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 II - Surabaya, 26 Maret 2022
Ruang Seminar Gedung A, Kampus Institut Teknologi Adhi Tama Surabaya

Informasi Artikel:
DOI : 10.31284/p.snestik.2022.2705

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

Perancangan Piranti Perekam Isyarat Bioelektrik *Portable* berbasis ESP32 dan *FreeRTOS*

Enas Dhuhri Kusuma[1], Prapto Nugroho[2], dan Wahyu Dewanto[3]

Departemen Teknik Elektro dan Teknologi Informasi, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada[1,2,3],

e-mail: enas@ugm.ac.id

ABSTRACT

Monitoring and measurement method of electrocardiograph (ECG) signal gives huge contribution for biomedical researches, one of them is telemedicine. The development of telemedicine requires wireless distant bioelectric signal monitoring from patient to medical facilities. Main aspects of portable bioelectric monitoring are the design of analog front end, digitization of bioelectric signal, and digital signal transmission. The presented device records ECG signal in constant and satisfying rate, then send the signal immediately to a dedicated gateway device. This paper will discuss about the modification design of analog front end, the sampling rate, and the signal transmission method from node to gateway. The project produced a prototype of portable ECG monitor as node device and its receiver, which will be developed as a gateway. The node system is implemented in ESP32 microcontroller with FreeRTOS environment. Test and verification process was conducted with commercial ECG signal generator and the result was compared with commercial ECG monitor.

Keywords: *Bioelectric signal, ECG, biomedical instrumentation, telemedicine, ESP32,FreeRTOS.*

ABSTRAK

Metode untuk monitor dan pengukuran isyarat elektrokardigrafi (EKG) memberikan kontribusi yang sangat besar pada penelitian biomedika, salah satu di antaranya adalah telemedika. Perkembangan telemedika memerlukan piranti monitor jarak jauh isyarat bioelektrik nirkabel dari pasien ke fasilitas medis. Aspek utama

monitoring isyarat bioelektrik adalah perancangan analog front end, digitisasi isyarat bioelektrik, dan pengiriman isyarat digital. Piranti yang dipaparkan pada paper ini adalah sistem monitor EKG portabel sebagai piranti *node* dan penerimanya. Piranti ini merekam isyarat EKG dengan frekuensi cuplik yang konstan dan mencukupi, kemudian mengirimkan isyarat ke suatu piranti *gateway* yang terdedikasi. Sistem ini diimplementasikan pada mikrokontroler ESP32 dengan lingkungan *FreeRTOS*. Proses pengujian dan verifikasi dilakukan dengan pembangkit isyarat EKG komersial dan hasilnya dibandingkan dengan hasil pembacaan piranti monitor EKG komersial.

Kata kunci: Bioelektrik, EKG, instrumentasi biomedis, telemedika, ESP32, FreeRTOS.

PENDAHULUAN

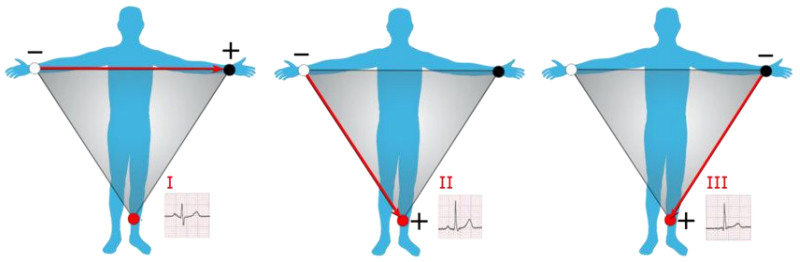
Perekaman isyarat bioelektrik, terutama EKG adalah salah satu prosedur medis utama dalam melakukan uji kesehatan, diagnosis, dan pengaruh obat terhadap pasien. Pemasangan sensor EKG ke tubuh pasien biasanya dilakukan oleh tenaga medis, melalui kontak langsung dengan pasien. Pada masa pandemi COVID-19 ini, kontak langsung antara nakes dan pasien dapat meningkatkan paparan virus.

