

# ULTIMA Computing

## Jurnal Sistem Komputer

**HIDAYAT, MUHAMMAD YUSUF**

Rancang Bangun Perangkat Belajar Braille Elektronik Berbasis Raspberry Pi

**ARYA WIBISONO, M.B.NUGRAHA, MICHAEL ALDO AMOSEN,  
REZA AFRIANI MAULANA**

Passive Keyless Entry Locking Door with ESP32

**JASON ADRIAN MAHALIM, FILIPUS SAMUEL, FILBERT WIJAYA,  
MUHAMAD ALIEFIAN R**

Implementasi Kanopi Otomatis untuk Kenyamanan Termal

**ANTONIUS RILDO, ALFETO, CHATERINE CRISTIANTI**

Penggunaan Keran Air Otomatis dalam Penghematan Air

**ARIDA AMALIA ROSA, BRYAN ALEXIS SIMON,  
KEVIN SHERDY LIEANTO**

Sistem Pendeteksi Pencemar Udara Portabel Menggunakan Sensor MQ-7 dan MQ-135

**CHRISTOPHER LEONARD, NABILA HUSNA SABRINA, PUTU GANDHI  
ADITYA BAYUNTARA, YESAYA ARIEL**

Analisis Keefektifan Penggunaan Filter FIR dan IIR pada Sinyal Pernapasan EMGdi dengan Simulasi MATLAB

**JASON ADRIAN MAHALIM, MUHAMAD ALIEFIAN R, MUHAMAD RIZKY  
FEBRIANTO, NABILA HUSNA SHABRINA**

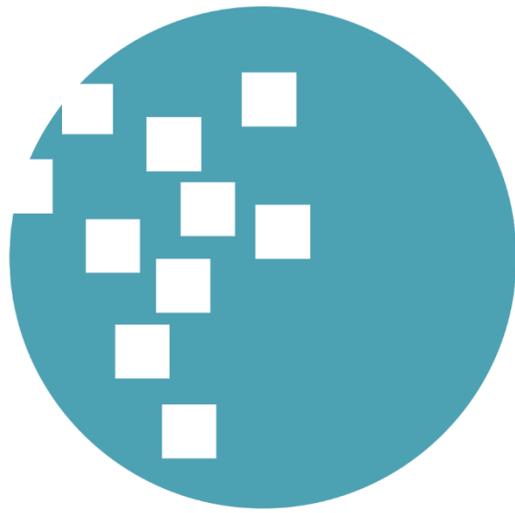
Pengaplikasian Face Recognition 3 Dimensi untuk Keamanan

**CAROLINE, NABILA HUSNA SHABRINA, MELANIA REGINA AO,  
NADYA LAURENCYA, VANESSA LEE**

Analisis Aplikasi Filter FIR dan Filter IIR dalam Pra-pemrosesan Sinyal Elektroensefalografi

**MARKUS AMINIUS GIELBERT, NABILA HUSNA SHABRINA,  
ANDRE WIJAYA, JEREMY PRATAMA WIJAYA**

Perbandingan Pola Sinyal Penyakit Myocardial Infarction dengan Jantung Normal Menggunakan Metode Wavelet Symlet



**UMN**

UNIVERSITAS  
MULTIMEDIA  
NUSANTARA

## SUSUNAN REDAKSI

### Pelindung

Dr. Ninok Leksono

### Penanggungjawab

Dr. Ir. P.M. Winarno, M.Kom.

### Pemimpin Umum

Samuel Hutagalung, M.T.I.

### Mitra Bestari

(UMN) Hira Meidia, B.Eng., Ph.D.

(UMN) Dr. Rangga Winantyo, Ph.D.

(Universitas Indonesia) Filbert Hilman

Juwono, S.T., M.T.

(Tanri Abeng University) Nur Afny Catur

Andryani, M.Sc.

(UMN) Kanisius Karyono, S.T., M.T.

(UMN) Ahmad Syahril Muharom, S.Pd., M.T.

(UMN) Adhi Kusnadi, S.T., M.Kom.

(UMN) Dennis Gunawan S.Kom., M.Sc.,

CEH, CEI, CND

### Ketua Dewan Redaksi

Ni Made Satvika Iswari, S.T., M.T.

### Dewan Redaksi

Wella, S.Kom., M.S.I., COBIT5

M.B.Nugraha, S.T., M.T.

Andre Rusli, S.Kom., M.Sc

### Desainer dan Layouter

M.B.Nugraha, S.T., M.T.

Dyah Ayu Anggreini Tuasikal, S.T., M.T.

### Sirkulasi dan Distribusi

Sularmin

### Keuangan

I Made Gede Suteja, S.E.

## ALAMAT REDAKSI

Universitas Multimedia Nusantara (UMN)

Jl. Scientia Boulevard

Gading Serpong

Tangerang, Banten - 15811

Telp. (021) 5422 0808

Faks. (021) 5422 0800

Surel. ultimacomputing@umn.ac.id



**Jurnal ULTIMA Computing** merupakan Jurnal Program Studi Sistem Komputer Universitas Multimedia Nusantara yang menyajikan artikel-artikel penelitian ilmiah dalam bidang Sistem Komputer serta isu-isu teoritis dan praktis yang terkini, mencakup komputasi, organisasi dan arsitektur komputer, programming, embedded system, sistem operasi, jaringan dan internet, integrasi sistem, serta topik lainnya di bidang Sistem Komputer. Jurnal ULTIMA Computing terbit secara berkala dua kali dalam setahun (Juni dan Desember) dan dikelola oleh Program Studi Sistem Komputer Universitas Multimedia Nusantara bekerjasama dengan UMN Press.

# Call for Papers



**International Journal of New Media Technology (IJNMT)** is a scholarly open access, peer-reviewed, and interdisciplinary journal focusing on theories, methods and implementations of new media technology. Topics include, but not limited to digital technology for creative industry, infrastructure technology, computing communication and networking, signal and image processing, intelligent system, control and embedded system, mobile and web based system, and robotics. IJNMT is published annually by Information and Communication Technology Faculty of Universitas Multimedia Nusantara in cooperation with UMN Press.



**Jurnal ULTIMATICS** merupakan Jurnal Program Studi Teknik Informatika Universitas Multimedia Nusantara yang menyajikan artikel-artikel penelitian ilmiah dalam bidang analisis dan desain sistem, *programming*, algoritma, rekayasa perangkat lunak, serta isu-isu teoritis dan praktis yang terkini, mencakup komputasi, kecerdasan buatan, pemrograman sistem *mobile*, serta topik lainnya di bidang Teknik Informatika.



**Jurnal ULTIMA Computing** merupakan Jurnal Program Studi Sistem Komputer Universitas Multimedia Nusantara yang menyajikan artikel-artikel penelitian ilmiah dalam bidang Sistem Komputer serta isu-isu teoritis dan praktis yang terkini, mencakup komputasi, organisasi dan arsitektur komputer, *programming*, *embedded system*, sistem operasi, jaringan dan internet, integrasi sistem, serta topik lainnya di bidang Sistem Komputer.



**Jurnal ULTIMA InfoSys** merupakan Jurnal Program Studi Sistem Informasi Universitas Multimedia Nusantara yang menyajikan artikel-artikel penelitian ilmiah dalam bidang Sistem Informasi, serta isu-isu teoritis dan praktis yang terkini, mencakup sistem basis data, sistem informasi manajemen, analisis dan pengembangan sistem, manajemen proyek sistem informasi, *programming*, mobile information system, dan topik lainnya terkait Sistem Informasi.

# DAFTAR ISI

<b>Rancang Bangun Perangkat Belajar Braille Elektronik Berbasis Raspberry Pi</b> Hidayat, Muhammad Yusuf	01-08
<b>Passive Keyless Entry Locking Door with ESP32</b> Arya Wibisono, M.B.Nugraha, Michael Aldo Amosen, Reza Afriani Maulana	09-12
<b>Implementasi Kanopi Otomatis untuk Kenyamanan Termal</b> Jason Adrian Mahalim, Filipus Samuel, Filbert Wijaya, Muhamad Aliefian R	13-16
<b>Penggunaan Keran Air Otomatis dalam Penghematan Air</b> Antonius Rildo, Alfeto, Chaterine Cristianti	17-22
<b>Sistem Pendeteksi Pencemar Udara Portabel Menggunakan Sensor MQ-7 dan MQ-135</b> Arida Amalia Rosa, Bryan Alexis Simon, Kevin Sherdy Lieanto	23-28
<b>Analisis Keefektifan Penggunaan Filter FIR dan IIR pada Sinyal Pernapasan EMGdi dengan Simulasi MATLAB</b> Christopher Leonard, Nabila Husna Sabrina, Putu Gandhi Aditya Bayuntara, Yesaya Ariel	29-34
<b>Pengaplikasian Face Recognition 3 Dimensi untuk Keamanan</b> Jason Adrian Mahalim, Muhamad Aliefian R, Muhamad Rizky Febrianto, Nabila Husna Shabrina	35-39
<b>Analisis Aplikasi Filter FIR dan Filter IIR dalam Pra-pemrosesan Sinyal Elektroensefalografi</b> Caroline, Nabila Husna Shabrina, Melania Regina Ao, Nadya Laurency, Vanessa Lee	40-48
<b>Perbandingan Pola Sinyal Penyakit Myocardial Infarction dengan Jantung Normal Menggunakan Metode Wavelet Symlet</b> Markus Aminius Gielbert, Nabila Husna Shabrina, Andre Wijaya, Jeremy Pratama Wijaya	49-56

## KATA PENGANTAR

Salam ULTIMA!

Jurnal ULTIMA Computing merupakan Jurnal Program Studi Sistem Komputer Universitas Multimedia Nusantara yang menyajikan artikel-artikel penelitian ilmiah dalam bidang Sistem Komputer serta isu-isu teoritis dan praktis yang terkini, mencakup komputasi, organisasi dan arsitektur komputer, programming, *embedded system*, sistem operasi, jaringan dan internet, integrasi sistem, serta topik lainnya di bidang Sistem Komputer.

Pada edisi Juni 2020 ini, ULTIMA Computing telah memasuki Edisi ke-1 dari Volume XII. Dalam jurnal ini terdapat sembilan buah karya tulis ilmiah yang berasal dari para peneliti, akademisi dan praktisi di bidang Sistem Komputer. Beberapa topik yang diangkat dalam jurnal ini, antara lain Rancang Bangun Perangkat Belajar Braille Elektronik Berbasis Raspberry Pi, Passive Keyless Entry Locking Door with ESP32, Implementasi Kanopi Otomatis untuk Kenyamanan Termal, Penggunaan Keran Air Otomatis dalam Penghematan Air, Sistem Pendeteksi Pencemar Udara Portabel Menggunakan Sensor MQ-7 dan MQ-135, Analisis Keefektifan Penggunaan Filter FIR dan IIR pada Sinyal Pernapasan EMG di dengan Simulasi MATLAB, Pengaplikasian Face Recognition 3 Dimensi untuk Keamanan, Analisis Aplikasi Filter FIR dan Filter IIR dalam Pra-pemrosesan Sinyal Elektroensefalografi, serta Perbandingan Pola Sinyal Penyakit Myocardial Infarction dengan Jantung Normal Menggunakan Metode Wavelet Symlet.

Pada kesempatan kali ini juga kami ingin mengundang partisipasi para pembaca yang budiman, para peneliti, akademisi, maupun praktisi, di bidang Teknik dan Informatika, untuk mengirimkan karya ilmiah yang berkualitas pada: International Journal of New Media Technology (IJNMT), ULTIMATICS, ULTIMA InfoSys dan ULTIMA Computing. Informasi mengenai pedoman dan template penulisan, serta informasi terkait lainnya dapat diperoleh melalui alamat surel [ultimacomputing@umn.ac.id](mailto:ultimacomputing@umn.ac.id).

Akhir kata, kami mengucapkan terima kasih kepada seluruh kontributor dalam ULTIMA Computing Edisi Juni 2020 ini. Kami berharap artikel-artikel ilmiah hasil penelitian dalam jurnal ini dapat bermanfaat dan memberikan sumbangsih terhadap perkembangan penelitian dan keilmuan di Indonesia.

Juni 2020,

**Ni Made Satvika Iswari, S.T., M.T.**  
Ketua Dewan Redaksi

# Rancang Bangun Perangkat Belajar *Braille* Elektronik Berbasis *Raspberry Pi*

Hidayat<sup>1</sup>, Muhammad Yusuf<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Teknik Komputer, Universitas Komputer Indonesia, Bandung, Indonesia  
[hidayat@email.unikom.ac.id](mailto:hidayat@email.unikom.ac.id)

Diterima 7 April 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—The aim of the present research was to design and implement a *braille* electronic learning device for helping children who are blind in studying. The method used was an experimental method that includes the study of literature, the design process, the process of implementing tool manufacturing and also functional testing. This is made easier for blind people to learn to arrange words in *braille* and translate it to english or bahasa vice versa and convert *braille* to speech using eSpeak application, as a very popular application with free access. The system designed consists of the *Raspberry Pi* as the main data processor, six push-buttons as input for *braille* codes, five push-buttons as control buttons, external MMC memory as a storage place for the operating system documents used by *Raspberry Pi* and also as a storage place for digital information such as applications that are made and also voices and the speaker functions as voice output, and also the LCD functions to display letters or numbers entered by users, it is only intended for teachers or instructors who can see when accompanying blind students. The overall system test results produce the expected output, which can speak words or numbers and translate words in two languages (Bahasa-English) correctly.

**Index Terms**—Braille, Braille Electronic Learning, Braille to Speech, Raspberry Pi, Tunanetra

## I. PENDAHULUAN

Kesempatan belajar merupakan hak bagi semua anak-anak khususnya di Indonesia, tak terkecuali anak-anak berkebutuhan khusus, salah satunya adalah anak-anak penyandang tunanetra. Anak-anak yang memiliki keterbatasan tersebut oleh pemerintah telah disediakan fasilitas pendidikan khusus disesuaikan dengan derajat dan jenis difabelnya yang disebut dengan Sekolah Luar Biasa (SLB).

Namun, saat ini sebagian besar sarana dan alat bantu pembelajaran bagi tunanetra di SLB secara umum masih konvensional yaitu menggunakan *reglet* dan *stylus* [1]. Penulisan *braille* dengan perangkat tersebut harus dituliskan pada kertas khusus yang tebal agar dapat diraba oleh penyandang tunanetra pada saat belajar membaca. Proses belajar seperti memerlukan seorang guru pendamping yang memahami kode *braille* untuk melafalkan setiap kode *braille*. Sementara itu, pada penelitian [2] ditemui bahwa

siswa tunanetra menghadapi beberapa keterbatasan dalam mengakses dan memanfaatkan fasilitas Teknologi Informasi dan Komunikasi (TIK) untuk meningkatkan kualitas pengalaman belajarnya. Hal ini juga dapat disebabkan karena terbatasnya perangkat aplikasi TIK yang diperuntukkan bagi penyandang tunanetra. Beberapa penelitian yang pernah dilakukan terkait perangkat belajar bagi tunanetra salah satunya adalah pada penelitian [3] yang membahas tentang pelafalan suku kata dari kode *braille*. Penelitian lainnya, yaitu penelitian perangkat belajar iqra dan Al-Qur'an [4]–[6].

Pada *paper* ini dibahas sebuah penelitian pengembangan pada perangkat belajar menyusun huruf dan kata secara elektronik bagi tunanetra. Oleh karena itu, sistem yang dirancang harus dapat membaca huruf, kata maupun kalimat yang dimasukkan dalam kode *braille*. Selain itu, perangkat juga dirancang agar dapat menerjemahkan kata maupun kalimat dalam bahasa Inggris ke Indonesia ataupun sebaliknya sebagai alat bantu belajar bahasa Inggris. Keluaran perangkat yang dirancang berupa suara pelafalan kata maupun kalimat yang dimasukkan oleh pengguna. Proses penerjemahan kata maupun kalimat ke pelafalan menggunakan aplikasi *eSpeak* yang merupakan aplikasi *Text to Speech* (TTS) yang populer untuk menerjemahkan teks ke dalam suara seperti yang digunakan pada penelitian [7] dan [8]. Selain itu, aplikasi *eSpeak* dapat diakses secara gratis. Adanya perangkat belajar *braille* elektronik yang dapat langsung dioperasikan oleh siswa tunanetra ini diharapkan dapat mengurangi ketergantungan penyandang tunanetra kepada pendamping selama melakukan belajar secara mandiri.

