

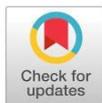
# RANCANG BANGUN GENERATOR SINYAL FISILOGIS EMG JARI KELINGKING DAN EOG MATA BERBASIS ARDUINO NANO

Muhammad M. Firdaus, Allyfa N. Hernawan, Sindi Septiani, H.H. Rachmat\*

Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Nasional, Bandung  
Email: mmaulanafirdaus@gmail.com, allyfanadirah30@gmail.com, sindiseptiani14@gmail.com,  
hendi\_hr@itenas.ac.id

## Info Artikel

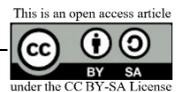
Histori Artikel:  
Diterima Feb 27, 2025  
Direvisi Apr 26, 2025  
Disetujui Apr 30, 2025



## ABSTRACT

In this study, the design and implementation of a portable Arduino Nano-based physiological signal generator for pinky EMG and EOG eye movement (looking right and left) were carried out. The purpose of this study is to develop a device capable of storing and generating physiological signals, so that the device can serve as a substitute for test subjects. The physiological signal generator system was implemented by storing digital physiological signal data from test subjects in the internal memory of the Arduino Nano microcontroller, which also acts as the system's controller and processor. The signal conditioning system uses an MCP4725 module 12-bit resolution DAC, an LM358 OP-Amp as a non-inverting signal amplifier, a 20x4 LCD as the signal menu display, and a joystick module for selecting signal menus. The system was tested by comparing the signals generated by the signal generator with the physiological signal data recorded from test subjects (the data stored on the device). Based on the test results, the signal generated by the electronic device is visually  $\pm 100\%$  identical to the recorded physiological signal data. The average amplitude difference is relatively small, with the smallest difference being 0.1 mV and the largest difference being 4.9 mV.

**Keywords:** Arduino Nano; EMG; EOG; physiological signal; signal generator



## ABSTRAK

Pada studi ini dilakukan perancangan dan implementasi generator sinyal fisiologis EMG jari kelinking dan EOG mata melihat ke kanan dan ke kiri berbasis Arduino Nnano yang bersifat portabel. Studi ini bertujuan untuk menghasilkan perangkat yang dapat menyimpan dan menghasilkan sinyal fisiologis agar perangkat ini dapat dijadikan sebagai pengganti naracoba. Sistem generator sinyal fisiologis diimplementasikan dengan menyimpan data digital sinyal fisiologis naracoba pada memori internal mikrokontroler Arduino Nano. Mikrokontroler ini juga digunakan sebagai pengatur dan pemroses kerja sistem. Pengkondisian sinyal pada sistem ini dilakukan menggunakan modul MCP4725 sebagai Digital-to-Analog Converter (DAC) dengan resolusi 12-bit. OP-Amp LM358 berfungsi sebagai penguat sinyal non-inverting, sedangkan LCD 20x4 digunakan untuk menampilkan menu sinyal. Modul joystick berperan sebagai pemilih menu sinyal. Sistem diuji dengan cara membandingkan bentuk sinyal yang dihasilkan oleh sistem generator sinyal dengan data sinyal fisiologis hasil rekaman naracoba (data yang disimpan pada perangkat). Dari hasil pengujian yang dilakukan, bentuk sinyal yang dihasilkan oleh perangkat elektronik secara visual  $\pm 100\%$  sama dengan data sinyal fisiologis hasil rekaman, Perbedaan nilai rata-rata amplitudo masih relatif kecil dengan nilai perbedaan terkecil yaitu sebesar 0,1 mV dan nilai perbedaan terbesar yaitu sebesar 4,9 mV.

**Kata Kunci:** Arduino Nano; EMG; EOG; generator sinyal; sinyal fisiologis

## Penulis Korespondensi:

Hendi Hardian Rachmat,  
Program Studi Teknik Elektro,  
Institut Teknologi Nasional (Itenas) Bandung,  
Jl. PKH. Mustafa No. 23 Bandung (40124).  
Email: hendi\_hr@itenas.ac.id



## 1. PENDAHULUAN

Sinyal fisiologis adalah sinyal satu dimensi (1D) yang dihasilkan dari biopotensial tubuh manusia yang direkam selama periode waktu tertentu dalam domain waktu [1]. Jenis-jenis sinyal fisiologis antara lain electromyogram (EMG), *electrocardiogram* (ECG), *electroencephalogram* (EEG) dan *electrooculogram* (EOG), di mana keempat sinyal tersebut secara berturut-turut menggambarkan perubahan kondisi biopotensial organ otot-otot rangka, organ otot jantung, organ otak dan organ cornea-retina mata manusia [1]–[5]. Sinyal fisiologis ini berubah secara kontinu dan dapat dijadikan sebagai indikator kondisi kesehatan tubuh manusia [1], [6] dan kondisi emosi seseorang [7], [8]. Selain digunakan untuk melakukan diagnosa kondisi kesehatan pasien oleh tenaga medis [1], sinyal fisiologis ini juga berguna sebagai alat uji, alat kalibrasi dan alat kontrol peralatan elektronik [2], [9], [10]. Sinyal fisiologis dihasilkan dari tubuh pasien yang diakuisisi menggunakan suatu jenis elektrode [2], [11] seperti elektrode permukaan atau elektrode lainnya dan dikondisikan sinyalnya dengan suatu rangkaian elektronika dan diproses dengan sistem mikroprosesor untuk memperoleh suatu sinyal yang sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan.

Kehadiran sinyal fisiologis ini menjadi penting dalam dunia medis karena dokter dapat melakukan diagnosa pasien secara *non-invasive*, melakukan kegiatan riset dan melakukan pengujian suatu peralatan medis [9]. Untuk memperoleh sinyal fisiologis dari suatu organ tubuh manusia diperlukan seseorang atau naracoba dan seperangkat alat elektronik beserta sejumlah elektrode yang disesuaikan dengan bagian organ tubuh yang akan diamati. Untuk melakukan penelitian mengenai karakteristik suatu organ tubuh atau suatu penyakit melalui sinyal fisiologis, seorang peneliti memerlukan sejumlah sinyal fisiologis dari sejumlah pasien atau melihat sinyal fisiologis seorang pasien secara berulang-ulang. Begitu juga ketika melakukan perancangan, implementasi dan pengembangan sistem elektronika, baik sistem tersebut digunakan untuk pengukuran, pengkondisian dan pemrosesan sinyal fisiologis, seorang peneliti memerlukan sinyal fisiologis dari pasien atau naracoba untuk menguji atau mengkalibrasi sistem [2], [9], [12].

Namun, untuk keperluan tersebut, tentu saja peneliti perlu menghadirkan sejumlah naracoba secara berkali-kali, karena sumber sinyal fisiologis terdapat pada naracoba tersebut. Tentu saja hal ini tidak efektif untuk dilakukan, karena beberapa hal

diantaranya: kondisi sinyal yang dihasilkan oleh seorang naracoba yang sama belum tentu menghasilkan kondisi sinyal fisiologis yang sama di waktu yang berbeda, naracoba yang dites tidak selalu sesuai dengan keperluan sistem, naracoba yang dites perlu menunggu lama untuk proses pengujian sehingga sinyal fisiologis yang dihasilkan berkurang kualitasnya karena naracoba mengalami kelelahan dan kualitas elektrode berkurang selama durasi pengujian.