Masalah berikutnya, perangkat perekam EKG di Indonesia hanya tersedia di rumah sakit yang ada di kota besar. Sementara itu, daerah yang jauh dari kota besar, tidak memiliki akses perangkat tersebut. Kurangnya akses tersebut membuat pasien-pasien di daerah terpencil menjadi lambat dalam mendapatkan diagnosis terkait dengan kelainan pada jantung.

Oleh karena itu, diperlukan adanya pengembangan sistem EKG portable berbasis *internet of things* yang pemasangannya bisa dilakukan secara mandiri oleh pasien dengan pemantauan yang bisa dilakukan secara jarak jauh oleh dokter spesialis, sehingga deteksi awal gangguan irama jantung bisa diketahui. Alat tersebut dibuat dalam bentuk portabel, sehingga dapat dibawa dengan mudah sampai ke puskesmas di daerah-daerah, atau bahkan ke rumah pasien.

Perangkat pembaca EKG portabel sudah pernah dirancang oleh beberapa peneliti [1]. Perangkat EKG portabel dirancang supaya pasien, secara pribadi dapat memasang perangkat tersebut ke tubuhnya. Perangkat EKG pribadi dibuat untuk tujuan *event monitoring* yang dapat dilakukan dalam periode monitor yang cukup lama, yaitu dengan mengintegrasikan dengan bahan *wearable* [2], [3] atau periode monitor yang sebentar, atau *patient-activated post-event monitoring*. Metode *post-event monitoring*, diaktifkan secara manual oleh pasien ketika terjadi suatu gejala, sehingga piranti EKG tidak perlu dipakai dalam waktu lama secara kontinyu [1].

TINJAUAN PUSTAKA



Gambar 1. Sadapan ekstremitas utama dan tata letak elektrodanya.

Pengukuran isyarat EKG lengkap meliputi 12 sadapan yang terdiri dari tiga sadapan ekstremitas utama, tiga sadapan ekstremitas tambahan dan enam sadapan dada [4]. Gambar 1 menunjukkan letak sadapan ekstremitas utama(I,II, dan III) dan tata letak elektrodanya. Untuk keperluan monitor irama jantung, umumnya cukup dilakukan dengan tiga sadapan ekstremitas

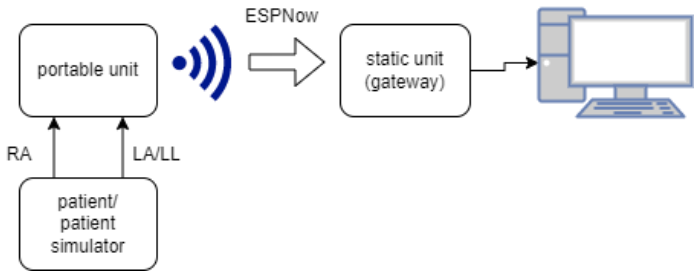
utama [5], yaitu antara lengan kanan dan kiri (RA-LA) atau ekstremitas I, lengan kanan dan kaki kiri (RA-LL) atau ekstremitas II, dan lengan kiri dan kaki kiri (LA-LL) atau ekstremitas III. Sebagai referensi pengukuran, digunakan elektroda kaki kanan (RL). Pengukuran lengkap tiga sadapan ekstremitas memerlukan empat elektroda: RA, LA, LL, dan RL [4]. Perangkat EKG pribadi portabel, seringkali digunakan untuk memantau gejala awal [1] dan alat bantu olahraga [2], sehingga hanya cukup membaca satu sadapan paling mudah di antara tiga sadapan ekstremitas, yaitu ekstremitas I (RA-LA).