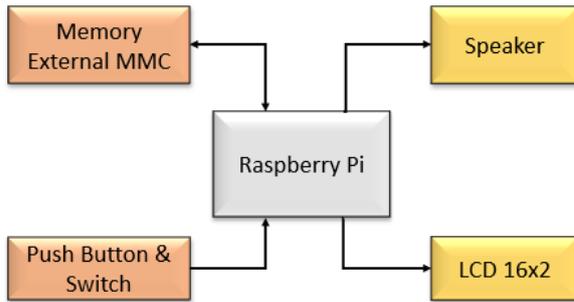
## II. PERANCANGAN

Perancangan yang dilakukan terdiri dari perancangan perangkat keras dan perancangan perangkat lunak.

### A. Perancangan Perangkat Keras

Pada perancangan perangkat keras ditentukan sejumlah komponen yang diperlukan untuk membangun perangkat yang akan dirancang. Sistem

perangkat keras yang dirancang ditampilkan pada Gambar 1.



Gambar 1. Diagram blok sistem

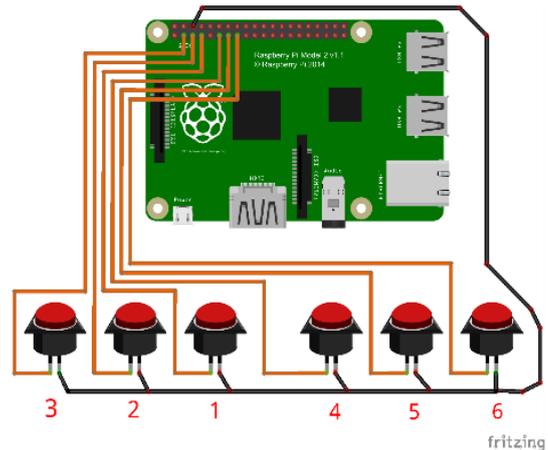
Sejumlah komponen yang digunakan adalah:

- *Push button*, berfungsi sebagai masukan berbentuk *braille* untuk huruf atau angka yang akan diubah menjadi suara.
- *Raspberry Pi*, berfungsi sebagai pengolah data sehingga dapat melakukan pembacaan pada masukan *push button* dan mengeluarkannya dalam bentuk suara melalui *Speaker*. *Raspberry* merupakan sebuah 2computer berukuran kecil yang termasuk kedalam jenis (*single-board circuit*, SBC)[9]. *Raspberry Pi* banyak digunakan pada banyak aplikasi sebagai pengontrol utama. Secara umum, *Raspberry Pi* digunakan untuk sistem pengontrolan dan pemantauan [10]–[13].
- Memori *External MMC*, berfungsi sebagai tempat penyimpanan dokumen sistem operasi yang digunakan oleh *Raspberry Pi* dan juga sebagai tempat penyimpanan informasi digital seperti aplikasi yang dibuat dan juga suara.
- *Speaker*, berfungsi sebagai keluaran berbentuk suara.
- LCD 16x2, berfungsi untuk menampilkan huruf atau angka yang dimasukkan oleh pengguna, LCD ini hanya diperuntukan bagi guru atau pengajar yang dapat melihat ketika mendampingi pelajar tunanetra selama belajar.

Selain itu, sistem catu daya pada perangkat yang dirancang menggunakan baterai yang dapat diisi ulang sehingga saat penggunaan perangkat tidak memerlukan kabel yang terus tersambung pada daya listrik PLN.

Pada alat terdapat rangkaian *push button* yang merupakan salah satu komponen utama. *Push button* digunakan sebagai masukan huruf dan angka dalam bentuk kode *braille* yang nantinya akan diterjemahkan oleh *Raspberry Pi* dengan program *Python* yang telah dibuat. *Push button* disusun sesuai dengan standar mesin ketik *braille* bagi tunanetra [14], sehingga penyandang tunanetra dapat dengan mudah memahami letak titik *braille* berdasarkan *push button*. Gambar 2

merupakan rancangan *push button* yang berfungsi sebagai masukan kode *braille* dengan enam *push button*.



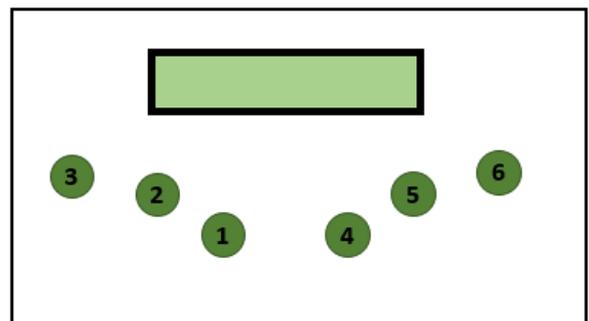
Gambar 2. Rangkaian *push button* kode *braille*

Rincian pin GPIO yang digunakan oleh tombol *braille* untuk terhubung dengan *Raspberry Pi* ditunjukkan pada Tabel 1.

Tabel 1. Rincian GPIO Pin untuk tombol *braille*

No.	GPIO	No. Pin	Keterangan
1	4	7	<i>Braille</i> Titik Nomor 3
2	3	5	<i>Braille</i> Titik Nomor 2
3	2	3	<i>Braille</i> Titik Nomor 1
4	17	11	<i>Braille</i> Titik Nomor 4
5	27	13	<i>Braille</i> Titik Nomor 5
6	22	15	<i>Braille</i> Titik Nomor 6

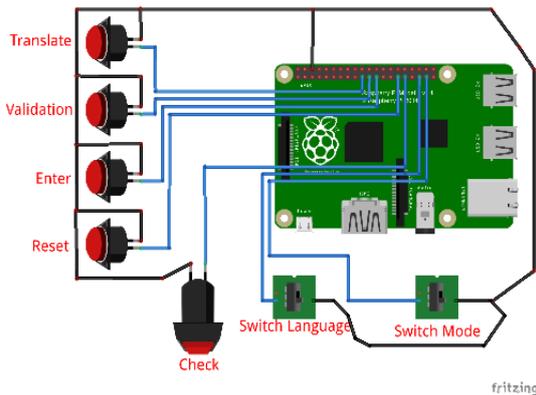
Rancangan penempatan 6 tombol kode *braille* pada perangkat diperlihatkan pada Gambar 3.



Gambar 3. Penempatan *push button* pada perangkat

Selain sebagai masukan yang mewakili enam titik *braille*, terdapat juga lima *push button* yang difungsikan sebagai navigasi, antara lain validasi, *enter*, *reset*, terjemah, dan juga sebagai penanda masukan angka atau huruf, selain itu juga terdapat dua

saklar sebagai pemilihan mode dan bahasa seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.



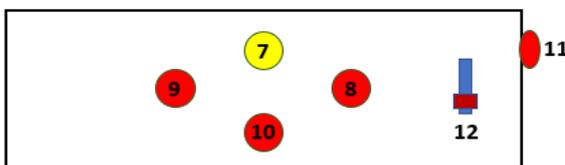
Gambar 4. Rangkaian *push button* dan *switch* sebagai navigasi

Tabel 2 merupakan rincian pin GPIO dan fungsi masing-masing tombol navigasi yang terletak pada bagian belakang perangkat.

Tabel 2. Rincian GPIO Pin untuk tombol navigasi

No.	Push button	GPIO	No. Pin	Fungsi
7	Validasi	9	21	Tombol untuk memvalidasi jika masukan kode <i>braille</i> yang telah ditekan
8	Enter	11	23	Tombol untuk memulai pelafalan suara dari kata atau angka yang disusun.
9	Reset	19	35	Tombol untuk membersihkan tampilan pada LCD dan juga Terminal Linux.
10	Check	6	31	Untuk menentukan masukan berupa huruf atau angka
11	Translate	10	19	Tombol untuk menterjemahkan kata yang telah disusun
12	Switch Bahasa	5	29	Untuk memilih bahasa yang akan digunakan (Indonesia / Inggris)

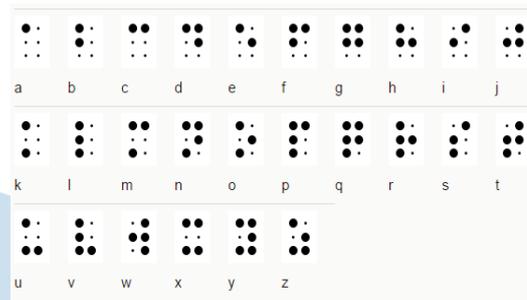
Gambar 5 merupakan gambar rancangan penempatan tombol dan *switch* navigasi pada bagian depan perangkat.



Gambar 5. Penempatan tombol navigasi pada bagian depan perangkat

### B. Perancangan Perangkat Lunak

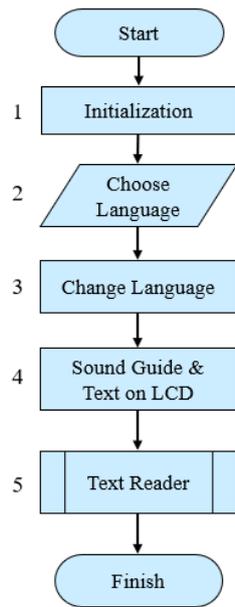
Pada bagian ini, sistem dirancang agar dapat mengubah kode *braille* menjadi huruf dan angka. Kode *braille* untuk alfabet ditunjukkan pada Gambar 6. Sementara itu, kode *braille* untuk angka 1 hingga 9 sama dengan kode *braille* untuk huruf A hingga I. Selain itu, kode *braille* untuk angka 0 setara dengan huruf J. Metode konversi dirancang dengan mengikuti aturan dan ketentuan untuk pembacaan *braille* melalui manual instruksi pada [14].



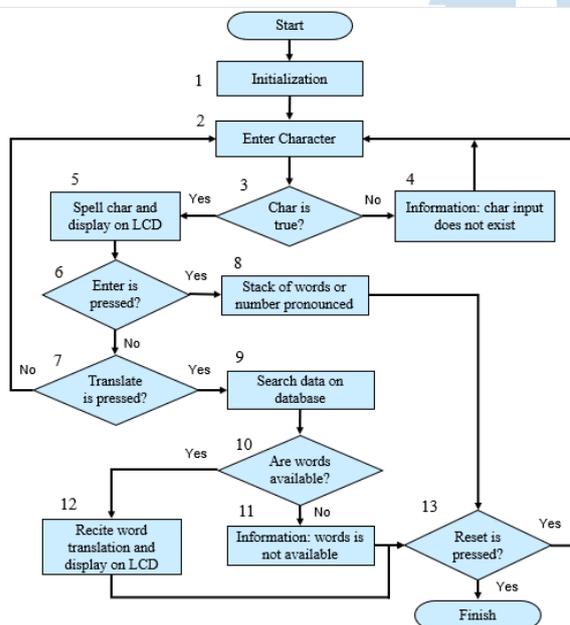
Gambar 6. Kode *braille* untuk huruf

Diagram alir program utama perancangan perangkat lunak pada *Raspberry Pi* diperlihatkan pada Gambar 7. Selanjutnya, implementasi alur program tersebut dibuat menggunakan bahasa pemrograman Python yang dijalankan pada *Raspberry Pi*. Selain itu, program aplikasi yang digunakan untuk melakukan pengubahan dari huruf, angka maupun kata ke dalam bentuk suara adalah program aplikasi *eSpeak*.

Adapun penjelasan alur program utama pada Gambar 7 adalah sebagai berikut: (1) pada tahap awal program akan melakukan proses inisialisasi pada *port* GPIO *Raspberry Pi* dan variabel-variabel yang digunakan dalam program utama; (2) selanjutnya, sistem akan membaca masukan pemilihan bahasa yang akan digunakan apakah bahasa Inggris atau Indonesia; pemasukan bahasa ini diperoleh dari saklar pemilihan bahasa (*switch language*); (3) setelah bahasa yang akan digunakan dipilih maka sistem akan mengubah bahasa yang digunakan berdasarkan pilihan; (4) pada tahap ini sistem akan mengeluarkan suara panduan penggunaan perangkat bagi pengguna; (5) selanjutnya, sistem akan mulai menjalankan prosedur *Text Reader*, yaitu prosedur untuk menjalankan pembacaan masukan kode *braille* dan melafalkan susunannya dan juga dapat melafalkan terjemahannya.



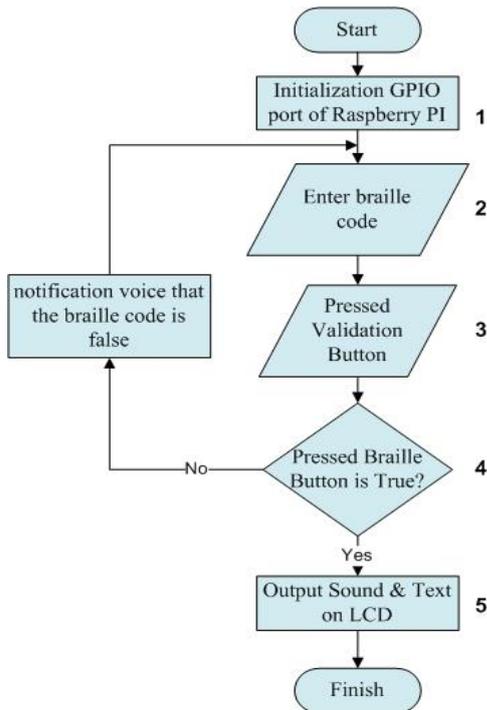
Gambar 7. Diagram alir program utama

Gambar 8. Diagram alir prosedur *Text Reader*

Selanjutnya, diagram alir prosedur *Text Reader* yang menjadi bagian inti pada perangkat ini ditampilkan pada Gambar 8. Adapun penjelasan alur program prosedur tersebut adalah sebagai berikut: (1) pada tahap awal program akan melakukan proses inialisasi pada port GPIO dan variabel-variabel yang digunakan pada bagian prosedur ini; (2) selanjutnya sistem menunggu pemasukan karakter dari *push button* melalui prosedur *Enter Character*; (3) kemudian sistem akan memeriksa apakah karakter yang dimasukkan sesuai dengan yang terdapat pada

sistem atau tidak; (4) jika karakter yang dimasukkan tidak terdapat dalam sistem maka sistem akan mengeluarkan informasi kesalahan dalam bentuk suara bahwa karakter yang dimasukkan tidak tersedia pada sistem dan program akan kembali ke pembacaan karakter; (5) jika karakter yang dimasukkan terdapat pada sistem maka sistem akan menampilkan karakter tersebut pada LCD dan melafalkannya; (6) selanjutnya sistem akan membaca apakah ada penekanan tombol *Enter* atau tidak; (7) jika tidak ada penekanan pada tombol *Enter* maka sistem akan membaca apakah tombol *Translate* ditekan atau tidak; (8) jika tombol *Enter* ditekan maka sistem akan menjalankan prosedur untuk melafalkan kata (susunan karakter) atau angka yang telah dimasukkan sebelumnya; (9) jika tombol *Translate* ditekan maka sistem akan menjalankan prosedur untuk mencari kata yang dimasukkan dalam *database*; (10) selanjutnya sistem akan mendeteksi apakah kata terdapat dalam *database* atau tidak; (11) jika kata tidak terdapat dalam *database* maka sistem akan memberikan informasi bahwa kata yang dimasukkan tidak terdapat dalam *database* sistem; (12) jika kata yang dimasukkan terdapat dalam *database* maka sistem akan melafalkan hasil terjemahan dari kata yang telah dimasukkan tersebut; (13) dan pada bagian akhir, sistem akan membaca

Diagram alir pemasukan karakter (*Enter Character*) ditampilkan pada Gambar 9. Adapun penjelasan alur program pada Gambar 9 adalah sebagai berikut: (1) pada tahap awal program akan melakukan proses inialisasi pada *Port GPIO* dan variabel-variabel yang digunakan pada penekanan tombol *Reset* untuk memastikan program kembali ke tahap awal bagian prosedur ini; (2) selanjutnya sistem akan menjalankan pembacaan masukan karakter dari enam buah *push button* (*push button* 3, 2, 1, 4, 5, 6 yang mewakili enam titik kode *braille*); (3) kemudian sistem akan memeriksa apakah karakter yang dimasukkan terdapat pada sistem atau tidak setelah dilakukan penekanan tombol validasi; (4) jika karakter yang dimasukkan tidak terdapat pada sistem akan memberikan informasi kesalahan dalam bentuk suara bahwa karakter yang dimasukkan tidak dikenali oleh sistem dan program akan kembali ke pembacaan karakter; (5) jika karakter yang dimasukkan terdapat pada sistem, sistem akan menampilkan karakter tersebut pada LCD dan melafalkannya.