Salah satu solusi untuk menyediakan sinyal fisiologis tanpa adanya naracoba adalah dengan merancang dan mengimplementasikan sebuah sistem elektronik pembangkit sinyal fisiologis di mana sistem ini dapat membangkitkan sinyal fisiologis yang berasal dari proses perekaman data sinyal fisiologis pada perangkat elektronik [9], [12]. Perekaman sinyal fisiologis dari naracoba tersebut hanya butuh satu kali saja untuk direkam lalu disimpan dalam bentuk digital. Sehingga apabila membutuhkan sinyal fisiologis berulang-ulang, maka seorang peneliti hanya membutuhkan suatu perangkat elektronik yang di dalamnya telah tersimpan sinyal fisiologis tersebut untuk kemudian dibangkitkan kembali tanpa harus menghadirkan naracoba.

Rancang bangun simulator sinyal pernah dilakukan oleh Whinangun dan rekan yaitu mengembangkan alat simulator sinyal ECG *portable* dengan konsumsi daya rendah [13]. Sistem tersebut dibangun dengan menggunakan mikrokontroler Arduino Mega 2560, rangkaian DAC 4921, *resistor network*, rangkaian pemilih sensitivitas dan rangkaian pemilih BPM. Data sinyal ECG diambil dan direkam dengan ECG *recorder*, selanjutnya dibandingkan dengan menggunakan *phantom ECG*. Hasil penelitian ini telah menunjukkan hasil yang relatif baik yaitu dengan rata-rata *error* lebih kecil dari 1%. Metodologi dari penelitian dari Whinangun dan rekan ini dijadikan sebagai acuan untuk mengembangkan simulator untuk sinyal fisiologis lain selain ECG yaitu EOG dan EMG dengan dimensi yang lebih kecil yaitu dengan menggunakan Arduino Nano.

Selain penelitian dari Whinangun dan rekan, penelitian mengenai simulator sinyal ECG ini dilakukan oleh Cahyo dan Kholis dengan menggunakan FPGA yang terintegrasi dengan *software Python* [12]. Namun penelitian ini masih terbatas pada jenis sinyal fisiologis ECG dan bentuknya tidak bersifat *ambulatory* karena masih memerlukan sebuah *personal computer* untuk mensimulasikan sejumlah kejadian aritmia sinyal ECG.

Keberadaan simulator ini menjadi sangat penting karena dengan adanya pembangkit sinyal fisiologis, maka seorang ahli teknik pun dapat mengembangkan perangkat elektronika lain yang mencakup fungsi pengkondisi sinyal (penguatan sinyal, pem-filter-an sinyal, konversi sinyal dan pengkondisian sinyal lainnya) untuk memperoleh hasil sinyal yang lebih baik tanpa adanya gangguan noise. Dengan generator sinyal juga maka sinyal dapat dimodifikasi baik dari sisi bentuk, durasi (periode) atau amplitud sehingga memungkinkan untuk menyimulasikan berbagai kondisi pasien tanpa harus menghadirkan dan atau mencari sejumlah pasien dengan kondisi yang berbeda tersebut. Tentu saja hal ini diharapkan untuk dapat membantu tenaga medis untuk meningkatkan pelayanan kesehatan kepada pasien. Berdasarkan hal tersebut, maka penelitian ini bertujuan untuk melakukan perancangan dan implementasi perangkat elektronika pembangkit sinyal fisiologis khususnya sinyal EMG jari kelingking dan EOG mata berbasis pengolah sinyal Arduino Nano.

## 2. METODE PENELITIAN

Generator sinyal fisiologis dapat diartikan juga sebagai simulator atau phantom sinyal fisiologis [9], di mana pada prinsipnya adalah pembangkit sinyal dengan bentuk sinyal "fisiologis tiruan" menggunakan persamaan matematis [14], [15] atau sinyal fisiologis yang telah direkam atau dari hasil proses perekaman data [12]. Namun untuk membangkitkan sinyal fisiologis EMG dan EOG, sampai saat ini belum ada penelitian yang membahas prosedur pembangkitan sinyal fisiologis EMG dan EOG menggunakan persamaan matematis. Jadi sinyal fisiologis EMG dan EOG untuk generator fungsi sinyal fisiologis dilakukan melalui perekaman sinyal fisiologis langsung dari naracoba. Sinyal hasil rekaman ini akan diolah lebih lanjut sehingga dapat dibangkitkan kembali menjadi sinyal analog. Beberapa fungsi generator sinyal adalah untuk menguji dan kalibrasi perangkat pada saat perbaikan, untuk keperluan penelitian terhadap sinyal fisiologis tertentu atau untuk keperluan pendidikan dalam memahami karakteristik sinyal dan dalam mendiagnosa medis [1], [16].

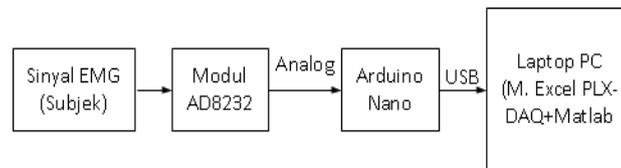
### 2.1 Metodologi Perekaman Sinyal EMG dan Sinyal EOG

Hal pertama yang dilakukan untuk melakukan perancangan dan implementasi generator sinyal

fisiologis EMG jari kelingking dan EOG mata pada perangkat elektronika berbasis Arduino Nano adalah mendapatkan data sinyal fisiologis EMG dan EOG. Salah satu cara yang dapat dilakukan adalah dengan melakukan perekaman atau pengukuran sinyal EMG dan EOG dari naracoba. Hasil rekaman tersebut disimpan dalam bentuk data digital (hasil konversi ADC) pada memori mikrokontroler Arduino Nano. Selanjutnya, dengan menggunakan sistem instrumentasi elektronika maka data digital tersebut kemudian dikonversikan kembali menjadi sinyal analog untuk dapat digunakan untuk sejumlah kepentingan. Proses perekaman data sinyal fisiologis EMG dan EOG dilakukan secara terpisah dengan menggunakan perangkat dan metodologi yang berbeda.

Pada Gambar 1 ditunjukkan diagram blok sistem untuk proses perekaman sinyal EMG, yang mana sinyal EMG didapat dari besaran otot lengan bawah naracoba bagian kanan. Nilai besaran otot lengan ini dibaca oleh sejumlah *surface electrode* Ag/AgCL [17] yang kemudian diproses oleh modul AD8232 yang rentang frekuensinya telah diubah menjadi rentang frekuensi untuk mengukur sinyal EMG yaitu 19,409 Hz hingga 501,14 Hz. Penggunaan modul AD8232 ini dikarenakan modul telah memiliki rangkaian pengkondisi sinyal yang diperlukan untuk melakukan akuisisi sinyal biopotensial. Nilai besaran otot lengan yang terbaca oleh modul AD8232 merupakan data analog yang dikirimkan ke modul Arduino Nano melalui pin analog. Selanjutnya data tegangan analog tersebut dikonversi menjadi data digital oleh ADC internal 10 bit pada modul Arduino Nano dengan waktu sampling 1 ms. Data digital diproses oleh Arduino Nano sehingga menghasilkan data yang diinginkan sesuai dengan *listing* program yang dibuat pada *software* Arduino IDE. Kemudian data *output* dari *software* Arduino IDE direkam dan ditampilkan pada laptop/PC dengan *software* yang digunakan adalah Microsoft Excel PLX-DAQ. Data dikirimkan melalui komunikasi serial USB.