Pada aspek komunikasi nirkabel, hampir semua rancangan telemetri EKG atau EKG portabel menggunakan Bluetooth sebagai media transmisi data [1]-[4]. Proses *pairing* pada *bluetooth* yang sering gagal, membuat suatu piranti menjadi kurang praktis untuk dipakai secara pribadi oleh orang awam [6]. Sementara itu, pemrograman *Bluetooth Low Energy* (BLE) yang cukup rumit, membuat pilihan dijatuhkan kepada antarmuka nirkabel yang lain, yaitu ESPNOW [7]. Beberapa rancangan pembaca EKG, juga tidak memiliki sampling time yang jelas. Pembacaan analog front end dilakukan secara *looping*, tanpa mengetahui interval waktu pembacaan antara satu sampel, dengan sampel berikutnya [8], [9], [10]. Hal ini menimbulkan masalah pada konsistensi data, karena pada kaedah pengolahan isyarat digital, asalnya suatu isyarat mesti dicuplik dengan waktu pencuplikan konstan [11].

METODE

Keseluruhan Perangkat Keras

Secara garis besar, perangkat keras yang dirancang pada penelitian ini mencakup perangkat portabel dan beberapa fungsi dari perangkat statis, sebagaimana diperlihatkan pada Gambar 2, sementara fisik hardware implementasinya, ditunjukkan pada Gambar 3. Perangkat portabel adalah unit perangkat yang dipakai oleh pasien. Pada unit ini, terdapat sensor EKG, analog front end (AFE), dan mikrokontroler untuk mengakses AFE dan mengirim data.



Gambar 2. Susunan perangkat keras yang dirancang.

Pada implementasi aktualnya, unit portabel ini terhubung dengan elektroda yang menempel pada suatu *chest strap*. Perangkat ini dapat dipakai oleh pasien secara *mobile*. Mikrokontroler yang terdapat pada unit portabel berfungsi untuk mengakses AFE melalui pin analog untuk membaca isyarat EKG, kemudian mengirimkan pembacaan EKG tersebut ke bagian statis(*gateway*). Perangkat portabel dan statis terhubung melalui jaringan ESPNOW. Perangkat portabel berfungsi sebagai ESPNOW *transmitter*, dan perangkat statis sebagai *receiver*-nya. Perangkat statis terhubung ke PC melalui port USB, yang difungsikan sebagai port serial.

Analog Front End (AFE)

Analog front end adalah bagian yang berfungsi sebagai pengkondisi isyarat input. AFE yang digunakan pada penelitian ini adalah modul AFE EKG berbasis tiga elektroda yang sudah

tersedia di pasaran berbasis AD8232 [12]. Modifikasi dilakukan supaya AFE dapat bekerja dengan dua elektroda [12]. Sementara itu, tidak dilakukan modifikasi terhadap bagian filter rangkaian modul EKG, dan setting tanggapan frekeuensi yang dipakai mengikuti *setting* bawaan produsen. Filter dirancang sebagai *bandpass filter* order dua. Lebar pita frekuensi isyarat untuk modul EKG ini ditentukan oleh rangkaian yang terdiri dari pasangan R-C yang ada pada rangkaian. Filter adalah berupa *band-pass filter* dengan frekuensi batas bawah 0.5 Hz dan batas atas 40 Hz.

Firmware Mikrokontroler

Pada beberapa penelitian terdahulu dengan AD8232, tidak disebutkan secara jelas pesat pencuplikan yang digunakan [8], [9], [10]. Oleh karena itu, supaya *sampling rate* konsisten, dirancang metode pembacaan ADC dengan *trigger* dari interupsi timer. Pada ESP32, untuk menjalankan rutin interupsi secara efektif, *firmware* mikrokontroler mesti dibangun berbasis *realtime operating system* (RTOS) *FreeRTOS*. Rutin interupsi timer memberikan notifikasi kepada task *FreeRTOS* untuk memberikan pelayanan sebagai respon terhadap interupsi. Struktur program *firmware* terdiri dari bagian pembacaan ADC, timer ISR, task FreeRTOS, dan unit penerima.

Bagian pembacaan ADC yang tidak menggunakan fungsi bawaan library Arduino IDE, tetapi menggunakan fungsi pembaca input analog yang berasal dari ESP-IDF. Bagian Timer ISR (*Interrupt Service Routine*) adalah fungsi yang dieksekusi setiap terjadi interupsi. Pada kasus ini, yang memberi interupsi adalah *overflow*-nya timer. Pembacaan input analog dipanggil pada bagian ini.