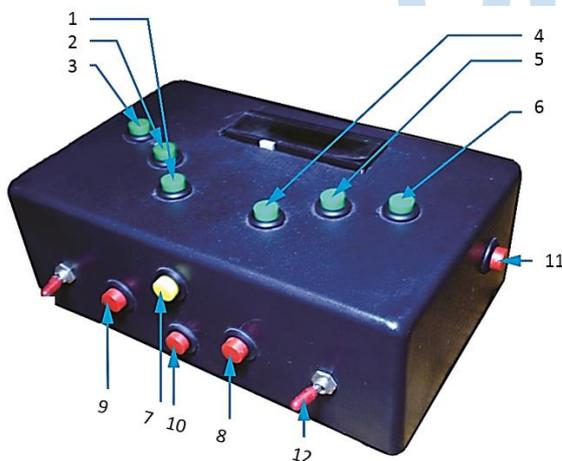
Gambar 9. Diagram alir prosedur *Enter Character*

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bagian ini akan dibahas tentang hasil perancangan dan pengujian telah dilakukan pada perangkat. Pengujian dilakukan untuk mengetahui apakah sistem yang telah dibangun telah berfungsi dengan benar atau tidak.

A. Tampilan Perangkat Keras

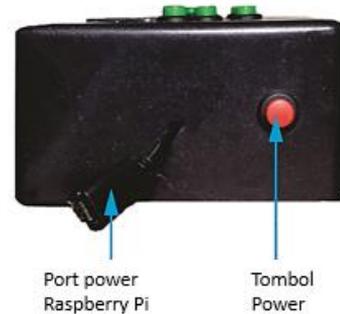
Hasil rancangan perangkat keras *braille electronic learning* diperlihatkan pada Gambar 10.



Gambar 10. Perangkat yang telah dirancang

Pada gambar 10 terdapat sejumlah *push button* yang digunakan untuk memasukkan karakter dalam kode *braille* (*push button* 1, 2, 3, 4, 5, 6) dan *push*

*button* untuk untuk navigasi (*push button* 7, 8, 9, 10, 11). Penempatan *push button* ini disesuaikan dengan kemampuan jangkauan ujung jari-jemari pengguna. Selain itu, perangkat juga dilengkapi dengan *port* untuk mengisi daya baterai dan tombol *power* seperti ditampilkan pada Gambar 11. Sementara itu, pada Gambar 12 ditunjukkan indikator baterai penuh dan lemah serta *port jack audio* untuk memasang *speaker* atau *earphone*.



Gambar 11. Tampilan perangkat pada bagian samping kiri



Gambar 12. Tampilan perangkat pada bagian belakang

Adapun spesifikasi perangkat yang telah dibangun ditunjukkan pada Tabel 3.

Tabel 3. Spesifikasi dari alat yang telah dibangun

Komponen		Spesifikasi
Platform	Mini PC	<i>Raspberry Pi 2</i>
Display	Tipe	LCD
	Ukuran	16x2
Suara	3.5mm jack	Ya
Body	Ukuran	18 x 11 x 6 cm
	Berat	538 gram
Baterai	Kapasitas	4 cell 8050 mAh
	Daya tahan	7 jam
	Waktu isi ulang	6 jam (full charger)
	Indikator	Ya
Fitur	User	Multi-user
	Kamus	IND-ENG-IND (5295 kata)

*B. Pengujian Pelafalan Angka, Huruf dan Simbol*

Hasil pengujian masukan angka huruf dan simbol serta pelafalannya ditunjukkan pada Tabel 4, Tabel 5 dan Tabel 6.

Tabel 4. Pengujian masukan angka

Angka	Push button						Terlantunkan
	3	2	1	4	5	6	
1	o	o	•	o	o	o	√
2	o	•	•	o	o	o	√
3	o	o	•	•	o	o	√
4	o	o	•	•	•	o	√
5	o	o	•	o	•	o	√
6	o	•	•	•	o	o	√
7	o	•	•	•	•	o	√
8	o	•	•	o	•	o	√
9	o	•	o	•	o	o	√
0	o	•	o	•	•	o	√

Hasil pengujian angka pada Tabel 4 menunjukkan bahwa setiap angka dasar yang dimasukkan dapat dikenali oleh sistem dengan benar.

Tabel 5. Hasil pengujian masukan perhuruf

Huruf	Push button						Terlantunkan
	3	2	1	4	5	6	
A	o	o	•	o	o	o	√
B	o	•	•	o	o	o	√
C	o	o	•	•	o	o	√
D	o	o	•	•	•	o	√
E	o	o	•	o	•	o	√
F	o	•	•	•	o	o	√
G	o	•	•	•	•	o	√
H	o	•	•	o	•	o	√
I	o	•	o	•	o	o	√
J	o	•	o	•	•	o	√
K	•	o	•	o	o	o	√
L	•	•	•	o	o	o	√
M	•	o	•	•	o	o	√
N	•	o	•	•	•	o	√
O	•	o	•	o	•	o	√
P	•	•	•	•	o	o	√
Q	•	•	•	•	•	o	√
R	•	•	•	o	•	o	√
S	•	•	o	•	o	o	√
T	•	•	o	•	•	o	√
U	•	o	•	o	o	•	√
V	•	•	•	o	o	•	√
W	o	•	o	•	•	•	√
X	•	o	•	•	o	•	√
Y	•	o	•	•	•	•	√
Z	•	o	•	o	•	•	√
Spasi	•	o	o	o	o	•	√

Hasil pengujian huruf pada Tabel 5 menunjukkan bahwa setiap huruf yang dimasukkan dapat dikenali oleh sistem dengan benar.

Tabel 6. Hasil pengujian masukan simbol

Huruf	Push button						Terlantunkan
	3	2	1	4	5	6	
.	o	•	o	o	•	•	√
,	o	•	o	o	o	o	√
;	•	•	o	o	o	o	√
:	o	•	o	o	•	o	√
!	•	•	o	o	•	o	√
?	•	•	o	o	o	•	√
(	•	•	o	o	•	•	√
)	•	•	o	o	•	•	√
<	•	•	o	o	•	•	√
>	•	•	o	o	•	•	√
*	•	o	o	o	•	o	√
/	•	o	o	•	o	o	√
+	•	•	o	•	o	•	√
-	•	o	o	o	o	•	√
%	•	•	•	•	o	o	√
=	o	o	o	•	•	o	√
√	o	•	•	•	•	•	√

Hasil pengujian simbol pada Tabel 6 menunjukkan bahwa setiap simbol yang dimasukkan dapat dikenali oleh sistem dengan benar.

*C. Pengujian Pelafalan Kata dan Susunan Kata*

Sementara itu, hasil pengujian kata dan susunan kata atau kalimat diperlihatkan pada Tabel 7 dan Tabel 8.

Tabel 7. Pengujian pelantunan perkata

No.	Kalimat	Terlantunkan
1	Aku	√
2	Anda	√
3	Kamu	√
4	Kami	√
5	buku	√
6	Masih	√
7	yusuf	√
8	bangga	√
9	apel	√
10	kita	√
11	baru	√
12	saja	√
13	ingin	√
14	kamus	√
15	sakti	√
16	you	√
17	we	√
18	hope	√
19	brother	√
20	sister	√

21	<i>will</i>	√
22	<i>grandfather</i>	√
23	<i>distended</i>	√
24	<i>moon</i>	√
25	<i>sun</i>	√

Hasil pengujian pelafalan kata pada Tabel 7 menunjukkan bahwa sistem dapat mengenali kata dalam bahasa Indonesia dan Inggris dengan benar dan melantungkannya dengan baik.

Tabel 8. Pengujian pelantunan susunan kata

No.	Kalimat	Terlantunkan
1	milik kami	√
2	punya saya	√
3	bersama sama	√
4	belum sampai	√
5	masih berlaku	√
6	ada disana	√
7	hanya anda	√
8	kurang satu	√
9	lebih indah	√
10	mari bergabung	√
11	baru beli saja	√
12	hanya ingin roti	√
13	ingin pulang saja	√
14	kamus indonesia	√
15	<i>always you</i>	√
16	<i>we eat</i>	√
17	<i>new game</i>	√
18	<i>star wars</i>	√
19	<i>so well</i>	√
20	<i>i need help</i>	√
21	<i>you can see</i>	√
22	<i>i don't care</i>	√
23	<i>i feel you</i>	√
24	<i>we will go</i>	√
25	<i>strong hold</i>	√

Hasil pengujian pelafalan susunan kata pada Tabel 8 menunjukkan bahwa sistem dapat mengenali susunan kata dalam bahasa Indonesia dan Inggris.

#### D. Pengujian Penerjemahan dan Pelafalan Kata

Hasil pengujian alur program penerjemahan dalam kata bahasa Indonesia dan Inggris ditunjukkan pada Tabel 9.

Tabel 9. Pengujian algoritma penerjemah

No.	Kata dalam B. Indonesia	Hasil terjemah dalam B. Inggris	Status	Terlantunkan
1	abad	century	ada	√
2	abadi	eternal	ada	√
3	abah	direction	ada	√
4	abah_abah	harness	ada	√
5	abai	neglectful	ada	√

6	abang	elder brother	ada	√
7	abdidaemisme	sycophancy	ada	√
8	abdikasi	abdication	ada	√
9	aben	cremate	ada	√
10	abjad	alphabet	ada	√
11	babak	stage	ada	√
12	babi	Pig	ada	√
13	baca	Read	ada	√
14	bacar	garrulous	ada	√
15	cabai	Chili	ada	√
16	cacar	smallpox	ada	√
17	cacat	disability	ada	√
18	cacing	Worm	ada	√
19	Cadangan	Receve	ada	√
20	Dabing	dubbing	ada	√

Hasil pengujian pada Tabel 9 memperlihatkan bahwa sistem dapat menerjemahkan dengan baik dan benar pada setiap akan yang dimasukkan.

#### E. Pengujian Pelafalan Angka Lebih dari Satu Angka

Selain itu, pengujian juga dilakukan dengan masukan angka. Hasil pengujian ini ditunjukkan pada Tabel 10.

Tabel 10. Pengujian pelantunan angka

No.	Angka	Terlantunkan
1	10	√
2	11	√
3	12	√
4	13	√
5	17	√
6	19	√
7	20	√
8	21	√
9	27	√
10	28	√
11	31	√
12	39	√
13	41	√
14	49	√
15	100	√
16	101	√
17	120	√
18	150	√
19	190	√
20	220	√
21	290	√
22	500	√
23	1000	√
24	1932455	√
25	7638956	√

Hasil pengujian pada Tabel 10 menunjukkan bahwa sistem dapat melantunkan angka lebih dari satu angka dengan baik dan benar.

## IV. SIMPULAN DAN SARAN

Perancangan perangkat *braille* learning elektronik bertujuan agar dapat membantu belajar membaca huruf, kata dan susunan kata secara elektronik. Hasil implementasi rancangan dan pengujian pada perangkat belajar *braille* elektronik untuk anak-anak penyandang tunanetra menunjukkan telah berfungsi dengan baik. Perangkat yang dirancang dapat membaca semua masukan huruf, angka, simbol, kata dan susunan kata yang diujikan dengan benar serta dapat melafalkannya dengan baik. Selain itu, perangkat yang telah dibangun dapat menerjemahkan kata yang telah disimpan sebelumnya dalam database dengan benar serta dapat melantungkannya dengan baik. Tahapan selanjutnya dari hasil penelitian ini adalah bagaimana mengimplementasikan penggunaan perangkat ini kepada anak-anak penyandang tunanetra sehingga dapat dirasakan manfaatnya secara langsung.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] E. H. Kway, N. M. Salleh, and R. A. Majid, "Slate and stylus: An alternative tool for *Braille* writing," *Procedia - Soc. Behav. Sci.*, vol. 7, no. C, pp. 326–335, 2010.
- [2] I. Eligi and K. Mwantimwa, "ICT accessibility and usability to support learning of visually-impaired students in Tanzania Innosencia Eligi Tanzania Library Services Board. International Journal of Education and Development using Information and Communication Technology, 13(2), 87-10," *Int. J. Educ. Dev. Using Inf. Commun. Technol.*, vol. 13, no. 2, pp. 87–102, 2017.
- [3] H. Hidayat and A. Prafanto, "Electronic Voice for Set of the Syllables from *Braille* Code Input based on Microcontroller," *Indian J. Sci. Technol.*, vol. 9, no. December, pp. 1–8, 2016.
- [4] H. Hidayat and A. Nugraha, "Perancangan Perangkat Elektronik Media Pembelajaran Iqra dalam Kode *Braille*," *J. Sist. Komput.*, vol. 5, no. 2, pp. 65–71, 2015.
- [5] H. Hidayat and F. Rahmatullah, "Rancang Bangun AL-Qur'an Audio Player by Ayah (QuPA) 1.0," *Maj. Ilm. Unikom*, vol. 12, no. 1, pp. 53–60, 2014.
- [6] H. Hidayat and L. Nurjanah, "Perancangan al-Qur'an Player untuk Tunanetra menggunakan Mikrokontroler dan DFPlayer," *Komputika J. Sist. Komput.*, vol. 7, no. 2, pp. 87–94, 2018.
- [7] T. Zerrouki, M. M. A. Shquier, A. Balla, N. Bousbia, I. Sakraoui, and F. Boudardara, "Adapting eSpeak to Arabic language: Converting Arabic text to speech language using eSpeak," *Int. J. Reason. Intell. Syst.*, vol. 11, no. 1, pp. 76–89, 2019.
- [8] R. Kastrati, M. Hamiti, and L. Abazi, "The opportunity of using eSpeak as Text-to-Speech synthesizer for Albanian Language," in *ACM International Conference Proceeding Series*, 2014, vol. 883, pp. 179–186.
- [9] H. Chaudhari, "*Raspberry Pi* Technology: A Review," vol. 2, no. 3, pp. 83–87, 2015.
- [10] M. S. D. Gupta, V. Patchava, and V. Menezes, "Healthcare based on IoT using *Raspberry Pi*," *Proc. 2015 Int. Conf. Green Comput. Internet Things, ICGCIoT 2015*, pp. 796–799, 2016.
- [11] A. A. Alkandari and S. Moein, "Implementation of monitoring system for air quality using *Raspberry Pi*: Experimental study," *Indones. J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, vol. 10, no. 1, pp. 43–49, 2018.
- [12] R. Shete and S. Agrawal, "IoT Based Urban Climate Monitoring using *Raspberry Pi*," in *International Conference on Communication and Signal Processing 2016*, 2016, pp. 2008–2012.
- [13] V. S. Arumuga Perumal, K. Baskaran, and S. K. Rai, "Implementation of Effective and Low-cost Building Monitoring System (BMS) using *Raspberry Pi*," *Energy Procedia*, vol. 143, pp. 179–185, 2017.
- [14] C. Risjord, *Instruction manual for Braille transcribing*, 5th ed. Washington DC: National Library Service for the Blind and Physically Handicapped., 2009.



# Passive Keyless Entry Locking Door with ESP32

Arya Wibisono<sup>1</sup>, M.B.Nugraha<sup>2</sup>, Michael Aldo Amosen<sup>3</sup>, Reza Afriani Maulana<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Teknik Elektro, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

[alexwibisono18@gmail.com](mailto:alexwibisono18@gmail.com)

[mb.nugraha@umn.ac.id](mailto:mb.nugraha@umn.ac.id)

Diterima 10 Mei 2020

Disetujui 19 Juni 2020

**Abstract**—In modern times, technology advancement become more sophisticated and advanced and accessible for everyone. This trend leads to people can buy dangerous and criminal related tools such as lockpick easily and also learn how to lockpick from the internet. Conventional key system has tendencies to be easily hacked lead to unauthorized access to our property. Passive keyless entry system already used in automotive industry, especially in high-end car. This research trying to recreate the keyless entry system for home using RFID.

**Index Terms**—ESP32, High Frequency RFID, Keyless Entry, Passive Keyless Entry, PKE, RFID

## I. PENDAHULUAN

Mengutip pada Statistik Kriminal 2019 pada badan pusat statistik (BPS) pada websitenya, angka tindak kejahatan dari tahun 2016 – 2018 terus menurun, tetapi walaupun angka tindak kejahatan menurun bukan berarti menjadi tidak waspada pada keamanan diri sendiri. Mengutip juga pada Statistik Kriminal 2019, jumlah desa/kelurahan yang melaporkan kejadian kriminalitas jenis pencurian terus meningkat pada 2011, 2014, dan 2018. Pada tahun 2011 terjadi 36.78% tindak pencurian, di tahun 2014 terjadi 41.05% tindak pencurian dan di tahun 2018 terjadi 45.01% tindak pencurian. Dari data tersebut bisa terlihat bahwa tindak pencurian yang terjadi terus meningkat oleh karena itu, pada jaman canggih ini, kunci fisik yang dianggap kuno akan sering mengalami pembobolan karena lebih mudah untuk di-*lockpicking* dengan *lockpicking set* yang sudah banyak dijual dimana – mana.