Data tersebut selanjutnya diolah menggunakan metode *Fast Fourier Transform* pada Microsoft Excel PLX-DAQ untuk mengetahui apakah sinyal terpengaruh oleh *noise* yang berasal dari frekuensi jala-jala 50 Hz. Kemudian data tersebut diolah kembali menggunakan *software* MATLAB untuk filtrasi (meredam sinyal *Spike* dan meredam sinyal *noise* yang terpengaruh oleh frekuensi jala-jala 50 Hz).



**Gambar 1.** Diagram blok sistem perekaman sinyal EMG

Perekaman sinyal EMG dilakukan pada naracoba berusia sekitar 19 tahun dan jenis kelamin diabaikan. Pengujian dilakukan dengan mengukur reaksi (kekuatan) otot lengan bawah bagian kanan pada saat kontraksi dan relaksasi gerakan jari kelingking seperti yang diperlihatkan pada [Gambar 2](#).



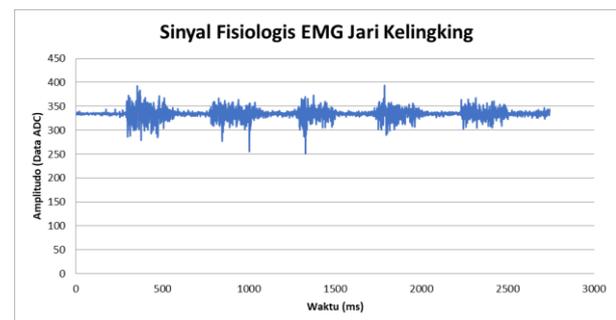
**Gambar 2** Gerakan relaksasi (kiri) dan kontraksi (kanan) jari kelingking yang dilakukan selama percobaan

Gerakan relaksasi jari kelingking dilakukan dengan meluruskan jari kelingking, sedangkan gerakan kontraksi jari kelingking dihasilkan dari gerakan menekuk jari kelingking. Peletakan elektrode untuk mengukur sinyal EMG ini diperlihatkan pada [Gambar 3](#), dimana elektrode yang digunakan sebanyak 3 buah. Dua buah elektrode aktif ditempatkan pada otot bagian *Flexor Carpi Ulnaris* dan *Extensor Carpi Ulnaris*, serta satu buah elektrode diletakkan pada bagian siku sebagai referensi.



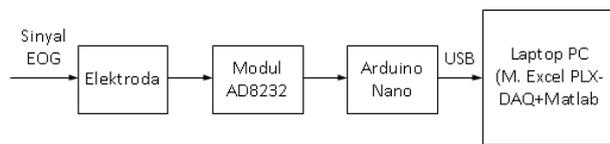
**Gambar 3** Peletakan elektrode pengukuran sinyal EMG. Pengukuran dan perekaman gerakan otot jari kelingking dilakukan selama 2781 ms dengan

waktu sampling 1 ms. Hasil dari percobaan ini diperlihatkan pada [Gambar 4](#), dimana sumbu-y menunjukkan amplitudo dalam bentuk digital dan sumbu-x menunjukkan waktu dalam satuan *millisecond* (ms).



**Gambar 4** Grafik hasil rekaman sinyal EMG kontraksi dan relaksasi gerakan jari kelingking

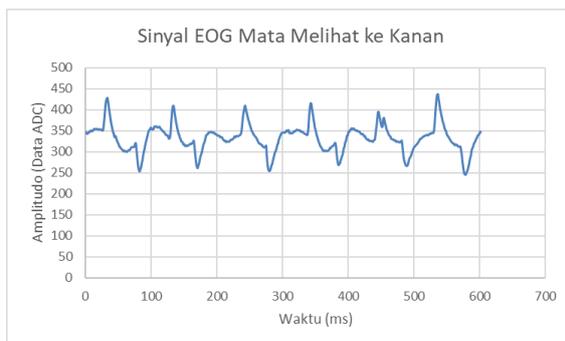
Setelah selesai proses perekaman data sinyal EMG, maka selanjutnya dilakukan proses perekaman sinyal EOG. Pada [Gambar 5](#) ditunjukkan diagram blok sistem untuk melakukan perekaman sinyal EOG. Sinyal otot akibat pergerakan bola mata menjadi input dari sistem ini yang kemudian diakuisisi oleh *surface electrode* menjadi sinyal listrik. Tiga buah elektrode dihubungkan dengan modul AD8232 melalui satu konektor jack 3,5 mm untuk mengirim sinyal listrik tersebut. Sinyal listrik kemudian dikondisikan oleh modul AD8232 menjadi data analog agar dapat dengan mudah dibaca oleh Arduino Nano melalui pin analog. Pengolahan sinyal listrik dimulai dengan melakukan filtering sinyal dengan range frekuensi 0,5 Hz sampai dengan 40 Hz dan kemudian sinyal dikuatkan sebesar 1100 kali. Hasil pengolahan sinyal listrik diperoleh sejumlah tegangan analog yang kemudian dikirimkan ke modul Arduino Nano melalui pin I/O (*Input/Output*) analog. Pin I/O analog Arduino Nano diintegrasikan dengan ADC 10-bit sehingga data analog dari modul AD8232 dikonversikan menjadi nilai ADC dengan *range* 0-1023. Nilai ADC tersebut lalu diolah pada Arduino Nano sesuai dengan program yang sudah ditulis sehingga menghasilkan keluaran berupa angka yang ditampilkan pada serial monitor Arduino IDE yang tercatat secara otomatis ke aplikasi Ms. Excel menggunakan *software* Microsoft Excel PLX-DAQ.



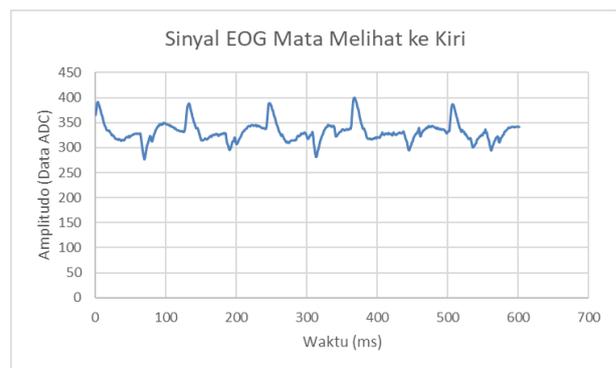
**Gambar 5** Diagram blok sistem perekaman sinyal EOG  
 Perekaman sinyal EOG pada penelitian ini hanya dilakukan dengan mengukur gerakan otot mata ketika mata melihat ke kanan dan ke kiri, yang mana masing-masing dilakukan selama 601 ms. Pengujian ini dilakukan pada naracoba dengan usia sekitar 19 tahun dan jenis kelamin diabaikan. Data direkam menggunakan perangkat Arduino Nano dengan waktu sampling 1 ms. Peletakan elektrode untuk mengukur sinyal EOG ini diperlihatkan pada **Gambar 6**, dimana elektrode yang digunakan sebanyak tiga buah yang diletakkan di sisi kiri mata, kanan mata dan leher [5], [18]. Data hasil perekaman ini kemudian diolah lebih lanjut pada perangkat komputer dengan melakukan proses filtering frekuensi sinyal tahap kedua. Proses filtering sinyal ini menggunakan filter digital yang diolah menggunakan program MATLAB, di mana filter filter digital ini memiliki rentang frekuensi cut-off 0,1 Hz sampai dengan 16 Hz sesuai dengan penelitian dari Muchlis dan rekan[19].