Bagian *Task* FreeRTOS yaitu *task* untuk menerima data dari ADC, dilanjutkan dengan mengirim data pembacaan ADC tersebut melalui jalur komunikasi ESPNOW. Tiap-tiap *task* berisi suatu kalang tak berhingga sebagaimana *master loop* pada program Arduino pada umumnya. Bagian penting kalang *task* utama pada program ini adalah sebagai berikut.

a. Penerimaan notifikasi dari ISR timer yaitu berupa tanda, yang menunjukkan bahwa pembacaan ADC baru saja dilakukan oleh ISR timer.
b. Pengiriman data ke gateway melalui ESPNOW, yang terdiri dari *timestamp* dan *ecg data*
c. *Task* indikator yang berfungsi untuk memberikan indikasi kepada pengguna atau pengembang, bahwa program berjalan normal atau tidak.

Unit Penerima terpisah dengan unit portabel. Isyarat yang diterima dibaca oleh PC yang terhubung dengan unit penerima ini melalui port serial, akan dibandingkan dengan pembacaan EKG yang menggunakan piranti komersial, yaitu ATTYS DAQ [13].

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada tahap ini, sistem perekam EKG diuji dalam dua hal : uji *sampling rate* maksimum dan uji hasil pengukuran, dibandingkan dengan modul AFE EKG komersial dengan antarmuka bluetooth. Masing-masing pembahasan akan dijelaskan sebagai berikut.

Uji *Sampling Rate* Maksimum

Waktu cuplik sistem akan bernilai lebih dari ukuran *tick* FreeRTOS [7], yaitu 1 ms. Untuk melakukan pengujian ini, beberapa *sampling rate* dicoba untuk membaca pin analog, kemudian dilakukan pengamatan pada LED indikator. Jika *task* pembacaan ADC dan pengiriman berjalan lancar, *task* kedip pada LED indikator juga akan berjalan sesuai program. Sistem diuji dengan beberapa pesat cuplikan yang lazim pada EKG komersial, yaitu antara 125-900 *sample per second*(sps), dengan asumsi 1000 sps tidak dapat dieksekusi karena sudah menyamai waktu *tick*-nya.

Hasil uji *sampling rate* dapat diamati pada Tabel 1. Variabel yang diubah-ubah pada pengujian ini adalah *sampling rate*, dan tampilan yang diamati adalah kedipan LED indikator.

Tabel 1. Hasil uji sampling rate yang diamati melalui kondisi LED indikator

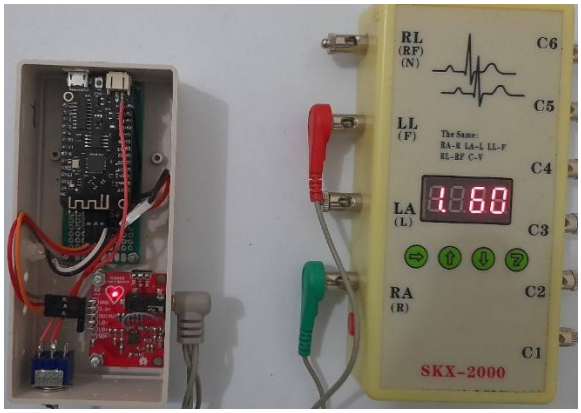
Sampling Rate (sps)	Kondisi LED indikator (kedip/tidak)
125	Kedip
200	Kedip
250	Kedip
400	Kedip
500	Kedip
750	Kedip
800	Tidak
900	Tidak

Batas atas *sampling rate* yang dapat dijalankan di atas FreeRTOS adalah 750 sps. Nilai di atas itu tidak dapat berjalan di FreeRTOS, karena kemampuannya dibatasi oleh frekuensi *tick* yang dipakai, yaitu 1000 *tick* per detik (1 kHz).