Maka dari itu, dalam penelitian ini mencoba mengubah kunci fisik menjadi kunci digital dengan sistem *passive keyless entry* (PKE). Teknologi PKE sudah banyak diterapkan pada otomotif modern saat ini untuk meningkatkan sistem keamanan dan nyaman bagi pengguna mobil tersebut.[1]. Dengan menggunakan *keyless entry*, celah keamanan dalam bentuk lubang kunci berhasil diminimalisasi.

Berbeda dengan *remote keyless entry* (RKE) dimana pengguna harus menekan suatu tombol atau trigger lalu dari kunci tersebut akan mengeluarkan

sinyal ID yang akan dibaca oleh antena *receiver* lalu melakukan aksi selanjutnya [2]. PKE hampir mirip dengan RKE tetapi antena di *receiver* akan selalu mencari sinyal ID dan ketika kunci terbaca oleh antena tersebut maka akan melakukan aksi selanjutnya dengan menerapkan sistem ini, maka tidak perlu ada menekan suatu tombol atau trigger untuk melakukan aksi lanjutan [1].

Sistem yang sudah diterapkan pada mobil saat sekarang ini akan dicoba pada percobaan kali ini dengan memasang sistem PKE pada suatu pintu rumah menggunakan ESP 32 – 30 pin sebagai mikrokontrolernya dengan begitu sistem keamanan akan bertambah karena tidak menggunakan kunci fisik melainkan kunci digital yang bisa dibawa kemana – mana. Selain menambahkan keamanan pada suatu rumah, sistem ini juga menambahkan kenyamanan karena pengguna hanya perlu mendekati pintu tersebut dan pintu akan otomatis membuka kunci dan tidak perlu memasukkan anak kunci.

## II. KAJIAN LITERATUR

### A. Radio Frequency Identification

Radio Frequency Identification (RFID) adalah sebuah alat identifikasi yang menggunakan gelombang radio untuk mengirimkan suatu sinyal. Ada 2 tipe RFID pada umumnya, RFID aktif dan RFID pasif. Penelitian ini hanya akan membahas mengenai sistem RFID pasif

Sistem RFID pasif (*Passive RFID system*) bekerja dengan cara RFID *reader* akan selalu memancarkan sinyal termodulasi lalu saat *coil* pada kartu atau tag RFID menerima sinyal tersebut, *chip* sirkuit yang berada di kartu RFID akan aktif dan mengeluarkan *User Identification* (UID) berupa kode *hexadecimal* yang panjangnya bergantung pada jenis RFID yang digunakan. UID akan diterima oleh *reader* saat melalui *coil* kartu mengirimkan sinyal hambur balik (*backscattered*) [2].

Ada beberapa tipe RFID yang beredar dipasar yang dibedakan dengan frekuensi yang digunakan oleh kartu tersebut [3]. Tipe yang pertama adalah *Low-Frequency* (LF) dimana rentang frekuensi yang

digunakan adalah 125 kHz. dan 134.3 kHz dan jarak baca pada kondisi ideal akan mencapai 30 cm. Tipe yang kedua adalah *High-Frequency* (HF) dimana frekuensi yang digunakan adalah 13.56 MHz dan jarak baca pada kondisi ideal akan mencapai 1.5 meter. Tipe yang ketiga adalah *Ultra-High-Frequency* (UHF) dimana rentang frekuensi yang digunakan adalah 860 ~ 960 MHz dan jarak baca pada kondisi ideal 1 meter (untuk generasi lama), pada kartu generasi 2 jarak baca pada kondisi ideal bisa mencapai 16 meter.

**B. Passive Keyless Entry System**

Sebuah *keyless Entry* yang memanfaatkan *passive tag* dan sebuah antena dimana antena ini akan menghasilkan suatu sinyal dalam jarak tertentu dan ketika *passive tag* terdeteksi di dalam jarak itu, maka akan menghidupkan seluruh sistem untuk mengerjakan suatu aksi yang sudah dirancang.

PKE diterapkan untuk membuka atau menutup suatu pintu secara otomatis ketika *passive tag* terbaca. Data yang terdapat dalam *passive tag* akan dibandingkan dengan data yang terdapat dalam *database* dan ketika sudah nilai yang dikeluarkan adalah TRUE maka sistem akan berjalan dan membuka pintu tersebut. Sistem komparasi ini biasa disebut dengan *back-end database* [4].

Sistem PKE berbasis RFID sudah cukup banyak dijual di pasaran, namun sistem kerjanya masih serupa dengan RFID biasa dimana pengguna diharuskan untuk menempelkan kartu atau tag ke perangkat RFID reader. Sistem ini juga biasanya sudah dalam bentuk satu kesatuan dengan kunci pintu sehingga tidak dapat dipisahkan. Hal ini yang membedakan dengan sistem lainnya, dimana sistem ini berbentuk modular dan menggunakan konsep *passive keyless entry* dimana pengguna tidak perlu menempelkan kartu atau tag. Reader didesain untuk mengenali UID kartu atau tag dalam jarak tertentu.

**III. METODOLOGI PENELITIAN**

Dalam percobaan kali ini akan terbagi menjadi dua metode:

1. *Wiring*
2. *Coding*

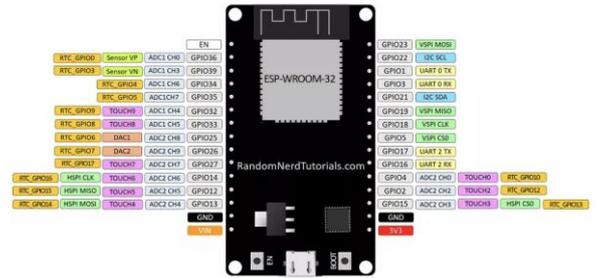
Alat – alat yang digunakan adalah:

1. 1 buah ESP32 – 30pin
2. 2 buah RFID tag 13,56 Mhz
3. 1 buah RFID Reader RC522
4. 1 buah AC/DC adaptor 12Volt 1Ampere
5. 1 buah *single relay* 5Volt
6. 1 buah solenoid *lock* 5Volt

**7. Jumper secukupnya**

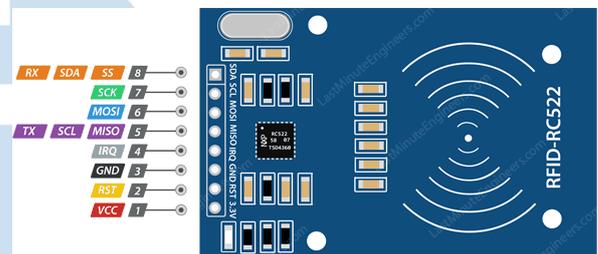
**A. Wiring**

*Pinout* modul ESP32 terdapat pada Gambar 1.



Gambar 1. *Pinout* ESP32

Dan *pinout* pada RFID reader RC522 bisa dilihat pada Gambar 2.



Gambar 2. *Pinout* RC522

Dan *pinout* dari *single relay* 5V bisa dilihat pada Gambar 3.



Gambar 3. *Pinout single relay* 5V

Dan *wiring* pada ketiga alat di atas akan ditunjukkan pada Tabel 1.

Tabel 1. *Wiring table*

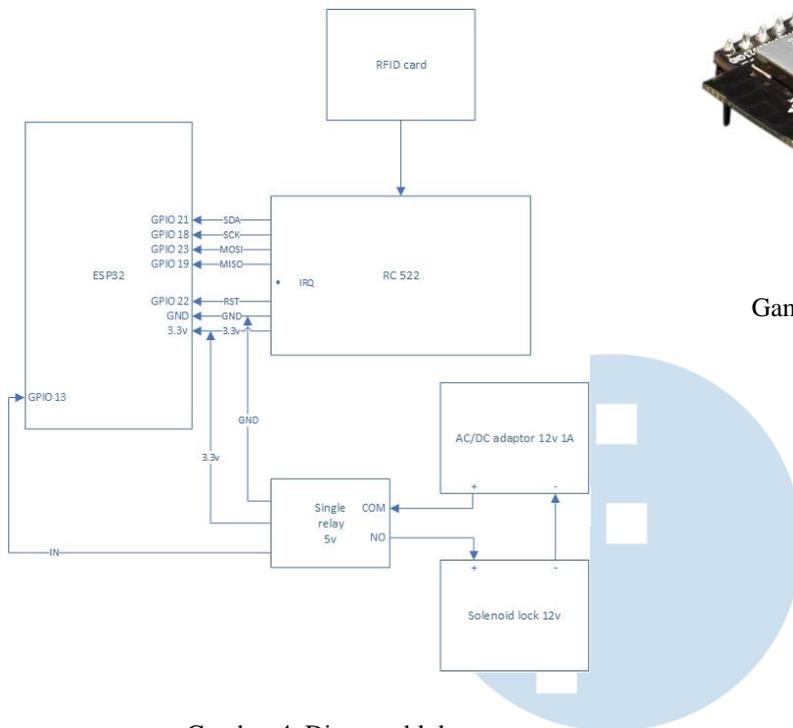
ESP32	RC522	Single Relay 5v
3.3v	3.3v	-
GPIO 22	RST	-
GND	GND	-
-	IRQ	-
GPIO 19	MISO	-
GPIO 23	MOSI	-

GPIO 18	SCK	-
GPIO 21	SDA	-
3.3v	-	VCC
GND	-	GND
GPIO 13	-	IN

rentan diretas. Kartu RFID HF 13.56 MHz yang digunakan dalam penelitian ini adalah kartu yang cocok dengan *reader* RC522 yang juga akan digunakan.



Gambar 5. Mikrokontroler ESP32



Gambar 4. Diagram blok

### B. Coding

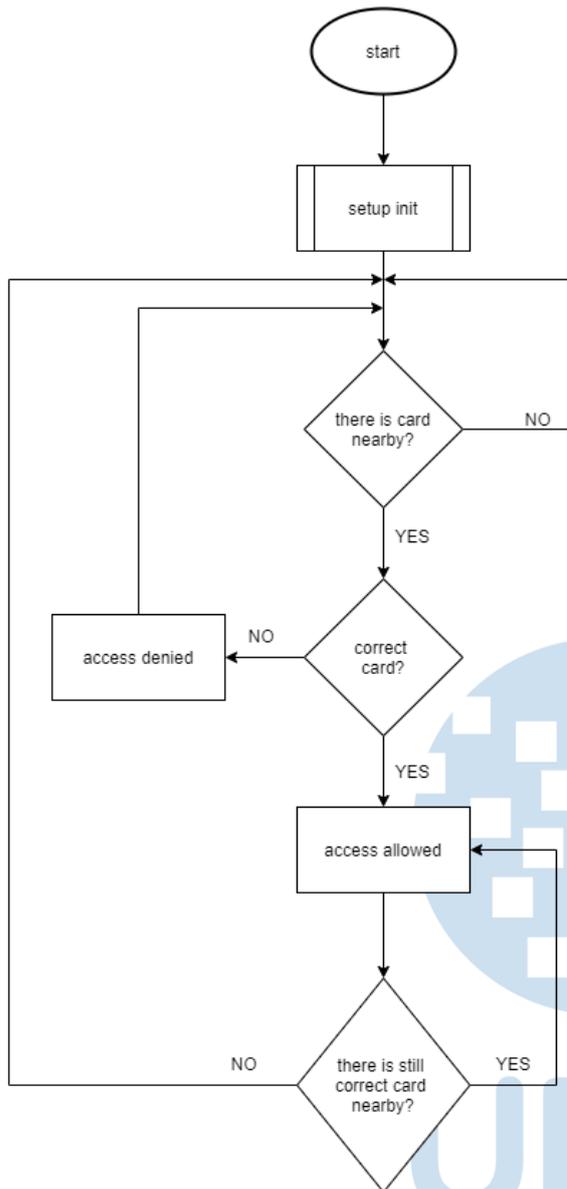
Ada beberapa *coding* dengan fungsinya masing – masing:

1. *Passive Keyless Entry function*
2. *Digital Signature Algorithm*
3. *Locking & Unlocking function*

Fungsi program PKE adalah untuk memeriksa apakah terdapat tag/kartu RFID yang berada di se'r *reader*. Jika ada tag RFID terdeteksi, *reader* akan membaca UID yang dikirimkan oleh tag. Jika UID tersebut cocok saat dibandingkan dengan *database* maka akses pintu akan terbuka. Dari sistem yang terakhir adalah sistem buka tutup kunci yang berhubungan langsung dengan *relay*.

### IV. IMPLEMENTASI DAN HASIL

Pada implementasi penelitian ini, digunakan ESP32 dengan 30 pinout sebagai mikrokontroler dengan modul WiFi dan Bluetooth yang sudah terpasang. *User identification* (UID) dari setiap kartu RFID bawaan karena UID ini dianggap unik dan mudah untuk digunakan datanya walaupun sangat



Gambar 6. Mikrokontroler ESP32

#### A. Passive Keyless Entry

Sistem PKE diimplementasikan dengan mengulang atau *me-looping* fungsi yang menahan kunci agar tetap terbuka ketika kartu RFID yang benar berada dekat dengan RFID Reader.

#### B. Locking and Unlocking Function

Fungsi ini hanya menggunakan pin yang dipasangkan dengan *relay* dan ketika HIGH maka kunci akan tertutup dan sebaliknya.

Sistem ini diujikan dengan menerapkan PKE menggunakan RFID dan ESP32 cukup berhasil karena

fungsionalitas dari program dan alat yang buat berhasil dengan baik dengan jarak jangkauan dari RFID reader sekitar 5 cm dan ketika kartu RFID mendekati jarak tersebut, sistem akan merespons dengan 2 keadaan yang berbeda yaitu :

1. Ketika kartu yang benar maka kunci akan terbuka.
2. Ketika kartu yang salah maka kunci tetap tertutup dan memunculkan kalimat "access denied".

Namun masih banyak *bug* yang ditemui dalam implementasi walaupun secara fungsionalitas sudah tercapai. *Bug* yang paling sering terjadi adalah ketika kartu didekatkan RFID reader tetapi sistem tidak merespons sama sekali walaupun sudah dijauhkan dan didekatkan lagi. Solusi dari ini harus menekan tombol EN yang berada di ESP32 atau dengan *me-restart* sistem tersebut dan ada juga yang bisa ditambahkan pada program ini yaitu *encryption* dan *decryption* UID agar lebih aman dan *hacker proof* atau bisa juga dengan menambahkan *hardware* yang lebih bermutu dan lebih aman.

#### V. SIMPULAN

Kesimpulan yang didapat dari percobaan ini adalah sistem PKE dihasil berfungsi dengan semestinya tetapi masih banyak bagian yang dapat dikembangkan agar sistem ini dapat digunakan dengan lebih mudah dan nyaman.

#### UCAPAN TERIMA KASIH

Terima kasih pada Bapak Daren Kusuma Halim sebagai dosen sekaligus pembimbing dan Ibu Nabila Husna Shabrina karena telah memberikan bimbingan dalam penggunaan *Radio Frequency*.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] J. Jia, X. Cheng, and P. Wang, "Automobile Passive Keyless Entry Based ON RFID," *DEStech Trans. Comput. Sci. Eng.*, no. International Conference on Computer, Electronics and Communication Engineering (CECE 2017), pp. 76–81, 2017, doi: 10.12783/dtcese/cece2017/14377.
- [2] J. (Philips S. Becker, "Passive Keyless Entry and Drive Systems," *Autotechnology*, vol. 2, no. 6, pp. 56–58, 2002.
- [3] M. B. Nugraha, P. R. Ardianto, and D. Darlis, "Design and implementation of RFID line-follower robot system with color detection capability using fuzzy logic," in *ICCEREC 2015 - International Conference on Control, Electronics, Renewable Energy and Communications*, 2015, doi: 10.1109/ICCEREC.2015.7337058.
- [4] Z. Zhi-yuan, R. He, and T. Jie, "A Method for Optimizing The Position of Passive UHF RFID Tags," in *IEEE International Conference on RFID-Technology and Applications*, 2010, no. June, pp. 92–95, [Online]. Available: 10.1109/RFID-TA.2010.5529867.