**Gambar 6** Peletakan elektrode pengukuran sinyal EOG  
 Hasil dari percobaan ini diperlihatkan pada **Gambar 7**, dimana **Gambar 7(a)** merupakan sinyal EOG mata melihat ke kanan dan **Gambar 7(b)** merupakan sinyal EOG mata melihat ke kiri. Dari kedua grafik tersebut sumbu-y menunjukkan amplitudo dalam bentuk digital dan sumbu-x menunjukkan waktu dalam satuan *millisecond* (ms).



(a)



(b)

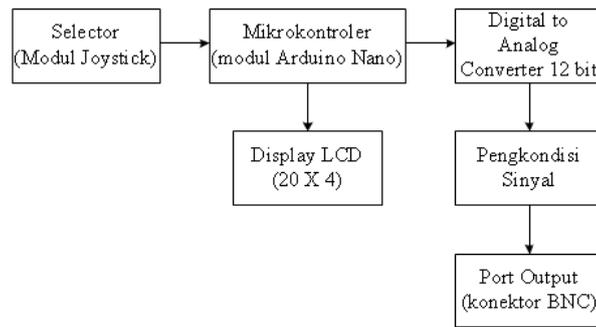
**Gambar 7** Grafik hasil rekaman sinyal EOG :  
 (a) Mata melihat ke kanan; (b) Mata melihat ke kiri

## 2.2 Metodologi Perancangan dan Implementasi Sistem Generator Sinyal Fisiologis

Setelah diperoleh data digital dari sinyal EMG dan sinyal EOG, maka selanjutnya dilakukan perancangan dan implementasi sistem generator sinyal fisiologis. Sistem ini dirancang dengan spesifikasi sebagai berikut:

- Sistem bersifat portabel
- Sinyal fisiologis terdiri dari sinyal EMG jari kelingking, sinyal EOG mata melihat ke kanan, dan sinyal EOG mata melihat ke kiri
- Catu daya non simetris menggunakan *switching power supply* 8 volt 1 ampere.
- Selektor pemilih menggunakan modul *joystick*
- Pengolah sinyal menggunakan modul Arduino Nano
- Tampilan menu menggunakan *display* LCD 20×4
- *Digital Analog Converter* (DAC) 12 bit menggunakan modul MCP4725
- Penguatan sinyal menggunakan *operational amplifier* (OP-Amp) tipe LM358
- Saluran *output* menggunakan konektor BNC.

Untuk merancang sistem generator sinyal fisiologis EMG (jari kelingking) dan EOG (melihat ke kanan dan ke kiri) sesuai dengan spesifikasi sistem maka dirancang sebuah diagram blok sistem seperti ditunjukkan pada **Gambar 8**. Pertama-tama data digital sinyal sinyal EMG jari kelingking, sinyal EOG mata melihat ke kanan, dan sinyal EOG mata melihat ke kiri dimasukkan ke dalam memori program mikrokontroler Arduino Nano dalam variabel yang berbeda. Pemilihan salah satu sinyal yang ditampilkan berupa menu pada *display* LCD 20×4 dilakukan modul *joystick* sebagai selector pemilih.

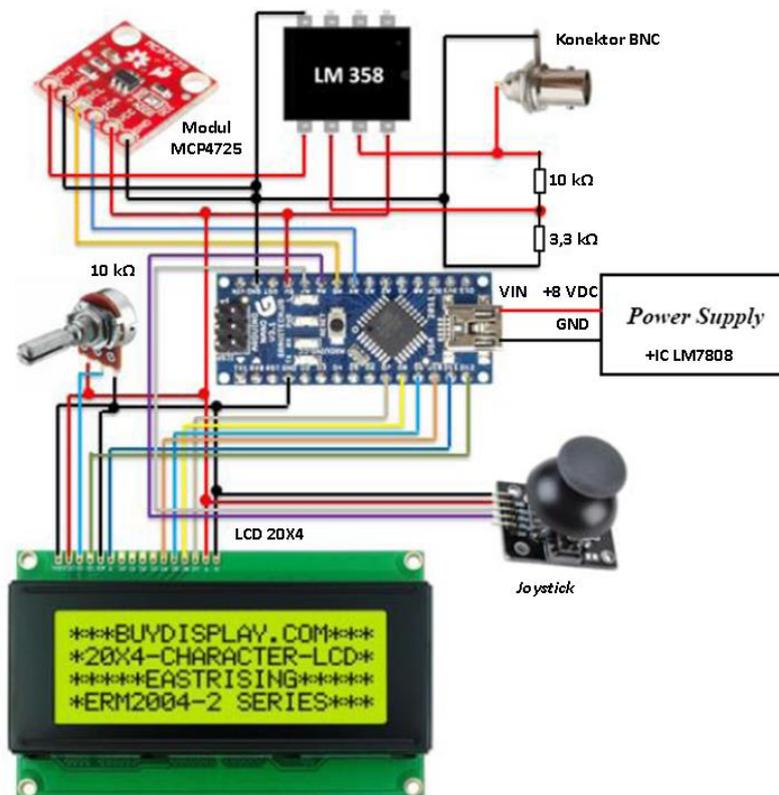


**Gambar 8** Diagram blok sistem generator sinyal fisiologis EMG dan EOG

Ketika salah satu menu sinyal dipilih, maka data digital sinyal fisiologis yang telah tersimpan di memori mikrokontroler akan disalurkan ke DAC eksternal berupa modul MCP4725 melalui komunikasi serial I2C (*Inter-Integrated Circuit*). Modul DAC ini merupakan jenis DAC dengan resolusi 12 bit yang berbeda dengan hasil rekaman data digital yang diperoleh dari konversi data menggunakan ADC dengan resolusi 10 bit, sehingga amplitude sinyal output analog dari DAC 12 bit menjadi lebih kecil. Sinyal output analog ini kemudian dikuatkan dengan menggunakan penguat OP-Amp Non inverting dengan penguatan lebih kurang 4 kali penguatan. IC OP-Amp yang digunakan pada sistem ini menggunakan IC-LM358 dengan single supply sebesar 5 volt. *Output* sinyal analog yang telah dikuatkan inilah yang akan

menjadi *output* dari sistem generator sinyal fisiologis EMG dan EOG. Jalur sinyal *output* yang digunakan menggunakan port BNC.