Uji Hasil Pembacaan EKG

Uji kualitas data, adalah seberapa besar error yang dihasilkan oleh sistem yang dirancang terhadap referensi. Referensi yang dipakai adalah modul ATTYS, yaitu *bioamplifier* komersial dengan keluaran *bluetooth* [13]. Kedua isyarat tersebut dibandingkan dengan metode *mean square error* untuk mendapatkan selisih pengukuran absolut antara instrumen yang dirancang dengan instrumen referensi. Perhitungan mean square error ditunjukkan oleh persamaan (1).

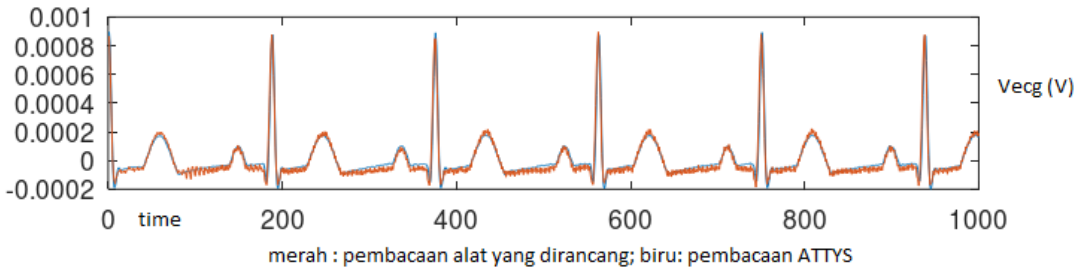
$$MSE = \frac{1}{n}\sum_{i=0}^{n-1}(Y_i - Y_i')^2 \ldots\ldots(1)$$



Gambar 3. Unit portabel diuji dengan isyarat EKG *ECG generator/patient simulator*

Yi dan *Yi'* adalah dua isyarat yang dibandingkan. *Yi* adalah isyarat dari alat referensi, dan *Yi'* adalah isyarat dari alat yang dirancang. Perbandingan antara hasil pembacaan alat yang dirancang dengan ATTYS ditunjukkan oleh Gambar 4. Pada Gambar 4, isyarat pembacaan alat rancangan dan referensi diplot dalam area gambar yang sama. Nampak bahwa hasil pembacaan alat yang dirancang masih mempunyai riak-riak kecil dengan frekuensi yang cukup tinggi yang dapat disebabkan oleh pengaruh frekuensi jala-jala 50 Hz yang belum terfilter secara sempurna. Galat kuadrat ada pada rentang nilai 0 sampai dengan $5x10^{-8}$. Adapun nilai rerata galat kuadratnya adalah **$1.413x10^{-9}$** .

Dengan isyarat yang *magnitude*-nya berkisar pada 1 mV, maka *error* tersebut masih dapat ditoleransi. Bagaimanapun, isyarat EKG yang dihasilkan, masih dapat dianalisis dengan jelas.



Gambar 4. Perbandingan antara hasil pembacaan alat yang dirancang dengan ATTYS

KESIMPULAN

Suatu perangkat pembaca EKG dua elektroda, dapat dirancang menggunakan mikrokontroler yang *low-cost* seperti ESP32 dan AFE yang juga *low-cost* seperti AD8232, dengan sistem yang dibangun di atas lingkungan FreeRTOS. Sistem dapat membaca isyarat EKG dengan derau yang mempunyai tingkat MSE=**1.413×10^{-9}**, dengan tampilan isyarat yang cukup baik. Pesat cuplik maksimum yang dapat dicapai adalah 700 sps. Hanya saja ada beberapa hal yang mesti dilakukan untuk peningkatan unjuk kerja, sebagai berikut.

1. Perlunya membuat AFE yang filternya dapat dirancang secara fleksibel, alih-alih menggunakan modul yang sudah jadi. Modul yang sudah jadi, mempunyai filter dengan frekuensi batas yang *fix*.
2. Perlunya menggunakan lingkungan selain FreeRTOS, atau meningkatkan performa FreeRTOS sehingga dapat mencapai pesat cuplik yang lebih tinggi.
3. Perlunya uji coba validasi kepada pasien sehat untuk melihat unjuk kerja perangkat pada objek yang sesungguhnya.