# Implementasi Kanopi Otomatis untuk Kenyamanan Termal

Jason Adrian Mahalim<sup>1</sup>, Filipus Samuel<sup>2</sup>, Filbert Wijaya<sup>3</sup>, Muhamad Aliefian R<sup>4</sup>

<sup>1,2,3,4</sup>Teknik Komputer, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

jason.mahalim@student.umn.ac.id

filipus.samuel@student.umn.ac.id

filbert.wijaya@student.umn.ac.id

muhamad3@student.umn.ac.id

Diterima 15 Mei 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—Aktivitas manusia tidak akan pernah terlepas dari luar ruangan. Namun karena pengaruh cuaca, aktivitas tersebut bisa terganggu. Melihat masalah tersebut, kami memberikan solusi berupa kanopi otomatis yang bisa mendeteksi cuaca dan intensitas cahaya. Mikrokontroler yang digunakan pada penelitian ini adalah Arduino Uno. Untuk mendeteksi intensitas cahaya matahari, sensor yang digunakan adalah *Light Intensity Sensor*, dan sensor yang digunakan untuk mendeteksi kondisi cuaca adalah sensor hujan. Tujuan dibuatnya penelitian ini adalah untuk meningkatkan kenyamanan termal yang dimiliki oleh setiap orang ketika beraktivitas di luar ruangan.

**Index Terms**—Arduino, Kanopi, Kenyamanan Termal

## I. PENDAHULUAN

Aktivitas manusia tidak akan pernah lepas dari ruangan luar. Kegiatan sehari - hari yang perlu diadakan di luar rumah memiliki banyak macam seperti berbelanja, kerja, berkreasi, atau lainnya. Namun karena pengaruh cuaca, terkadang kegiatan luar ruang tersebut bisa terganggu.

Oleh karena itu, kami memiliki ide untuk membuat kanopi otomatis untuk mendeteksi cuaca dan intensitas cahaya matahari. Penggunaan kanopi otomatis ini dapat diletakkan pada ruangan terbuka seperti pusat perbelanjaan, trotoar, taman atau halaman rumah. Kanopi otomatis ini memiliki kelebihan dibandingkan dengan kanopi biasa, dengan mekanisme buka dan tutup sesuai dengan kondisi cuaca dan intensitas cahaya matahari. Kanopi ini dibuat terbuka dan tertutup agar mempermudah aktivitas manusia, dan memberikan dampak positif seperti membuat kenyamanan termal masing-masing orang menjadi lebih nyaman dibandingkan jika tidak menggunakan kanopi.

Terdapat beberapa penelitian terdahulu yang serupa dengan penelitian ini. Penelitian yang

dilakukan oleh [1] sekelompok mahasiswa Teknik Elektro di Universitas Udayana, tujuan pembuatan atap kanopi otomatis lebih tertuju kepada masalah terganggunya pernapasan penghuni di dalam rumah yang terjadi saat asap dihasilkan dari aktivitas memasak di dalam rumah. Penelitian [1] menggunakan mikrokontroler ATmega 16 sebagai kontroler utama sensor. Sensor yang digunakan pada penelitian tersebut adalah sensor hujan, dan sensor suhu.

Sementara pada [2] penelitian salah satu mahasiswa di Universitas Gunadarma mengusulkan solusi pembuatan *automatic roof* untuk mencegah terjadinya gangguan aktivitas di luar ruangan dikarenakan turunnya hujan ataupun cuaca yang sangat panas. Penelitian [2] menggunakan mikrokontroler AT89C51 sebagai kontroler dari sensor yang ada. Sensor yang digunakan dalam penelitian tersebut adalah LDR dan sensor hujan.

Berbeda dengan penelitian yang kami buat, mikrokontroler yang kami gunakan adalah Arduino Uno. Alasan dipilihnya Arduino Uno karena *Microcontroller* tersebut memiliki ukuran dan jumlah pin yang sesuai untuk penelitian ini. Dalam penelitian ini, terdapat juga perbedaan sensor untuk mendeteksi cahaya, sensor yang kami gunakan adalah *Light Intensity Sensor*. Alasan kami menggunakan sensor tersebut dibandingkan dengan sensor suhu adalah untuk menghalangi sinar matahari yang memiliki intensitas cahaya yang tinggi dan suhu yang relatif panas, dimana menurut [3], intensitas cahaya matahari akan berpengaruh sebesar 92,4% - 96,1% terhadap suhu udara jika dianalisis dengan menggunakan metode *R square*. Penggunaan *Light Intensity Sensor* juga lebih menguntungkan dibandingkan dengan LDR, karena LDR hanya mengembalikan nilai resistansi, bukan nilai intensitas cahaya matahari pada saat pengukuran terjadi, sehingga nilai *threshold* untuk kanopi tertutup harus dikira-kira. Tujuan yang ingin dicapai dari penelitian ini adalah untuk meningkatkan kenyamanan termal yang dimiliki oleh semua orang dimana kenyamanan termal seseorang

akan dipengaruhi oleh suhu udara, kecepatan angin, kelembaban relatif dan suhu radiant [4].

## II. STUDI LITERATUR

### A. Kenyamanan Termal

Hensen (dalam Djongyang, 2010:2627) mengatakan bahwa kenyamanan termal merupakan keadaan dimana seseorang tidak ada keinginan untuk mengubah keadaan lingkungan sekitar. Menurut [4], kenyamanan termal sendiri dipengaruhi oleh suasana hati, budaya, organisasi dan faktor sosial. Terdapat 4 variabel fisik yang mempengaruhi kenyamanan termal, yaitu suhu udara, kecepatan angin, kelembaban relatif dan suhu radiant.

Terdapat 2 jenis kenyamanan termal, yaitu dalam ruangan dan luar ruang. Pada penelitian ini, kenyamanan termal yang akan dibahas lebih detail adalah kenyamanan termal luar ruang. Menurut [5], variabel yang dimiliki oleh kenyamanan termal dalam ruangan bisa diaplikasikan ke dalam kenyamanan termal luar ruang.

Variabel yang dipakai untuk menghitung kenyamanan termal luar ruang adalah SET\* (*Standard Effective Temperature*), PMV (*Predicted Mean Vote*) dan PET (*Physiological Equivalent Temperature*), dan variabel yang menjadikan fokus pada penelitian ini adalah PET. Thorsson (dalam Honjo, 2009:46) mempelajari relasi antara kenyamanan termal luar ruang dengan kegiatan luar ruangan di kota Matsudo, Jepang. Hasil dari penelitian tersebut adalah alun-alun kota yang merupakan area perkotaan dirasa akan lebih panas oleh responden dibandingkan dengan taman pada kota tersebut yang merupakan area hijau pada kota tersebut [6].

### B. Kenyamanan Termal Luar Ruang

Kenyamanan Termal luar ruang merupakan salah satu aspek yang diperhatikan dalam penelitian ini. Dalam paper [6], terdapat beberapa survey yang dilakukan, yaitu menghitung kenyamanan berkegiatan luar ruang berdasarkan metabolisme, durasi di luar ruang, dan menghitung frekuensi munculnya kata kunci yang menambahkan tingkat kenyamanan termalnya. Survei yang kita ambil untuk keperluan penelitian ini adalah survei mengenai kata kunci yang berpengaruh terhadap kenyamanan di luar ruang.

Pada [6], target demografi yang menjadi peserta survei sebanyak 101 responden, dimana 54 diantaranya merupakan laki-laki dan 47 merupakan perempuan, dan rata-rata usia responden adalah 39 tahun. Pada survey ketiga, terdapat beberapa aspek yang berpengaruh terhadap kenyamanan termalnya, seperti ketenangan, polusi udara, penebuh dan pohon. Hal spesifik pada survei yang menjadi perhatian pada penelitian ini adalah penebuh. Penebuh menjadi unsur

positif sebanyak 13 kali sebagai pendukung kenyamanan termal. Koerniawan dan Bahar (dalam Binarti, 2018:48) mengatakan bahwa penebuan diperlukan untuk mengendalikan kenyamanan termal dalam ruang kota.

Berdasarkan [7], subjek yang berada di luar ruang akan merasa lebih panas jika intensitas radiasi solar berada diatas  $900 \text{ W/m}^2$ . Persamaan (1) dapat digunakan untuk mengkonversi nilai radiasi solar ke dalam lux [8]. Jika dikonversi, maka nilai iluminasi yang membuat subjek merasa lebih panas adalah sebesar 113.924 lx.

$$\frac{\text{Nilai Solar Irradiance (W/m}^2\text{)}}{0.0079} = \text{iluminasi (lx)} \quad (1)$$

## III. METODOLOGI

Penelitian ini dibuat sebagai solusi sekaligus menjadi instrumen untuk mengendalikan kenyamanan termal dalam ruang kota [6]. Penelitian ini menggunakan Arduino Uno sebagai *controller* dari semua komponen. Komponen utama yang digunakan sebagai sensor adalah *Light Intensity Sensor* dan Sensor Hujan. Komponen yang digunakan sebagai aktuator adalah *servo*. Terdapat 2 parameter yang diperhatikan selama penelitian dibuat, parameter tersebut adalah cuaca dan intensitas cahaya.

### A. Cuaca

Cuaca adalah salah satu parameter yang menjadi pemicu menggerakkan kanopi. Pada penelitian ini, cuaca yang diamati terdiri dari 2, yaitu cerah dan hujan. Ketika cuaca cerah maka kanopi akan terbuka dan ketika hujan maka kanopi akan tertutup. Dengan kondisi tersebut, adanya hujan atau tidak dapat dideteksi dengan menggunakan Sensor Hujan.

### B. Intensitas Cahaya

Intensitas cahaya adalah parameter yang diperhatikan ketika cuaca sedang cerah. Intensitas cahaya diukur dengan menggunakan satuan lux. Pada penelitian ini ketika intensitas cahaya melebihi 30.000 lux, maka *kanopi* akan tertutup. Alasan kami memilih 65.535 lux karena nilai intensitas radiasi solar yang berada di atas  $900 \text{ W/m}^2$ , yang jika dikonversikan ke iluminasi akan bernilai 113.924 lx, akan terasa lebih panas oleh subjek [7].

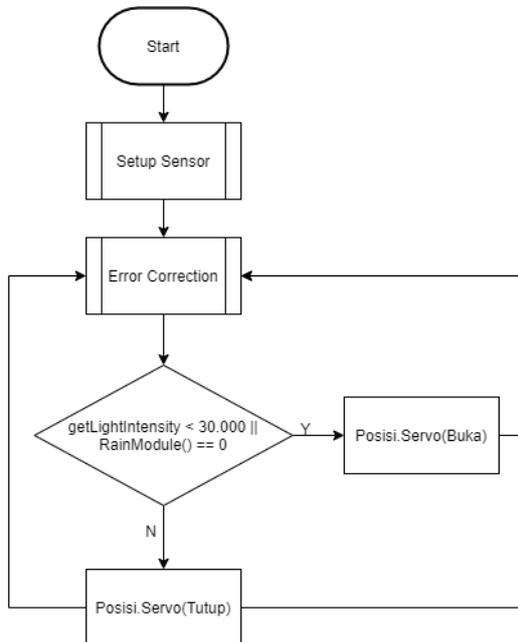
Berdasarkan kedua parameter tersebut, program dari penelitian yang kami buat memiliki *flowchart* seperti pada Gambar 1, dan ekspektasi dari *output* yang diharapkan terdapat pada Tabel 1.

Tabel 1. Ekspektasi *output* penelitian

No.	Sensor Hujan	LIS (lx)	Kondisi
1	Tidak Terbaca	< 65.535	Buka

2	Terbaca	x	Tutup
3	x	> 65.535	Tutup

Keterangan : x adalah nilai *don't care*



Gambar 1. Flowchart program

#### IV. HASIL DAN ANALISIS

Hasil yang didapatkan dari penelitian ini adalah berupa prototipe kanopi otomatis. Karena masih berupa prototipe, maka kanopi dibuat dengan menggunakan *infraboard* atap dan pipa PVC sebagai penyangga. Pengujian pada penelitian ini dilakukan dengan menggunakan air yang diteteskan ke atas Sensor Hujan untuk mensimulasikan hujan dan menggunakan senter dengan nilai maksimum 5.000 lux untuk mensimulasikan sensor terpapar sinar matahari. Gambar 2 menunjukkan hasil dari *prototyping* dari penelitian yang dikerjakan.

Untuk keperluan pengujian ini, koding akan dimodifikasi dengan mengganti nilai maksimum LIS dari 65.535 lx menjadi 5.000 lx, tujuannya adalah untuk menyesuaikan intensitas cahaya yang dimiliki oleh senter. Tabel 2 menunjukkan hasil dari output penelitian setelah dilakukan pengujian.

Tabel 2. Hasil *output* pengujian

No.	Sensor Hujan	LIS (lx)	Kondisi
1	Tidak Terbaca	< 5.000	Buka
2	Terbaca	x	Tutup
3	x	> 5.000	Tutup

Keterangan : x adalah nilai *don't care*



Gambar 1. Hasil *prototyping* penelitian

Berdasarkan hasil pengujian, jika kanopi mendeteksi air pada *Rain Sensor* atau intensitas cahaya matahari yang ada pada saat itu melebihi batas 5000 lx, maka kanopi akan tertutup. Selain dari kondisi tersebut, maka kanopi akan terbuka. Kanopi akan tertutup jika melebihi 5000 lx untuk membuat kenyamanan termal pengguna menjadi lebih nyaman. Kanopi juga akan tertutup jika mendeteksi hujan agar pengguna bisa terhindar dari hujan. Intensitas cahaya maksimum agar kanopi terbuka akan diganti menjadi 65.535 lx ketika penelitian ini di implementasikan ke lapangan.

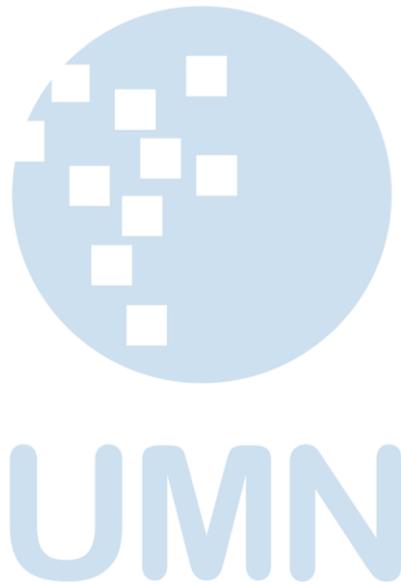
#### V. SIMPULAN

Pembuatan kanopi ini bertujuan untuk membuat kenyamanan termal pengguna menjadi lebih baik dan sebagai peneduh untuk mengendalikan kenyamanan termal di ruang kota. Parameter yang menjadi fokus dalam penelitian ini adalah cuaca dan intensitas cahaya dimana kanopi ini akan terbuka secara otomatis jika cuaca pada saat itu cerah (tidak hujan) atau intensitas cahayanya dibawah 65.535 lx. Sebaliknya, kanopi akan tertutup secara otomatis jika cuaca pada saat itu hujan atau intensitas cahayanya terhitung lebih besar dari 65.535 lx. Penelitian ini diharapkan bisa diimplementasikan dikembangkan menjadi lebih dari sekedar prototipe dan bisa diimplementasikan di kehidupan nyata.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] I. M. A. Wijaya, I Gusti Agung Putu Raka Agung, and P. Rahardjo, "Prototipe Penggerak Atap Kanopi Otomatis Menggunakan Sensor Cahaya, Sensor Hujan Dan Sensor Suhu Berbasis Mikrokontroler ATmega16," *Jurnal SPEKTRUM*, vol. 6, no. 1, p. 105, Oct. 2019.
- [2] E. Fitriyanto, "Automatic Roof," pp. 1–32, 2013.
- [3] D. A. Sandy, "Pengaruh Intensitas Cahaya Matahari Terhadap Perubahan Suhu, Kelembaban Udara, dan Tekanan Udara," pp. 1–46, Mar. 2018.
- [4] N. Djongyang, R. Tchinda, and D. Njomo, "Thermal comfort: A review paper," *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, vol. 14, no. 9, pp. 2626–2640, 2010.
- [5] T. Honjo, "Thermal Comfort in Outdoor Environment," *Global Environmental Research*, pp. 43–47, 2009.

- [6] F. Binarti, H. E. Kusuma, S. Wonorahardjo, and S. Triyadi, "Peranan Unsur-Unsur Ruang Terbuka Pada Tingkat Kenyamanan Termal Outdoor: Antara Persepsi Dan Pengetahuan," *Jurnal Arsitektur KOMPOSISI*, vol. 12, no. 1, p. 41, 2018.
- [7] C. K. C. Lam and J. Hang, "Solar Radiation Intensity and Outdoor Thermal Comfort in Royal Botanic Garden Melbourne during Heatwave Conditions," *Procedia Engineering*, vol. 205, pp. 3456–3462, 2017.
- [8] A. S. Nouman, A. Chokhachian, D. Santucci, and T. Auer, "Prototyping of Environmental Kit for Georeferenced Transient Outdoor Comfort Assessment," *ISPRS International Journal of Geo-Information*, vol. 8, no. 2, p. 76, 2019.