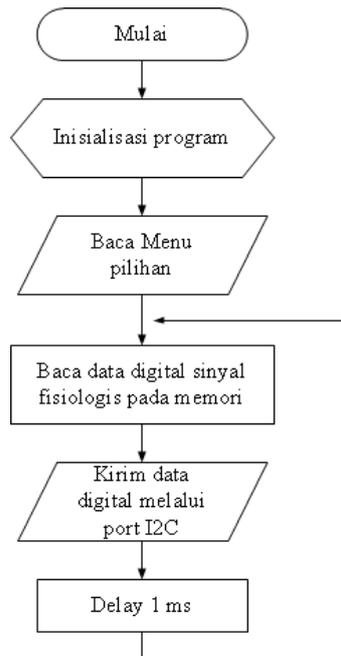
Skematis diagram sistem generator sinyal fisiologis EMG dan EOG ditunjukkan pada **Gambar 9**. Perangkat keras yang digunakan pada sistem terdiri dari *switching power supply* 12V 3A, modul joystick, mikrokontroler Arduino Nano, *display* LCD 20X4, modul DAC MCP4725 yang memiliki antarmuka protokol komunikasi I2C, op-amp LM358, *port* BNC, dan komponen pendukung lain seperti potensi meter untuk mengatur intensitas *backlight* LCD. Keluaran dari *power supply* dihubungkan ke *voltage regulator* LM7808 dan dua buah kapasitor sehingga *output* final nya adalah 8V yang dan dihubungkan langsung ke pin *Vin* dan *GND* modul Arduino Nano.



**Gambar 9** Skematis diagram sistem generator sinyal fisiologis EMG dan EOG

Pada **Gambar 10** diperlihatkan diagram alir program sistem generator sinyal fisiologis EMG dan EOG. Setelah melakukan inisialisasi port dan program *header* yang digunakan, secara sederhana program ini mulai bekerja dengan menampilkan menu pilihan sinyal yang akan ditampilkan (EMG, EOG mata kanan atau EOG mata kiri). Kemudian program mendeteksi pilihan menu yang diinginkan oleh pengguna. Selanjutnya program membaca data digital yang tersimpan di memori program sesuai menu sinyal terpilih. Selanjutnya program

melakukan pengiriman data digital secara serial melalui protocol I2C ke modul DAC 12 bit MCP4725 untuk dikonversikan menjadi data tegangan analog. Pengiriman data dilakukan dengan waktu delay sebesar 1 ms. Setelah mikrokontroler selesai mengirimkan data digital, maka program akan kembali ke pembacaan data digital. Prosedur ini terus diulang sampai dengan program dilakukan perintah RESET untuk kembali ke awal program untuk melakukan pemilihan sinyal fisiologis yang baru.



**Gambar 10** Diagram alir pemrograman sistem generator sinyal fisiologis

### 2.3 Metodologi Pengujian Sistem

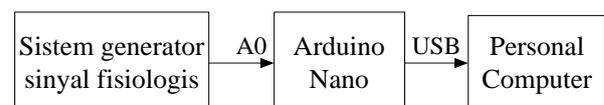
Pengujian sistem dilakukan dengan dua tahap yaitu tahap pertama dilakukan dengan menguji hasil pembangkitan sinyal dari sistem generator sinyal dan tahap kedua dilakukan dengan membandingkan data digital dari sistem generator dengan data digital awal yang tersimpan pada memori mikrokontroler. Pada **Gambar 11** ditunjukkan diagram blok pengujian tahap pertama sistem yaitu menguji hasil pembangkitan sinyal dari sistem generator sinyal dengan menggunakan *oscilloscope* digital. Dari proses pengujian ini diharapkan sudah dapat dilihat sinyal EMG ataupun sinyal EOG secara visual dari port BNC sistem generator sinyal.



**Gambar 11** Diagram blok pengujian bentuk sinyal yang dihasilkan dari sistem generator sinyal

Adapun untuk pengujian tahap kedua yaitu dilakukan perbandingan data digital dari sistem

generator dengan data digital awal yang tersimpan pada memori mikrokontroler. Pengujian ini dimulai dengan cara merekam data sinyal analog dari sistem generator sinyal menggunakan mikrokontroler Arduino Nano lain melalui pin analog (A0). Data analog tersebut kemudian dikonversikan menjadi data digital menggunakan ADC 10 bit. Data digital ini kemudian dikirimkan *Personal Computer* dan direkam oleh *software* Microsoft Excel PLX-DAQ. Data rekaman ini selanjutnya dibandingkan dengan data rekaman sinyal EMG dan EOG terhadap naracoba untuk dianalisis dari segi bentuk secara visual dan nilai rata-rata amplitudonya. Diagram blok pengujian tahap kedua diperlihatkan pada **Gambar 12**.



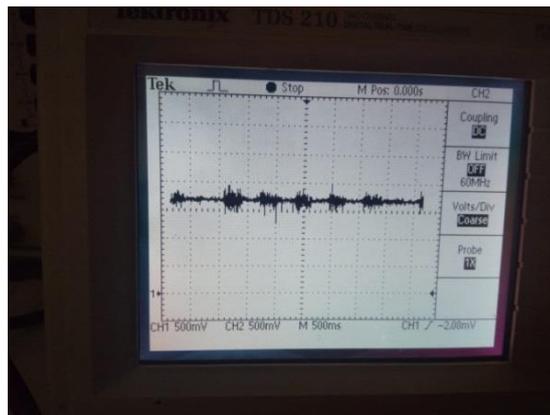
**Gambar 12** Diagram blok pengujian perekaman sinyal yang dihasilkan dari sistem generator sinyal

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

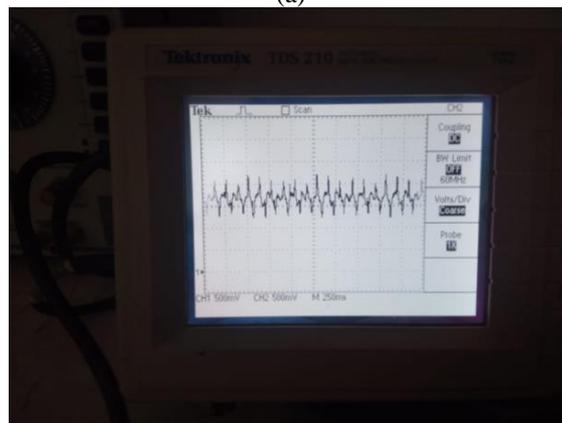
#### 3.1 Hasil Pengujian Bentuk Sinyal dari Sistem Generator Sinyal Fisiologis

Pengujian bentuk sinyal yang dihasilkan dari sistem generator sinyal fisiologis dilakukan pada ketiga jenis sinyal fisiologis yaitu sinyal EMG jari kelingking, sinyal EOG mata ke kanan, dan sinyal EOG mata ke kiri. Pengujian yang dilakukan ini bertujuan untuk dapat melihat secara jelas dan akurat bahwa sistem generator yang telah

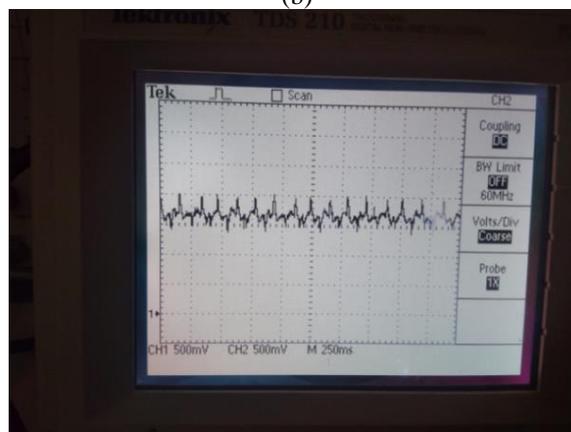
dikembangkan sudah mampu mengeluarkan bentuk sinyal yang diinginkan sesuai dengan spesifikasi yang telah ditetapkan, yang dapat dilihat secara visual dengan menggunakan perangkat oscilloscope digital. Ketiga hasil pengujian ini secara rinci ditunjukkan pada [Gambar 13\(a\)](#) yang merepresentasikan sinyal EMG dari jari kelingking, [Gambar 13\(b\)](#) yang menunjukkan sinyal EOG untuk mata yang mengarah ke kanan, dan [Gambar 13\(c\)](#) yang menggambarkan sinyal EOG untuk mata yang mengarah ke kiri.