DAFTAR PUSTAKA

[1] M. Marouf, G. Vukomanovic, L. Saranovac and M. Bozic, "Multi-purpose ECG telemetry system," *Biomedical engineering online*, vol. 16, p. 1–20, 2017.

[2] V. Randazzo, J. Ferretti and E. Pasero, "A wearable smart device to monitor multiple vital parameters—VITAL ECG," *Electronics*, vol. 9, p. 300, 2020.

[3] A. Rashkovska, M. Depolli, I. Tomašić, V. Avbelj and R. Trobec, "Medical-grade ECG sensor for long-term monitoring," *Sensors*, vol. 20, p. 1695, 2020.

[4] J. S. S. G. de Jong, "From ECGpedia," *Available form: http://en. ecgpedia. org/index. php*, 2017.

[5] W. Grossbach, "Measuring the ECG Signal with a Mixed Analog-Digital Application-Specific IC," *Hewlett-Packard Journal*, vol. 42, p. 21–24, 1991.

[6] F. Xu, W. Diao, Z. Li, J. Chen and K. Zhang, "BadBluetooth: Breaking Android Security Mechanisms via Malicious Bluetooth Peripherals.," in *NDSS*, 2019.

[7] S. S. Rui Santos, Learn ESP32 with Arduino IDE, 2nd Edition, R. Santos, Ed., Random Nerd Tutorial, 2020.

[8] 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*, 2017.

[9] M. W. Gifari, H. Zakaria and R. Mengko, "Design of ECG Homecare: 12-lead ECG acquisition using single channel ECG device developed on AD8232 analog front end," in *2015 International Conference on Electrical Engineering and Informatics (ICEEI)*, 2015.

[10] P. Kanani and M. Padole, "Recognizing Real Time ECG Anomalies Using Arduino, AD8232 and Java," in *International Conference on Advances in Computing and Data Sciences*, 2018.

[11] K. S. Thyagarajan, "DSP in Communications," in *Introduction to Digital Signal Processing Using MATLAB with Application to Digital Communications*, Springer, 2019, p. 427–494.

[12] D. S. AD8232, "Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End".

[13] H. Cowan, S. Daryanavard, B. Porr and R. Dahiya, "Real-time noise cancellation with Deep Learning," *Available at SSRN 3875777*, 2020.

[14] Sparkfun, "Sparkfun AD8232 Heart Rate Monitor," Sparkfun, 25 09 2019. [Online]. Available: https://github.com/sparkfun/AD8232_Heart_Rate_Monitor. [Accessed 27 01 2022].

[15] K. Soundarapandian and M. Berarducci, "Analog front-end design for ECG systems using delta-sigma ADCs," *TI Rep. SBAA160A*, p. 1–11, 2010.

[16] A. S. Prasad and N. Kavanashree, "ECG Monitoring System Using AD8232 Sensor," in *2019 International Conference on Communication and Electronics Systems (ICCES)*, 2019.

[17] A. Mishra and B. Chakraborty, "AD8232 based smart healthcare system using internet of things (IoT)," *Int. J. Eng. Res. Technol.(IJERT)*, vol. 7, p. 13–16, 2018.

[18] T. C. Lu, P. Liu, X. Gao and Q. Y. Lu, "A portable ECG monitor with low power consumption and small size based on AD8232 chip," in *Applied Mechanics and Materials*, 2014.

[19] J. Liu, M. Liu, Y. Bai, J. Zhang, H. Liu and W. Zhu, "Recent progress in flexible wearable sensors for vital sign monitoring," *Sensors*, vol. 20, p. 4009, 2020.

[20] M. Bravo-Zanoguera, D. Cuevas-González, M. A. Reyna, J. P. García-Vázquez and R. L. Avitia, "Fabricating a Portable ECG Device Using AD823X Analog Front-End Microchips and Open-Source Development Validation," *Sensors*, vol. 20, p. 5962, 2020.

[21] G. P. S. C. a. G. N. Pizzuti, "Digital sampling rate and ECG analysis," J*ournal of biomedical engineering 7.3*, vol. 7.3, pp. 247-250, 1985.