# Penggunaan Keran Air Otomatis dalam Penghematan Air

Antonius Rildo<sup>1</sup>, Alfeto<sup>2</sup>, Chaterine Cristianti<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup> Program Studi Teknik Komputer, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

[antonius4@student.umn.ac.id](mailto:antonius4@student.umn.ac.id)

[alfeto@student.umn.ac.id](mailto:alfeto@student.umn.ac.id)

[chaterine.cristianti@student.umn.ac.id](mailto:chaterine.cristianti@student.umn.ac.id)

Diterima 15 Mei 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—Water is an important source for human life. Nowadays, clean water has begun to be rare and therefore it is necessary to preserve water. In this study we made an automatic water faucet to fill the container. The use of this automatic tap aims to stop the water flow when the container is filled to the desired height. The tools used are Arduino Uno, ultrasonic sensors, solenoid valves, and potency. Before using the first installation of the appliance then the appliance must be in calibration first before use every day. Automatic water tap experiment results can stop according to the calibration and mode selected by the user.

**Index Terms**—Arduino Uno, Calibration, Ultrasonic Sensor, Solenoid Valve, Water Faucet

## I. PENDAHULUAN

Belakangan ini, air masih belum mendapatkan perhatian khusus sebagai kebutuhan yang penting. Menurut forum *International Decade for Action on Water 2018-2028* yang disampaikan oleh situs resmi *World Water Day* yang dikutip kembali oleh CNN Indonesia (Ratnasari, 2020), memaparkan berbagai fakta tentang kondisi air sekarang ini, di mana sekitar 1,9 miliar orang masih hidup di area sulit air.

Pemborosan air masih sering terjadi karena kesalahan pemakaian keran air dimana banyak pengguna keran yang lupa menutup kembali keran yang telah digunakan atau seringkali tidak menutup keran dengan baik sehingga air terus mengalir sehingga di zaman modern ini mendorong manusia untuk semakin berinovasi guna melahirkan teknologi terbaru, termasuk bagaimana dapat mengurangi pemborosan dalam penggunaan air dalam aktivitas sehari-hari, sehingga dalam penelitian ini digunakanlah teknologi yang dapat membuat sesuatu menjadi otomatis atau tidak perlu dikendalikan lagi.

Penelitian yang berjudul “*Prototype Smart Bathroom* Berbasis Arduino Uno” yang ditulis oleh Febry Hario Wibowo (Wibowo, 2017) dimana peneliti tersebut sama-sama menggunakan alat yaitu Arduino Uno serta Solenoid Valve walaupun pada

objek yang diteliti berbeda yaitu pada penelitian Febry, meneliti secara menyeluruh bagaimana dirancang khusus sebagai simulasi kamar mandi otomatis sedangkan pada penelitian ini, berfokus kepada wadah penampungan air.

Dalam jurnal terdahulu yang dilakukan oleh Romi Shaputra, Pamor Gunoto dan Muhammad Irsyam pada tahun 2019 (Shaputra, Gunoto, & Irsyam, 2019) tentang “Kran Air Otomatis pada Tempat Berwudhu Menggunakan Sensor *Ultrasonic* Berbasis Arduino Uno” memiliki sistem yang hampir sama dengan sistem yang kami gunakan. Dalam sistem tersebut, mereka menggunakan beberapa komponen yang sama diantaranya sensor ultrasonik, Solenoid Valve dan Arduino. Cara kerja dari sistem tersebut juga memiliki kesamaan dengan penelitian kami, perbedaannya terletak pada tujuan dan objek. Dimana pada penelitian kami, sensor ultrasonik digunakan mengukur jarak antara keran dan kedalaman air yang diinginkan.

Terdapat pula penjelasan dari aplikasi yang telah dipatenkan, berasal dari UK dengan *developer* bernama James Lain McGregor Gilfillan (United of Kingdom Paten No. 8504615, 1986) dengan sistem dan mekanisme mengenai bak mandi untuk penghematan air. Sistem pada kedua penelitian tersebut memiliki kesamaan, yaitu bertujuan untuk penghematan air dengan keran yang otomatis hingga air mencapai suatu kedalaman tertentu. Tetapi pada sistem kami, ditujukan untuk wadah yang lebih universal. Sehingga penelitian ini diharapkan agar pengguna tidak perlu lagi menunggu proses air memenuhi wadah bak yang juga memiliki manfaat lain sebagai pemanfaatan waktu tunggu.

## II. STUDI LITERATUR

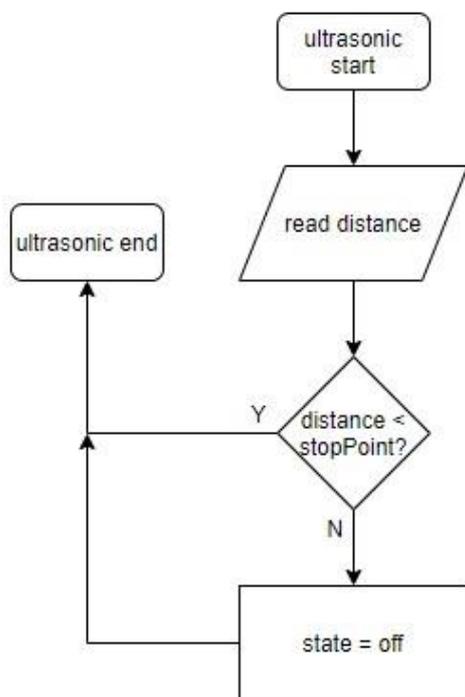
Penggunaan keran otomatis untuk pengisian wadah pada dasarnya memiliki cara kerja yang sama seperti keran otomatis untuk mencuci tangan pada umumnya. Namun yang menjadi pembeda adalah pada keran otomatis sensor digunakan untuk mendeteksi anggota tubuh, sedangkan pada keran otomatis yang kami buat, sensor digunakan untuk mendeteksi dua hal

yaitu mengukur kedalaman pada wadah dan menghentikan air jika sudah pada batas maksimal pengisian. Untuk itu dalam penelitian ini, terdapat tiga poin penting yang akan kami uraikan terkait dengan keran otomatis yang kami buat.

#### A. Pengujian Deteksi Sensor Ultrasonik

Dalam jurnal penelitian “Kran Air Otomatis pada Tempat Berwudhu Menggunakan Sensor *Ultrasonic* Berbasis Arduino Uno”, sensor ultrasonik digunakan untuk mengukur jarak dari keran dan sumber objek tubuh manusia (tangan) dan jarak akan ditampilkan melalui LCD. Percobaan dilakukan dengan mendeteksi beberapa jarak yang ideal untuk batas maksimal keran mengisi. Pada akhirnya, dipilihlah jarak 30 cm.

Ketika sensor mendeteksi jarak lebih dari 30 cm dari keran, maka Solenoid Valve akan terbuka dan menyala. Begitupun sebaliknya, jika jarak terdeteksi sudah mencapai 30 cm dari keran, maka *valve* akan tertutup. Cara kerja sensor ultrasonik dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. *Flowchart* cara kerja sensor ultrasonik, data olahan peneliti, 2020

#### B. Tingkat Kedalaman Air

Sistem keran air kami memiliki kemiripan dengan sistem keran otomatis McGregor Gilfillan (United of Kingdom Paten No. 8504615, 1986) yaitu keran memiliki sensor yang dapat berhenti ketika tinggi air sudah mencapai batas tertentu. Perbedaannya, sistem kami memberikan kesempatan pada pengguna untuk

memilih tingkat pengisian air. Sementara pada keran air Gilfillan, keran otomatis akan berhenti pada jarak yang telah ditentukan oleh pabrik.

#### C. Solenoid Valve

Solenoid Valve merupakan katup yang akan terbuka ketika mendapatkan aliran listrik. Pada jurnal penelitian “Kran Air Otomatis pada Tempat Berwudhu Menggunakan Sensor *Ultrasonic* Berbasis Arduino Uno” (Shaputra, Gunoto, & Irsyam, 2019) cara kerja katup tersebut tidak dijelaskan secara mendetail, namun kami mendapatkan informasi cara kerja dari solenoid-valve-info (Solenoid Valve *Basics*, 2020) adalah jika ada aliran listrik baik AC maupun DC maka kumparan pada bagian dalam solenoid akan bersifat medan listrik dan akan menarik piston yang ada pada bagian dalam sehingga air dapat melewati saluran tersebut.

Pada jurnal “Rancang Bangun Aplikasi *Monitoring* Penggunaan *Shower* Mandi Otomatis Dan Jumlah Penggunaan Debit Air Berbasis Arduino” (Ramadhani, Sari, & Wibawa, 2017) menjelaskan secara besar sebagai suatu alat kontrol yang berfungsi untuk membuka dan menutup *valve*/katup/keran secara otomatis.

Dikutip pada jurnal yang berjudul *Automatic Tap Control System in the Smart Home using Andorid and Arduino* (S.K & P.C, 2015) mengatakan bahwa Solenoida Valve dapat mengontrol aliran air yang bertindak sebagai keran yang dikendalikan secara listrik.

### III. METODOLOGI

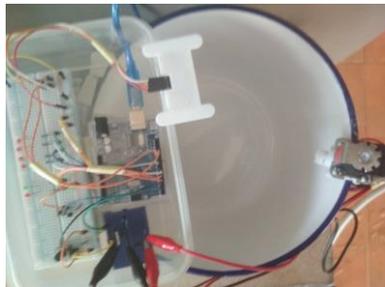
Arduino Uno digunakan sebagai *controller* dalam penelitian ini. Komponen yang digunakan diantaranya adalah potensio, LED, sensor ultrasonik, *push button*, AC-DC *adapter*, resistor, diode, transistor. Adapun beberapa bagian utama dalam sistem kami adalah sebagai berikut:

#### A. Pemasangan Alat

Pemasangan alat pada penelitian ini menggunakan wadah berbentuk logam sebagai tempat penampungan air. Alat pada penelitian ini dimasukan pada sebuah wadah berbahan plastik. Sensor ultrasonik dipasangkan pada bagian atas wadah plastik tersebut. *Valve* dipasangkan di sisi yang berseberangan dengan posisi alat tersebut. Foto pemasangan alat dapat dilihat pada Gambar 2 dan Gambar 3.



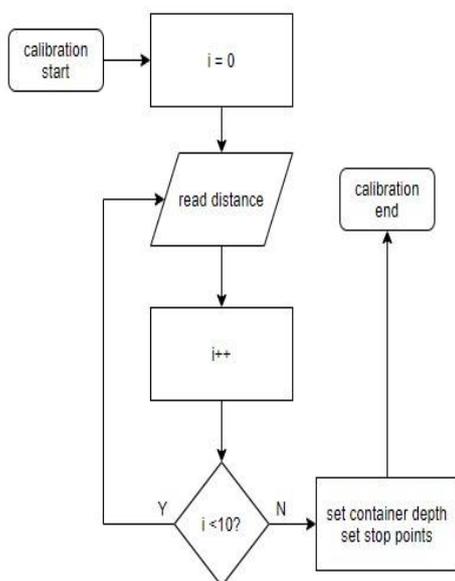
Gambar 2. Foto pemasangan alat penampang depan, data olahan, 2020



Gambar 3. Foto pemasangan alat penampang atas, data olahan peneliti, 2020

**B. Metode Kalibrasi**

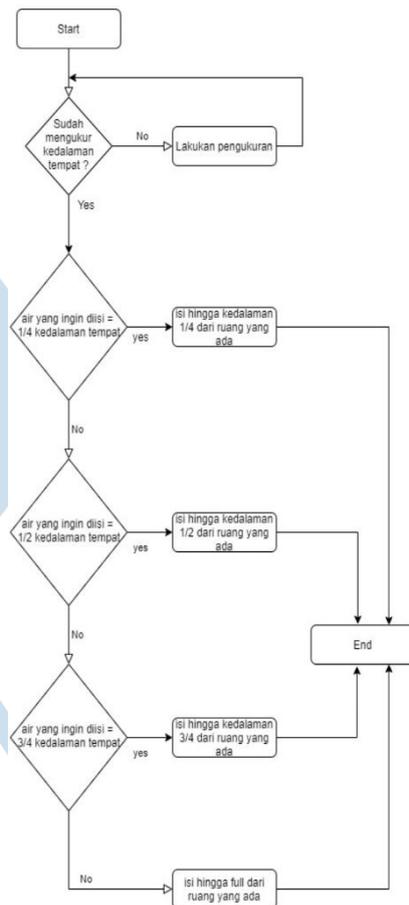
Metode kalibrasi merupakan proses awal ketika alat tersebut dipasang. Ketika proses kalibrasi berlangsung, hal pertama yang dilakukan adalah pengguna menekan tombol on selama lima detik. Pada proses kalibrasi ini sensor akan merekam kedalaman dari wadah tersebut dan hasil dari perekaman dimasukkan di dalam arduino untuk selanjutnya dipakai untuk memilih tingkat kedalaman dan juga untuk tingkatan maksimal pada saat air sudah terisi penuh pada wadah. Cara kerja metode kalibrasi dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 4. Flowchart cara kerja kalibrasi alat, data olahan peneliti, 2020

**C. Tingkat Kedalaman Air**

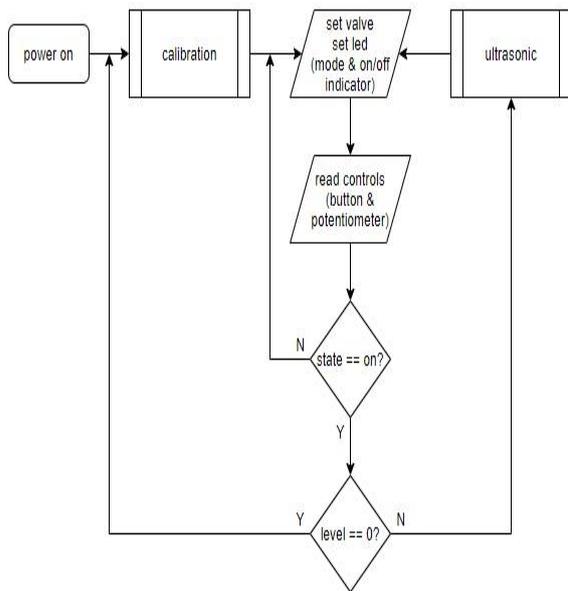
Kedalaman air akan di atur menggunakan potensio. Potensio dibagi menjadi lima *range* dan digunakan untuk menyediakan empat tingkat kedalaman air yang akan dipilih oleh pengguna dan sekaligus untuk mode kalibrasi. Satu kedalaman diwakili oleh satu LED. Sensor ultrasonik akan mendeteksi air hingga batas yang diinginkan dan *valve* akan terbuka sehingga air akan mengalir sampai tingkat kedalaman tertentu. Jika sudah mencapai atau mendekati batas yang diinginkan, maka sensor akan membaca dan menghentikan kerja dari katup tersebut. Cara kerja dapat dilihat pada Gambar 5.



Gambar 5. Flowchart cara kerja alat, data olahan peneliti, 2020

**D. Kondisi State Push Button (On/Off)**

Kondisi *state push button* sangat mempengaruhi sistem kami. Karena ketika kondisi *power on*, maka sistem kami akan berjalan, dimulai dari ultrasonik yang menyala dan mulai mendeteksi jarak serta kedalaman. Kemudian ultrasonik akan melakukan *read mode*, dimana memilih *mode* (tingkat kedalaman) yang akan dipilih. Ketika itu, *valve* akan terbuka dan air akan mengalir sesuai tingkat kedalaman yang dipilih. Berikut *flowchart* yang menjelaskan cara kerja keseluruhan sistem kami (Gambar 6).



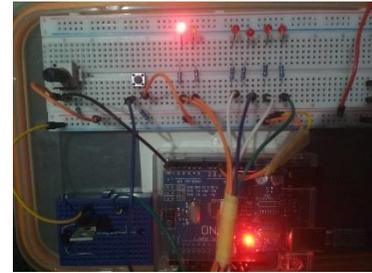
Gambar 6. State pada cara kerja, data olahan peneliti, 2020

Hal pertama yang dilakukan jika alat baru dijalankan adalah metode kalibrasi. Hal kedua jika sensor telah membaca kedalaman air, maka pengguna dapat memilih beberapa tingkatan pengisian. Hal ketiga adalah pengguna hanya tinggal menekan tombol supaya alat dapat bekerja. Alat akan berhenti ketika sensor telah membaca ketinggian air sudah mendekati hasil pemilihan pengguna.