(a)



(b)



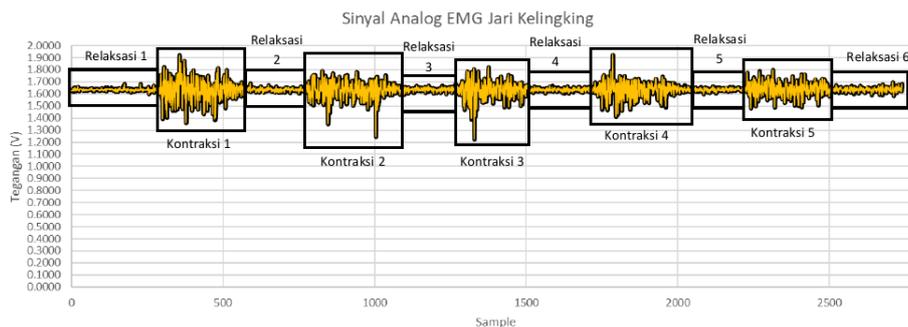
(c)

**Gambar 13** Bentuk sinyal pada *oscilloscope*: (a) EMG jari kelingking; (b) EOG mata ke kanan; (c) EOG mata ke kiri

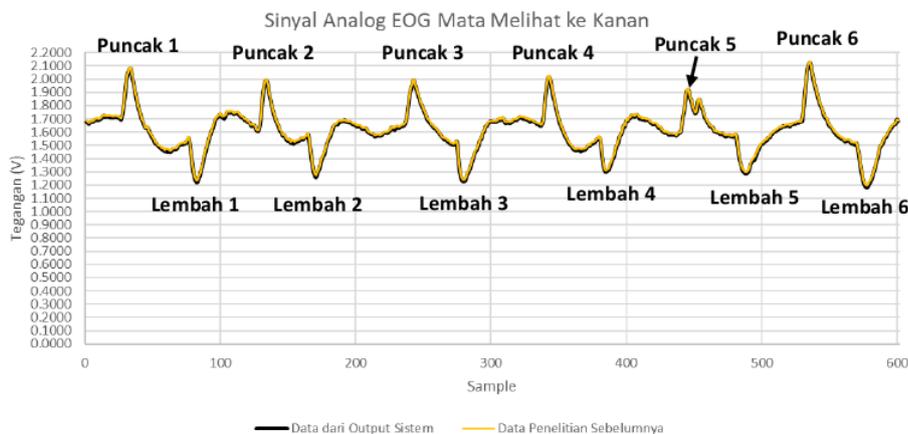
### 3.2 Hasil Pengujian Perbandingan Data Hasil Perekaman Sinyal

Pada pengujian ini, prosedur perekaman data dilakukan dengan merekam sinyal analog EMG dan EOG yang dihasilkan oleh sistem generator sinyal melalui pin analog mikrokontroler. Hasil rekaman berbentuk data digital setelah melalui proses konversi menggunakan ADC internal 10 bit. Data tersebut dikirimkan melalui ke *software* Ms. Excel pada *Personal Computer* melalui port USB. Data tersebut kemudian direkam dan di-plot menjadi bentuk grafik sinyal analog. Perekaman sinyal

dilakukan dalam durasi yang sama seperti data digital awalnya ketika direkam dari naracoba yaitu: sinyal EMG jari kelingking direkam selama 2781 ms, serta sinyal EOG mata ke kanan dan ke kiri dilakukan selama masing-masing 601 ms. Pada **Gambar 14** ditunjukkan perbandingan dua buah sinyal yang ditampilkan secara bersama pada grafik yang sama, di mana kedua sinyal saling berhimpit yang membuktikan bahwa bentuk sinyal bersifat sama. Sumbu-y menunjukkan amplitudo dalam bentuk digital (ADC) dan sumbu-x menunjukkan waktu dalam satuan *millisecond* (ms).



(a)



(b)



(c)

**Gambar 14** Data perbandingan dua data sinyal dari naracoba dan generator sinyal: (a) Sinyal EMG jari kelingking; (b) Sinyal EOG mata ke kanan; (c) Sinyal EOG mata ke kiri

### 3.3 Pembahasan

Pada penelitian ini dilakukan perancangan dan implementasi sistem generator sinyal fisiologis EMG dan EOG guna menyediakan sinyal fisiologis tanpa menghadirkan naracoba. Sistem generator sinyal fisiologis ini sangat bermanfaat dalam kegiatan riset di bidang instrumentasi biomedis. Hal ini dikarenakan dengan adanya sistem generator sinyal fisiologis maka naracoba tidak perlu dihadirkan ketika riset masih dalam proses pengembangan dan dapat mengurangi sarana dan prasarana untuk menghasilkan sinyal fisiologis seperti penyediaan elektrode permukaan yang bersifat *disposable*. Selain itu, dengan menggunakan sinyal generator maka sinyal-sinyal dapat dimodifikasi untuk menyediakan bentuk sinyal khusus dari kondisi seorang pasien yang jarang ditemukan. Keberadaan generator sinyal dengan sejumlah kondisi, baik normal ataupun tidak normal, dapat digunakan untuk menguji atau mengkalibrasi suatu perangkat medis tanpa menggunakan atau menghadirkan pasien atau naracoba.

Penelitian ini masih bersifat tahap awal pengembangan generator sinyal fisiologis untuk berbagai sinyal fisiologis lainnya yang dihasilkan oleh sejumlah organ tubuh manusia. Generator sinyal yang diimplementasikan pada penelitian ini masih terbatas pada tiga jenis sinyal fisiologis yaitu sinyal EMG jari kelingking, sinyal EOG mata melihat ke kanan dan sinyal EOG mata melihat ke kiri. Hal ini dikarenakan adanya penelitian tentang pengukuran dan akuisisi sinyal EMG dan sinyal EOG pada tim riset kami, serta untuk mengevaluasi kebutuhan kapasitas memori penyimpanan untuk data digital setiap sinyal fisiologis.

