalah isyarat yang tampak pada output



Gambar 9. Plot spektrum frekuensi isyarat keluaran AFE, dengan segmentasi magnitude EKG dan noise

### Signal to Noise Ratio

Signal to Noise Ratio (SNR) dapat dijadikan sebagai salah satu parameter keandalan AFE EKG yang telah dirancang. Hasil plot spektrum frekuensi isyarat keluaran dapat dilihat pada Gambar 9. Melalui spektrum dapat diketahui akumulasi amplitudo tegangan sinyal EKG dan akumulasi amplitudo noise yang ada di dalamnya. Dari hasil penjumlahan didapatkan nilai akumulasi  $V_{\text{signal}}$  adalah 1186 V $\cdot$ Hz dan  $V_{\text{noise}}$  adalah 38 V $\cdot$ Hz. Berdasarkan hasil tersebut,

SNR dapat dihitung dengan membagi V\_signal dan V\_noise, yaitu 31.21. Dalam decibel, SNR dapat dinyatakan menjadi 30 dB.

## KESIMPULAN

Berdasarkan perangkat AFE yang telah dirancang dan hasil pengujinya didapatkan kesimpulan bahwa rangkaian DC offset rejection berupa high pass filter diperlukan sebelum dilakukan amplifikasi, agar tidak ada tegangan DC yang ikut teramplifikasi pada differential amplifier. Filter Sallen-Key sudah cukup efektif untuk menapis noise frekuensi jala-jala 50 Hz, dengan nilai Signal to Noise Ratio (SNR) yang didapatkan sebesar 30 dB. Instrumentation amplifier dengan gain teoretis 100 V/V, yang dikombinasikan dengan penguat akhir non-inverting akan membentuk AFE dengan penguatan total sebesar 1800 V/V atau 66 dB dan CMRR 79,9 dB.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] M. A. Agung and Basari, “3-lead acquisition using single channel ECG device developed on AD8232 analog front end for wireless ECG application,” in *AIP Conference Proceedings*, Feb. 2017, vol. 1817. doi: 10.1063/1.4976800.
- [2] L. Bonek *et al.*, “Development of a Flexible and Wireless ECG Monitoring Device,” in *Proceedings of IEEE Sensors*, Oct. 2020, vol. 2020-October. doi: 10.1109/SENSORS47125.2020.9278904.
- [3] T. Wu, J. M. Redouté, and M. Yuce, “A wearable, low-power, real-time ECG monitor for smart t-shirt and IoT healthcare applications,” in *Internet of Things*, Springer International Publishing, 2019, pp. 165–173. doi: 10.1007/978-3-030-02819-0\_13.
- [4] S. Mondal, “A dynamically reconfigurable ECG analog front-end with a  $2.5\times$  data-dependent power reduction,” 2017.
- [5] K. A. Ng and P. K. Chan, “A CMOS analog front-end IC for portable EEG/ECG monitoring applications,” *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, vol. 52, no. 11, pp. 2335–2347, 2005, doi: 10.1109/TCSI.2005.854141.
- [6] Shyamala, L. Vijaya, and Chandrashekhar, “Single-lead wearable patch for wireless continuous monitoring of ECG,” *International Journal of New Technology and Research 2.4* , vol. 263546, 2016, [Online]. Available: [www.ijntr.org](http://www.ijntr.org)
- [7] B. Rogers, M. Schaffarczyk, M. Clauß, L. Mourot, and T. Gronwald, “The Movesense Medical Sensor Chest Belt Device as Single Channel ECG for RR Interval Detection and HRV Analysis during Resting State and Incremental Exercise: A Cross-Sectional Validation Study,” *Sensors*, vol. 22, no. 5, Mar. 2022, doi: 10.3390/s22052032.
- [8] B. Rogers, M. Schaffarczyk, and T. Gronwald, “Estimation of Respiratory Frequency in Women and Men by Kubios HRV Software Using the Polar H10 or Movesense Medical ECG Sensor during an Exercise Ramp,” *Sensors*, vol. 22, no. 19, Oct. 2022, doi: 10.3390/s22197156.
- [9] H. Ali, H. H. Naing, and R. Yaqub, “An iot assisted real-time high cmrr wireless ambulatory ecg monitoring system with arrhythmia detection,” *Electronics (Switzerland)*, vol. 10, no. 16, Aug. 2021, doi: 10.3390/electronics10161871.
- [10] J. , Lee, H. , & Kim, and S. Cho, “A 255nW ultra-high input impedance analog front-end for non-contact ECG monitoring,” Apr. 2017.