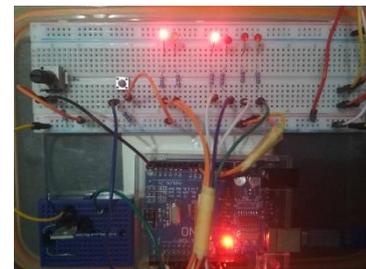
Alat yang kami buat memiliki beberapa keunggulan. Pertama adalah alat ini mudah digunakan bagi pengguna. Kedua adalah alat ini memiliki komputasi yang tidak rumit. Ketiga adalah alat ini memiliki bentuk yang sederhana. Keempat adalah alat kami menggunakan daya yang cukup kecil. Kelima, alat ini memiliki bentuk ukuran 20x20cm.

#### IV. HASIL DAN ANALISIS

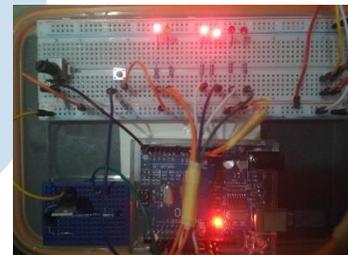
Dari hasil penelitian ini, keran secara otomatis dapat mengetahui kedalaman yang ditentukan pada proses kalibrasi. Hal ini membuat pengguna dapat memilih tingkat kedalaman yang diinginkan. Berikut ini beberapa mode yang dapat dipilih oleh pengguna dan cara pemilihannya (pada Gambar 7-12):



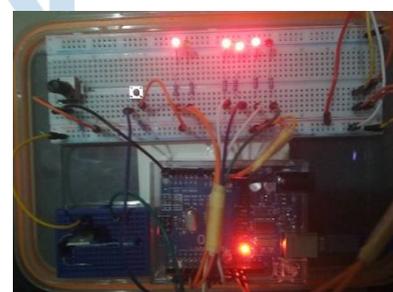
Gambar 7. Foto cara kerja alat ketika kalibrasi, data olahan peneliti, 2020



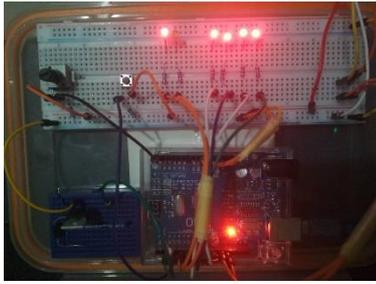
Gambar 8. Foto cara kerja alat ketika mode 1 (full), data olahan peneliti, 2020



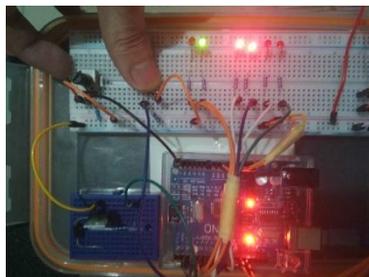
Gambar 9. Foto cara kerja alat ketika mode 2 (3/4), data olahan peneliti, 2020



Gambar 10. Foto cara kerja alat ketika mode 3 (1/2), data olahan peneliti, 2020



Gambar 11. Foto cara kerja alat ketika mode 4 (1/4), data olahan peneliti, 2020

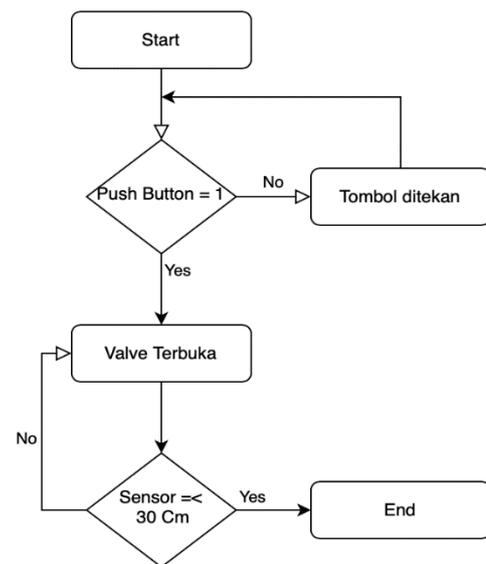


Gambar 12. Foto cara kerja alat ketika pengguna mulai mengoperasikan, data olahan peneliti, 2020

Akurasi sensor ultrasonik pada penelitian ini menunjukkan hasil yang cukup baik dimana pada saat keadaan wadah belum terisi oleh air, sensor menunjukkan pengukuran yang cukup akurat. Namun pada saat pengujian sensor ketika air sudah mengalir ke dalam wadah, maka tingkat akurasi pada sensor tersebut menjadi berkurang karena gelombang suara yang memantul ke segala arah yang mengakibatkan tingkat akurasi dari sensor ultrasonik berkurang. Cara untuk mencegahnya dengan memberikan pembatas pada sensor ultrasonik sehingga tingkat akurasi meningkat. Jarak yang dapat diukur menggunakan sensor ultrasonik adalah 30 cm hingga 100 cm.

Keuntungan yang di dapat dari penggunaan alat ini adalah pengguna tidak perlu membongkar atau merubah tata letak (*layout*) dari kamar mandi. Keuntungan lainnya pada penggunaan alat ini adalah cara kerja yang serupa dengan penggunaan *shower* namun jika penggunaan tersebut, secara otomatis mendeteksi berdasarkan objek sehingga penggunaan alat ini dapat mendeteksi berdasarkan ketinggian air pada wadah dengan menggunakan sensor ultrasonik.

Untuk tahap pengembangan selanjutnya, akan ditambahkan sistem notifikasi melalui *mobile phone* dimana pengguna dapat mengetahui melalui *smartphone*-nya, apabila bak mandi sudah terisi dengan air sesuai tingkat kedalamannya. Akan ada juga penyimpanan yang digunakan untuk menyimpan state terakhir dari status keran otomatis. Cara kerja dari alat kami dapat dilihat pada Gambar 13.



Gambar 13. Hasil kerja alat, data olahan peneliti, 2020

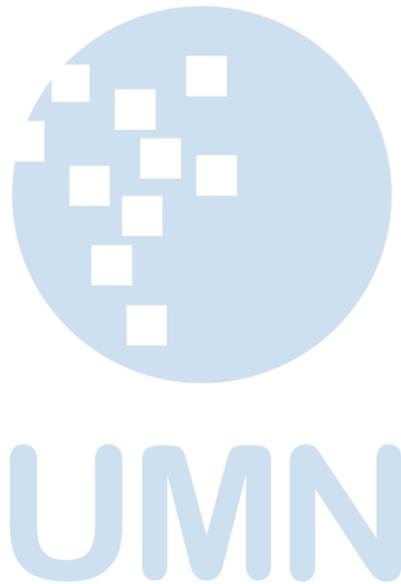
## V. SIMPULAN

Kesimpulan dalam penelitian ini adalah dalam perancangan sistem ini menggunakan sensor ultrasonik dan di kontrol dengan Arduino Uno. Keran air otomatis akan berhenti sesuai tingkat kedalaman yang dipilih oleh pengguna. Sensor ultrasonik akan mendeteksi jarak antara air dan keran serta membaca tingkat kedalamannya, lalu Solenoid Valve akan menyala dan air akan mengalir sampai batas yang diinginkan. Solenoid Valve akan berhenti berdasarkan sensor ultrasonik ketika sudah mendeteksi ketinggian yang dipilih oleh pengguna.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Atmaja, F.Y. (2010). Otomatisasi Kran Dan Penampung Air Pada Tempat Wudhu Berbasis Mikrokontroler. Retrieved from <https://core.ac.uk/reader/12348490>.
- [2] Bridge, I., & Gilfillan, J. L. United of Kingdom Patent No. 8504615. 29 Oktober 1986. Available: <https://patentimages.storage.googleapis.com/a8/35/92/a887a35d307b5d/GB2174219A.pdf>.
- [3] Ramadhani, P., Sari, M., & Wibawa. (2017). Rancang Bangun Aplikasi Monitoring Penggunaan Shower Mandi Otomatis Dan Jumlah Penggunaan Debit Air Berbasis Arduino. Seminar Nasional Dinamika Informatika 2017 (pp. 89-94). Yogyakarta: Universitas PGRI Yogyakarta.
- [4] Ratnasari, E. D. (2020, Mei 12). Hari Air Sedunia, 7 Fakta Mengejutkan Masalah Air. Available: <https://www.cnnindonesia.com/gaya-hidup/20180322115007-282-284979/hari-air-sedunia-7-fakta-mengejutkan-masalah-air>.
- [5] S.K, V., & P.C, S. (2015, October). Automatic Tap Control System in the Smart Home using Android and Arduino. International Journal Of Computer Applications, 127, 19-23. Retrieved from <https://www.ijcaonline.org/research/volume127/number8/vani-2015-ijca-906407.pdf>.

- [6] Shaputra, R., Gunoto, P., & Irsyam, M. (Nov. 2019). Kran Air Otomatis Pada Tempat Berwudhu Menggunakan Sensor Ultrasonic Berbasis Arduino Uno. *Sigma Teknika*, Vol.2, No.2, pp .192-201.. Available: <https://www.journal.unrika.ac.id/index.php/sigmateknika/article/view/2085/1454>.
- [7] Solenoid Valve Basics. (2020, Mei 12). Available: <http://www.solenoid-valve-info.com/solenoid-valve-basics.html>.
- [8] Wibowo, F. H. (2017). Prototype Smart Bathroom Berbasis Arduino Uno. 1-9. Retrieved from <http://journal.student.uny.ac.id/ojs/index.php/elektronika/article/viewFile/9241/8923>.



# Sistem Pendeteksi Pencemar Udara Portabel Menggunakan Sensor MQ-7 dan MQ-135

Arida Amalia Rosa<sup>1</sup>, Bryan Alexis Simon<sup>2</sup>, Kevin Sherdy Lieanto<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Program Studi Teknik Komputer, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

arida.rosa@student.umn.ac.id

bryan.simon@student.umn.ac.id

kevin.sherdy@student.umn.ac.id

Diterima 15 Mei 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—Keterbatasan indera penciuman manusia mendeteksi keberadaan gas-gas yang tidak terlihat dapat membahayakan kesehatan. Oleh sebab itu, diperlukan suatu alat pendeteksi dalam pencemaran udara, sehingga menjadi acuan guna untuk mengetahui tingkat pencemaran udara tersebut. Untuk mendeteksi kadar polusi udara menggunakan sensor gas MQ-7 yang peka terhadap gas karbon monoksida, stabil dan berumur panjang, dan sensor gas MQ-135 yang dapat digunakan untuk menentukan kadar konsentrasi gas amonia, bensol, alkohol. Dan untuk tampilan menggunakan LCD yang sebelumnya di proses oleh mikrokontroler Arduino nano.

**Index Terms**—Air Quality, Gas Sensor, Kualitas Udara, Mikrokontroler, MQ-135, MQ-7

## I. PENDAHULUAN

Seiring dengan meningkatnya isu pencemaran udara, Direktorat Pengendalian Pencemaran Udara (PPU) yang berada di bawah naungan Kementerian Lingkungan Hidup Indonesia membuat program kerja jangka panjang mengembangkan jaringan pemantauan kualitas udara ambien yang terintegrasi dengan menggunakan peralatan pemantauan otomatis yang beroperasi secara kontinu yang ditujukan untuk mengetahui kualitas udara ambien di suatu daerah/kota pada waktu tertentu dilakukan oleh pemerintah pusat, pemerintah daerah dan pihak swasta serta pemangku kepentingan lainnya.

KLHK sebagai institusi pengelolaan lingkungan hidup telah membangun peralatan AQMS di beberapa kota. Parameter yang dipantau adalah PM10, PM2.5, SO<sub>2</sub>, NO<sub>2</sub>, O<sub>3</sub>, HC, dan CO. Data yang diterima dari stasiun pemantau kualitas udara, diolah menjadi data ISPU di ruang kendali AQMS KLHK (*main center*), kemudian data konsentrasi dan ISPU tersebut dikirimkan ke display indoor dan outdoor di masing-masing daerah. Data konsentrasi dan ISPU tersebut digunakan sebagai informasi kondisi kualitas udara kepada masyarakat yang dapat dilihat secara langsung melalui papan tayang (*public display outdoor*) yang terpasang di pinggir jalan raya. Selain itu, data hasil pemantauan terintegrasi yang dikelola dengan baik dapat digunakan sebagai bahan pengembangan

kebijakan dalam pelaksanaan pengendalian pencemaran udara di daerah. Namun meskipun demikian, masih minimnya keberadaan AQMS yang hanya tertanam di beberapa titik di daerah tertentu ini juga memicu kurangnya kesadaran masyarakat akan bahaya dari berbagai polusi udara yang ada.

Projek sederhana ini dibuat dengan harapan bisa meningkatkan kesadaran masyarakat perihal kualitas udara yang terdapat disekitar kita ketika sedang berpergian terlebih karena ukurannya yang juga cukup *compact* untuk dibawa-bawa. Projek ini pun untuk menunjang program Kementerian Lingkungan Hidup tentang meningkatkan kesadaran masyarakat akan pentingnya memperhatikan ISPU (Indeks Standar Pencemaran Udara).

## II. STUDI LITERATUR

### A. State of the Art

Pada penelitian ini menggunakan *state of the art* (penelitian sebelumnya) yang berjudul *AirSense: A Portable Context-sensing Device for Personal Air Quality Monitoring* (2015) oleh Zhuang, Yan & Lin, Feng & Yoo, Eun-Hye & Xu, Wenyao. sebagai referensi untuk penelitian ini. Adapun *state of the art* yang digunakan berupa paper untuk dijadikan acuan penelitian, yaitu:

Tabel 1. Acuan *state of the art* penelitian

Perbedaan	Hasil
Pada <i>AirSense</i> pembacaan kualitas udara berdasarkan dari level debu, GPS, temperatur dan kelembaban yang ada di sekitar pengguna sehingga pembacaan terbatas pada parameter tersebut.	Pendekatan berbeda kami lakukan yaitu dengan pembacaan sensor berdasarkan kandungan gas dan juga kimia yang beberapa diantaranya tidak dapat terdeteksi karena keterbatasan indera penciuman manusia.

### B. Polusi Udara di Indonesia

Berdasarkan Laporan *Air Quality Life Index* Maret 2019 diketahui bahwa dalam dua dekade terakhir kadar PM<sub>2.5</sub> mengalami peningkatan yang cukup signifikan dari 8 µg/m<sup>3</sup> menjadi 22 µg/m<sup>3</sup>. Standar

PM<sub>2,5</sub> sendiri adalah partikel yang berukuran 2,5 mikron atau bahkan lebih kecil. Partikel ini tak kasat mata dan bisa terhirup dan menumpuk di paru-paru yang bisa menyebabkan kematian dini pada seseorang. Partikel PM<sub>2,5</sub> berasal dari polusi berbagai kendaraan bermotor, kebakaran hutan, pembakaran kayu, minyak, batubara, asap pabrik dan lain sebagainya. PM<sub>2,5</sub> juga bisa berada di dalam ruangan, hal ini bisa di picu oleh asap rokok, proses pembakaran saat memasak, pembakaran lilin, dan lain sebagainya.

Berdasarkan data US *Environmental Protection Agency* berikut adalah standar level PM<sub>2,5</sub>:

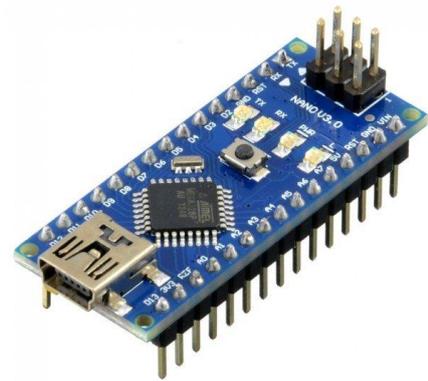
Tabel 2. Standar level PM<sub>2,5</sub>

Kadar PM <sub>2,5</sub>	Indeks Kualitas Udara	Efek Kesehatan
0-12	Aman	Tidak ada
12,1-35,4	Sedang	Individu yang sensitif bisa mengalami masalah pernapasan
35,5-55,4	Tak sehat bagi kelompok yang sensitif	Meningkatkan gejala pernapasan penyakit jantung dan paru-paru
55,5-150,4	Tidak sehat	Meningkatkan resiko penyakit jantung, kematian dini bagi penderita kardiopulmoner dan meningkatkan risiko pernafasan populasi umum
150,5-250,4	Sangat tidak sehat	Peningkatan signifikan memburuknya penyakit jantung, paru-paru, kematian dini penderita kardiopulmoner dan meningkatnya pernafasan populasi umum
250,5-500,4	Sangat berbahaya	Risiko kematian diri, penyakit jantung dan paru-paru

Dengan Indonesia yang berada pada level sedang saat ini, polusi udara sudah menjadi hal yang perlu dipertimbangkan karna ada kecenderungan peningkatan yang terjadi terus-menerus seiring waktu.