Dari hasil penelitian ini telah berhasil diimplementasikan sebuah sistem generator sinyal fisiologis EMG jari kelingking, EOG mata melihat ke kanan dan EOG mata melihat ke kiri dalam bentuk perangkat yang bersifat portabel. Sistem ini telah diuji hasil keluarannya hingga menghasilkan sinyal analog berbentuk ketiga sinyal fisiologis tersebut, di mana secara visual sinyal analog yang dihasilkan telah berbentuk sama 100% dengan

sinyal yang direkam dari naracoba ([Gambar 14](#)). Pada penelitian ini juga dilakukan perhitungan nilai rata-rata amplituda antara kedua sinyal tersebut untuk melakukan evaluasi perbandingan sinyal berdasarkan nilai amplitudo sinyal yang dihasilkan. Untuk menghitung nilai rata-rata amplitudo dari kedua sinyal tersebut, nilai data digital diubah menjadi nilai tegangan dengan menggunakan [Persamaan \(1\)](#).

$$Tegangan = \frac{data\ digital}{1023} \times 5v \dots\dots\dots (1)$$

Setelah data diubah ke bentuk nilai tegangan analog, maka nilai rata-rata amplitudo sinyal dapat dihitung. Untuk sinyal EMG jari kelingking nilai rata-rata dapat dihitung menggunakan ekstraksi fitur MAV (*Mean Absolute Value*) seperti ditunjukkan pada [Persamaan \(2\)](#) [10]. Fitur MAV merupakan rata-rata dari penjumlahan mutlak amplitudo sinyal ( $x_k$ ) yang berurutan dari data pertama sampai dengan data terakhir, lalu hasil penjumlahan nilai mutlak amplitudo dibagi dengan banyaknya jumlah data ( $N$ ). Pada sinyal ini, nilai rata-rata amplitudo dihitung pada setiap kondisi sinyal kontraksi dan sinyal relaksasi seperti yang diperlihatkan pada [Gambar 14\(a\)](#). Hasil perhitungan dari enam bagian relaksasi dan enam bagian kontraksi pada data sinyal generator dan data naracoba diperlihatkan pada [Tabel 1](#).

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \dots\dots\dots (2)$$

Berdasarkan [Tabel 1](#), pada sinyal kondisi relaksasi terdapat perbedaan nilai yakni sebesar 0,1 mV, sedangkan pada sinyal kondisi kontraksi nilai perbedaan terkecil sebesar 0,1 mV dan nilai terbesar sebesar 0,2 mV. Nilai perbedaan ini disebabkan karena factor penguatan yang dilakukan oleh penguat OP-Amp tidak tepat sebesar empat kali penguatan dimana penguatan sinyal tersebut bertujuan untuk melakukan kompensasi perbedaan resolusi DAC eksternal 12 bit dengan ADC internal 10 bit. Namun perbedaan ini tidak terlalu signifikan untuk sinyal fisiologis yang dihasilkan.

**Tabel 1** Nilai rata-rata amplitudo sinyal EMG jari kelingking antara data generator sinyal dan data naracoba

Rekaman dari Generator Sinyal			Rekaman dari Naracoba			Besarnya nilai perbedaan dari dua percobaan	
EMG Jari Kelingking	Relaksasi	Kontraksi	EMG Jari Kelingking	Relaksasi	Kontraksi	Relaksasi	Kontraksi
Bagian 1	1,6357 V	1,6396 V	Bagian 1	1,6357 V	1,6398 V	0 V	0,0002 V
Bagian 2	1,6442 V	1,6376 V	Bagian 2	1,6442 V	1,6377 V	0 V	0,0001 V
Bagian 3	1,6440 V	1,6398 V	Bagian 3	1,6439 V	1,6400 V	0,0001 V	0,0002 V
Bagian 4	1,6435 V	1,6411 V	Bagian 4	1,6435 V	1,6412 V	0 V	0,0001 V
Bagian 5	1,6435 V	1,6472 V	Bagian 5	1,6435 V	1,6473 V	0 V	0,0001 V
Bagian 6	1,6435 V	-	Bagian 6	1,6436 V	-	0,0001 V	

Adapun nilai rata-rata amplitudo untuk sinyal EOG mata ke kanan dan ke kiri dihitung dengan menggunakan [Persamaan \(3\)](#) dan [Persamaan \(4\)](#). Pada kedua sinyal ini, nilai rata-rata amplitudo dihitung berdasarkan nilai amplitudo rata-rata puncak (P), lembah (L), dan selisih nilai puncak dengan lembah ( $\Delta PL$ ) seperti yang diperlihatkan pada [Gambar 14\(b\)](#) dan [Gambar 14\(c\)](#). Hasil dari perhitungan ini diperlihatkan pada [Tabel 2](#).

$$Rata^2 \text{ lembah} = \frac{\sum \text{nilai lembah}}{\text{jumlah lembah } (n)} \dots\dots (3)$$

$$Rata^2 \text{ puncak} = \frac{\sum \text{nilai puncak}}{\text{jumlah puncak } (n)} \dots\dots (4)$$

Berdasarkan data yang diperlihatkan [Tabel 2](#), sinyal EOG mata ke kanan memiliki nilai perbedaan rata-rata puncak sebesar 4,9 mV, nilai perbedaan rata-rata lembah sebesar 4,9 mV, dan nilai rata-rata selisih antara nilai puncak dengan nilai lembah ( $\Delta PL$ ) tidak memiliki nilai perbedaan. Adapun sinyal EOG mata ke kiri nilai perbedaan rata-rata puncak sebesar 3,9 mV, nilai perbedaan rata-rata lembah sebesar 4,9 mV, dan nilai rata-rata selisih antara nilai puncak dengan lembah ( $\Delta PL$ ) memiliki nilai perbedaan sebesar 1 mV. Dari hasil pengujian ini dapat dibuktikan bahwa perbedaan amplitudo sinyal tidak begitu signifikan, sehingga kedua sinyal masih dinyatakan memiliki bentuk yang sama baik dari sisi periode maupun dari sisi amplitudo.

**Tabel 2** Nilai rata-rata amplitudo sinyal EOG mata ke kanan dan ke kiri antara data generator sinyal dan data naracoba

EOG Mata ke Kanan								
Rekaman dari Generator Sinyal			Rekaman dari Naracoba			Besar nilai perbedaan dari dua percobaan		
Puncak	Lembah	$\Delta PL$	Puncak	Lembah	$\Delta PL$	Puncak	Lembah	$\Delta PL$
2,0332 V	1,2651 V	0,7682 V	2,0283 V	1,2602 V	0,7682 V	0,0049 V	0,0049 V	0 V

EOG Mata ke Kiri								
Rekaman dari Generator Sinyal			Rekaman dari Naracoba			Besar nilai perbedaan dari dua percobaan		
Puncak	Lembah	$\Delta PL$	Puncak	Lembah	$\Delta PL$	Puncak	Lembah	$\Delta PL$
1,9120 V	1,4125 V	0,4995	1,9081 V	1,4076 V	0,5005 V	0,0039 V	0,0049 V	0,001 V

Dari hasil penelitian awal ini, maka pengembangan sistem generator sinyal dapat dikembangkan lebih lanjut untuk sinyal-sinyal fisiologis lainnya seperti *electrocardiogram* (ECG), dan *electroencephalogram* (EEG). Prosedur pembangkitan sinyal fisiologis dapat menggunakan prosedur yang sama pada penelitian ini yaitu data digital dari sinyal fisiologis dapat direkam terlebih dahulu dari naracoba lalu dibangkitkan kembali dengan menggunakan sistem instrumentasi elektronika berbasis mikrokontroler. Namun tentu saja, pengembangan sistem lain seperti media penyimpanan data digital dapat juga digantikan dengan menggunakan memori eksternal sehingga data yang dapat disimpan lebih besar. Begitu juga dengan data digital dari sinyal fisiologis, selain dapat berasal dari naracoba, bisa juga data digital berasal dari data hasil persamaan matematis seperti yang dilakukan oleh Burke dan Nasor serta Edelmann dan rekan untuk sinyal menghasilkan ECG buatan [14], [15] atau data digital dapat juga berasal dari database sinyal fisiologis yang telah disediakan oleh komunitas-komunitas di bidang kedokteran.

#### 4. KESIMPULAN

Dari hasil penelitian ini dapat disimpulkan bahwa bentuk sinyal EMG dan EOG yang dihasilkan dari sistem secara visual  $\pm 100\%$  sama dengan sinyal EMG dan EOG yang direkam terhadap naracoba. Namun, sinyal-sinyal fisiologis yang dihasilkan memiliki perbedaan nilai rata-rata amplitudo yang relatif kecil yaitu sebesar 0,1 mV sampai dengan 4,9 mV. Hal ini dapat disimpulkan bahwa sistem generator sinyal telah dapat membangkitkan atau menyimulasikan sinyal fisiologis yang dihasilkan oleh tubuh manusia, sehingga dapat dijadikan sebagai pengganti naracoba.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] B. Rim, N. J. Sung, S. Min, and M. Hong, "Deep learning in physiological signal data: A survey," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 4, 2020, doi: 10.3390/s20040969. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/4/969>
- [2] A. Kaur, "Wheelchair control for disabled patients using EMG/EOG based human machine interface: a review," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 45, no. 1, pp. 61–74, 2021, doi: 10.1080/03091902.2020.1853838. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33302770/>

- [3] N. Barbara, T. A. Camilleri, and K. P. Camilleri, "A comparison of EOG baseline drift mitigation techniques," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 57, p. 101738, 2020, doi: 10.1016/j.bspc.2019.101738. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1746809419303192>
- [4] A. Gawad *et al.*, "EOG acquisition system based on ATmega AVR microcontroller," *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput.*, vol. 14, no. 12, pp. 16589–16605, 2023, doi: 10.1007/s12652-023-04622-9. [Online]. Available: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s12652-023-04622-9.pdf>
- [5] T. Triadi, I. Wijayanto, and S. Hadiyoso, "Electrooculogram (EOG) based Mouse Cursor Controller Using the Continuous Wavelet Transform and Statistic Features," *Lontar Komput. J. Ilm. Teknol. Inf.*, vol. 12, no. 1, p. 53, 2021, doi: 10.24843/lkijiti.2021.v12.i01.p06. [Online]. Available: <https://ojs.unud.ac.id/index.php/lontar/article/view/70269/39034>
- [6] H. Vieira, N. Costa, J. F. A. Alves, and L. P. Coelho, "Simulation of Abnormal Physiological Signals in a Phantom for Bioengineering Education," *Int. J. Online Biomed. Eng.*, vol. 16, no. 14, pp. 107–121, 2020, doi: 10.3991/ijoe.v16i14.16941. [Online]. Available: <https://online-journals.org/index.php/ijoe/article/view/16941/8289>
- [7] Z. Ahmad and N. Khan, "A Survey on Physiological Signal-Based Emotion Recognition," *Bioengineering*, vol. 9, no. 11, 2022, doi: 10.3390/bioengineering9110688. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/23065354/9/11/688>
- [8] M. R. Kose, M. K. Ahirwal, and A. Kumar, "A new approach for emotions recognition through EOG and EMG signals," *Signal, Image Video Process.*, vol. 15, no. 8, pp. 1863–1871, 2021, doi: 10.1007/s11760-021-01942-1. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11760-021-01942-1>
- [9] A. Pudji, R. Mak'ruf, and W. Wirasa, "Design and Build ECG Simulator," *Int. J. Sci. Res.*, vol. 8, no. 10, pp. 1084–1087, 2018, [Online]. Available: [www.ijsr.net](http://www.ijsr.net) [Online]. Available: <https://jurusankebidanan.poltekkesdepkes-sby.ac.id/wpcontent/uploads/2020/01/3.Design-and-Build.pdf>
- [10] W. Muldayani, A. M. N. Imron, K. Anam, S. Sumardi, W. Widjonarko, and Z. V. E. Fitri, "Pengenalan Pola Sinyal Electromyography (EMG) pada Gerakan Jari Tangan Kanan," *ELKOMIKA J. Tek. Energi Elektr. Tek. Telekomun. Tek. Elektron.*, vol. 8, no. 3, p. 591, 2020, doi: 10.26760/elkomika.v8i3.591. [Online]. Available: <https://ejurnal.itenas.ac.id/index.php/elkomika/article/view/3646/2376>
- [11] K. Sharma, N. Jain, and P. K. Pal, "Detection of eye closing/opening from EOG and its application in robotic arm control," *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 1, pp. 173–186, 2020, doi: 10.1016/j.bbe.2019.10.004. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0208521619304723>
- [12] O. B. D. C. Cahyo and N. Kholis, "Rancang Bangun Simulator Elektrokardiogram Menggunakan FPGA yang Terintegrasi dengan Software Python," *J. Tek. Elektro*, vol. 08, no. 03, pp. 619–625, 2019. [Online]. Available: <https://ejournal.unesa.ac.id/index.php/JTE/article/view/29276/26812>
- [13] I. D. Gede, B. Whinangun, A. Pudji, M. R. Makruf, B. Utomo, and S. Luthfiyah, "Electrocardiograph Simulator Berbasis Mikrokontroler," vol. 12, no. 1, pp. 5–13, 2019, doi: 10.35882/teknokes.v12i1.2. [Online]. Available: <https://teknokes.poltekkesdepkesby.ac.id/index.php/Teknokes/article/download/14/2>
- [14] J. C. Edelmann, D. Mair, D. Ziesel, M. Burtscher, and T. Ussmueller, "An ECG simulator with a novel ECG profile for physiological signals," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 42, no. 7, pp. 501–509, 2018, doi: 10.1080/03091902.2019.1576788. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30773952/>
- [15] M. J. Burke and M. Nasor, "An accurate programmable ECG simulator," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 25, no. 3, pp. 97–102, 2001, doi: 10.1080/03091900110051640. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11530829/>
- [16] S. E. De Lucena, "ECG simulator for testing and servicing cardiac monitors and electrocardiographs," 18th IMEKO TC4 Symp. Meas. Electr. Quant. 2011, Part Metrol. 2011, pp. 109–112, 2011. [Online]. Available: <https://www.imeko.org/publications/tc42011/IMEKO-TC4-2011-024.pdf>
- [17] A. J. Golparvar and M. K. Yapici, "Graphene Smart Textile-Based Wearable Eye Movement Sensor for Electro-Ocular Control and Interaction with Objects," *J. Electrochem. Soc.*, vol. 166, no. 9, pp. B3184–B3193, 2019, doi: 10.1149/2.0241907jes. [Online]. Available: <https://iopscience.iop.org/article/10.1149/2.0241907jes/pdf>
- [18] C. Belkhiria, A. Boudir, C. Hurter, and V. Peysakhovich, "EOG-Based Human–Computer Interface: 2000–2020 Review," pp. 1–19, 2022, doi: 10.3390/s22134914. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9269776/pdf/sensors-22-04914.pdf>
- [19] I. Muchlis, R. Maulana, and H. Fitriyah, "Implementasi Pengenalan Pergerakan Bola Mata Menggunakan Elektrode Dengan Exponential Filter," *Pengemb. Teknol. Inf. dan Ilmu Komput.*, vol. 2, no. 9, pp. 3093–3102, 2018. [Online]. Available: <https://j-ptiik.ub.ac.id/index.php/j-ptiik/article/view/2545/941>