#### C. Arduino Nano

Arduino merupakan sebuah *platform* dari *physical computing* yang bersifat *open source*. Arduino tidak hanya sekedar sebuah alat pengembang, tetapi merupakan kombinasi dari *hardware*, bahasa pemrograman dan *Integrated Development Environment (IDE)* yang canggih. IDE adalah sebuah *software* yang berperan untuk menulis program, melakukan *compiling* menjadi kode biner dan mengunggah ke dalam memori mikrokontroler. Salah satu pertimbangan menggunakan Arduino Nano adalah merupakan board mikrokontroler yang berukuran kecil, lengkap dan mendukung penggunaan *breadboard* yang memudahkan dalam *testing* dan *debugging*.



Gambar 1. Arduino Nano

#### D. Sensor MQ-135

Sensor MQ-135 adalah jenis sensor kimia yang sensitif terhadap senyawa NH<sub>3</sub>, NO<sub>x</sub>, alkohol, benzol, asap (CO), CO<sub>2</sub>, dan lain-lain. Sensor ini bekerja dengan cara menerima perubahan nilai resistansi (*analog*) bila terkena gas. Sensor ini memiliki daya tahan yang baik untuk penggunaan penanda bahaya polusi karena praktis dan tidak memakan daya yang besar. Penyesuaian sensitifitas sensor ditentukan oleh nilai resistansi dari MQ-135 yang berbeda-beda untuk berbagai konsentrasi gas-gas. Jadi, Ketika menggunakan komponen ini, penyesuaian sensitifitas sangat diperlukan. Selain itu, kalibrasi pendeteksian konsentrasi NH<sub>3</sub> sebesar 100 ppm atau alkohol sebesar 50 ppm di udara.



Gambar 2. Sensor MQ-135

Tabel 3. Spesifikasi standar kerja Sensor MQ-135

Parameter	Kondisi Teknis	Keterangan
<i>Circuit Voltage</i>	5V ± 0,1	AC atau DC
<i>Heating Voltage</i>	5V ± 0,1	AC atau DC
<i>Load Resistance</i>	Bisa menyesuaikan	
<i>Heater Resistance</i>	33 Ω ± 5%	Suhu ruangan

Heating Consumption	< 500 mW	
Jangkauan Pengukuran	10-300 ppm ammonia 10-1000 ppm benzol 10-300 ppm alkohol	

#### E. Sensor MQ-7

Sensor MQ-7 merupakan sensor gas yang digunakan untuk mendeteksi gas karbon monoksida (CO) dalam kehidupan sehari-hari. Sensor gas MQ7 ini mempunyai kelebihan sensitifitas yang tinggi terhadap karbon monoksida (CO), stabil, dan usia pakai yang lama. Penyesuaian sensitivitas sangat diperlukan. Disarankan kalibrasi pendeteksian untuk CO 200ppm di udara.



Gambar 3. Sensor MQ-7

Tabel 3. Spesifikasi standar kerja Sensor MQ-7

Parameter	Kondisi Teknis	Keterangan
Circuit Voltage	5V ± 0,1	AC atau DC
Heating Voltage	5V ± 0,1	AC atau DC
Load Resistance	Bisa menyesuaikan	
Heater Resistance	33 Ω ± 5%	Suhu ruangan
Heating Consumption	sekitar 350 mW	
Jangkauan Pengukuran	20-2000 ppm karbon monoksida	

#### F. Polusi Udara

Pencemaran udara adalah kehadiran satu atau lebih substansi fisik, kimia, atau biologi di atmosfer dalam jumlah yang dapat membahayakan kesehatan manusia, hewan, dan tumbuhan, mengganggu estetika dan kenyamanan, atau merusak properti. Pencemaran udara di dalam ruangan dapat mempengaruhi kesehatan manusia sama buruknya dengan pencemaran udara di ruang terbuka.

Pencemar udara dibedakan menjadi dua yaitu, pencemar primer dan pencemar sekunder. Pencemar primer adalah substansi pencemar yang ditimbulkan langsung dari sumber pencemaran udara. Karbon monoksida adalah sebuah contoh dari pencemar udara primer karena ia merupakan hasil dari pembakaran. Pencemar sekunder adalah substansi pencemar yang terbentuk dari reaksi pencemar-pencemar primer di atmosfer. Pembentukan ozon dalam smog fotokimia adalah sebuah contoh dari pencemaran udara sekunder. Berikut jenis-jenis bahan pencemar udara (polutan): Karbon Monoksida, Nitrogen Oksida, Sulfur Oksida, CFC, Hidrokarbon, Senyawa Organik Volatile, Partikulat, Radikal Bebas.

### III. METODOLOGI DAN IMPLEMENTASI

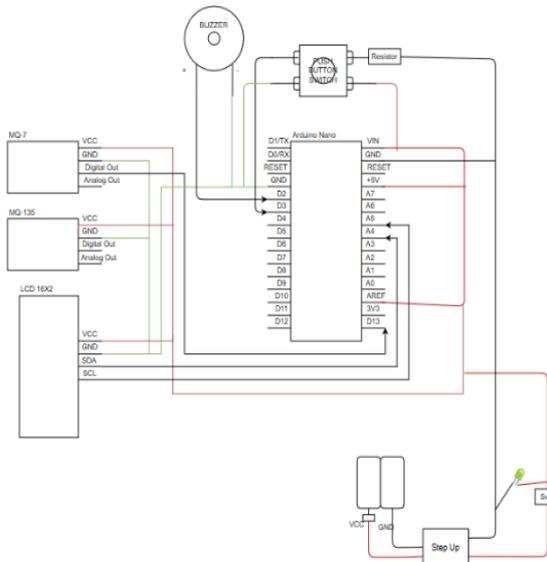
#### A. Komponen yang Digunakan

- **Arduino Nano**  
Arduino Nano yang berukuran kecil dapat menunjang kebutuhan system yang *compact*. Arduino Nano juga memiliki *Timer Internal* sehingga sangat cocok untuk sistem ini.
- **Liquid Crystal Display**  
LCD yang digunakan merupakan Modul LCD 4Pin (Vcc, Gnd, SCA, SCL). LCD akan digunakan untuk menampilkan indikator baterai dan status pembacaan sensor. LCD berkomunikasi dengan Arduino Uno menggunakan protokol I2C.
- **Modul MQ-7 Flying Fish**  
Sensor ini cukup sensitif dengan gas alami, cocok untuk mendeteksi kebocoran gas, mendeteksi karbon monoksida, dan lain sebagainya.
- **Modul MQ-135 Flying Fish**  
Sensor ini mampu mendeteksi NH<sub>3</sub>, NO<sub>x</sub>, alkohol, benzena, asap, CO<sub>2</sub>, dan lain sebagainya.
- **LED, Resistor, dan Push Switch Button**  
LED digunakan sebagai indikator bahwa Arduino Nano berhasil menyala, sedangkan resistor digunakan untuk *pull up* pada *switch*. *Switch* digunakan untuk mengaktifkan mode *mute* hingga durasi tertentu.
- **Modul Step Up**  
*Step Up* diperlukan karna baterai yang digunakan hanya menghasilkan tegangan 3,7 Volt sedangkan modul *charger* yang digunakan memiliki batas maksimal tegangan 5V sehingga tidak memungkinkan untuk menggunakan dua baterai, untuk mengatasi hal ini *step up* digunakan agar tegangan bisa menjadi 5 Volt.
- **Module Micro USB Chager**  
Agar komponen menjadi *rechargeable* maka diperlukan adanya Modul USB *Charger*.
- **Baterai 2500 Mah 3.7 Volt**

Sebagai sumber daya utama seluruh komponen dari sistem pendeteksi pencemar udara portable.

B. Rancangan Sistem

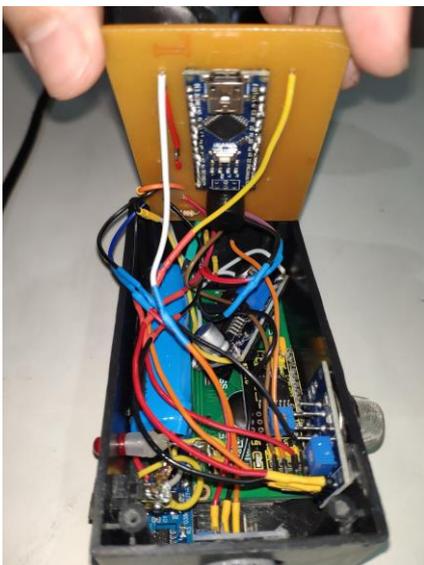
B.1 Skematik Hardware



Gambar 4. Skematik perangkat

Gambar 4 menjelaskan skematik rangkaian yang menggambarkan hardware di dalam casing komponen yang kami gunakan.

B.2 Tampilan Perangkat



Gambar 5. Tampilan dalam perangkat

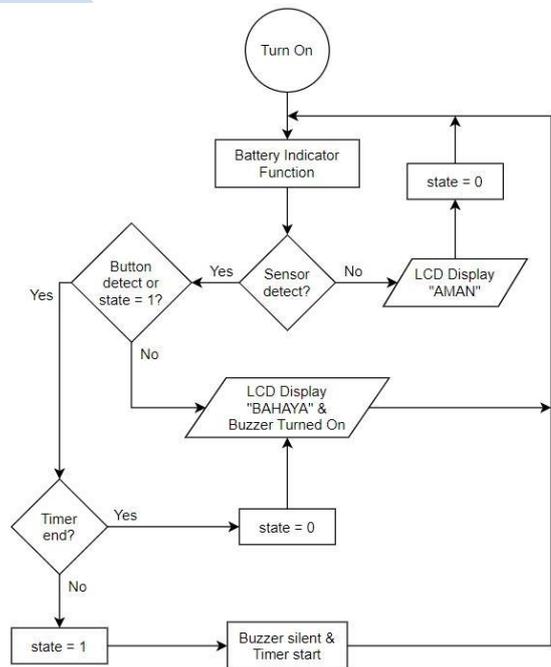
Gambar 5 memperlihatkan susunan komponen yang terdapat di dalam casing berdasarkan skematik.



Gambar 6. Tampilan luar perangkat

Gambar 6 memperlihatkan tampilan depan perangkat. Dimana terdapat LCD display yang terdapat bacaan sensor HI/Low, kondisi aman/bahaya, dan daya baterai. Untuk bagian bawah terdapat tombol power, dan led indikator power.

C. Flowchart Sistem



Gambar 7. Flowchart Sistem

Sistem akan melakukan pembacaan terus-menerus. Jika sistem mendeteksi gas melebihi batas yang sudah ditentukan maka akan menghasilkan output untuk memberi informasi kepada pengguna. Pada sistem ini pengguna juga bisa memberikan inputan melalui switch untuk fitur seperti mode senyap.

D. Implementasi

Pada saat sistem dinyalakan, sensor akan melakukan pembacaan secara terus menerus. Jika

sensor mendeteksi adanya gas pada batas tertentu yang sudah diatur, maka sistem akan mengeluarkan *output* berupa bunyi *Buzzer* dan tampilan tulisan pada LCD. LCD juga akan menampilkan tingkatan daya dari baterai. Pengguna juga bisa melakukan input untuk mengaktifkan fitur mode senyap dengan menekan tombol saat *buzzer* berbunyi. Ketika sensor mendeteksi adanya gas berbahaya yang sudah melewati ambang dan pengguna menekan tombol, maka sistem akan mengaktifkan mode *interrupt* sehingga *timer* akan menghitung mundur selama waktu yang sudah diatur. Namun, jika ditengah perhitungan status sistem kembali ke kondisi “aman” atau mode senyap sudah aktif selama waktu yang sudah ditentukan maka jika kondisi sedang “bahaya” *buzzer* akan bisa kembali berbunyi. Pengguna juga bisa melakukan isi ulang baterai perangkat menggunakan *charger micro USB* dengan arus 1Ampere dan Tegangan 5 Volt.

#### IV. HASIL DAN ANALISIS

Berdasarkan peraturan Menteri Perhubungan Nomor 7 tahun 1964 tentang syarat kesehatan, kebersihan serta penerangan dalam tempat kerja dan Peraturan Menteri Tenaga Kerja dan Transmigrasi Nomor PER.13/MEN/X/2011 tentang Nilai Ambang Batas Faktor Fisika dan Faktor Kimia di tempat kerja. Batas kadar monoksida yang dihirup adalah 25ppm, jika melebihi dari itu akan bisa membahayakan manusia.

Untuk standar batas ama alkohol yang terhirup berdasarkan “*permissible exposure limits for chemical contaminants*” adalah 200ppm.

Pada projek ini simulasi dilakukan dengan menggunakan alkohol. Kami menggunakan alat pengukur polusi udara sebagai pembanding. Dari beberapa percobaan yang kami lakukan didapatkan hasil sebagai berikut.



Gambar 8. Pengukuran VOC alkohol jarak 10cm

Gambar 8 menunjukkan alat deteksi konsentrasi partikel yang digunakan sebagai pembanding dengan alat yang kami gunakan. Alat ini sekarang sedang

menunjukkan hasil pengukuran konsentrasi alkohol yang di semprotkan dengan jarak 10cm.

Berdasarkan artikel *Center for Hazardous Substance Research* di Kansas State University yang berjudul “*Understanding Units of Measurement*” dijelaskan bahwa:

$$\text{Konsentrasi di Udara (ppm)} = 24.45 \times \frac{\text{konsentrasi(mg/m}^3\text{)} \div \text{berat molekul}}$$

Pada proses pengujian, zat yang digunakan untuk simulasi adalah alkohol. Alkohol dipilih karena mudah untuk diuji dan diketahui pasti nilai berat molekulnya sehingga mempermudah proses perhitungan. Pengujian pada karbon monoksida dan karbondioksida lebih sulit dilakukan karena metode pengumpulan sampelnya yang terbilang cukup sulit untuk mencapai kadar tertentu.

Metode pengujian ini juga dipilih karena keterbatasan waktu selama proses penelitian dan keterbatasan pada rangkaian yang hanya menggunakan sinyal digital. Untuk pengujian yang mendekati nilai sesungguhnya, diperlukan sinyal analog untuk menentukan nilai ppm yang diterima. Sehingga pada metode pengujian ini kami melakukan perbandingan nilai dengan alat ukur lain yang bisa dilihat pada Gambar 8.

Setelah uji coba, nilai *volatile organic compounds* (VOCs) yang masih memiliki satuan  $\text{mg/m}^3$  jika dikonversikan ke ppm didapatkanlah hasil sebagai berikut:

Tabel 4. Hasil konversi VOCs ke PPM

VOC	PPM	Jarak
2,241	1,19114	10 cm
1,818	0,966307	20 cm
0,828	0,4401	30 cm

Kami melakukan simulasi pada sistem dengan mengatur potensi pada modul sensor sehingga sensor bisa mendeteksi 1 ppm dari gas yang dapat dideteksi dan didapatkan tampilan sebagai berikut:



Gambar 9. Percobaan jarak 10cm

Gambar 11 memperlihatkan proses pengujian alat kami dengan melakukan penyemprotan alkohol dengan jarak 10cm.

Dari berbagai jarak yang dicoba, didapatkan data sebagai berikut:

Tabel 5. Hasil pengukuran sensor

Jarak Pengujian	Status	Keterangan
10cm	Bahaya	-
12cm	Bahaya/Aman	Kurang akurat
15cm	Aman	-
20cm	Aman	-

Dari beberapa pengujian dilakukan dapat diketahui bahwa penggunaan sensor MQ-7 dan MQ-135 sudah cukup ideal untuk melakukan pendeteksian gas-gas berbahaya pada batasan tertentu melalui bacaan digital. Namun untuk melakukan pengukuran dengan akurasi tinggi, sensor harus melewati proses *heating* dan konfigurasi tersendiri melalui pin analog.

Hal ini dikarenakan jika pengukuran RS/R0 dari sensor bisa dihitung maka batasan bisa diatur lebih akurat mengikuti *datasheet* yang ada. Sedangkan pada percobaan sederhana menggunakan pin digital, pengaturan sensitifitas deteksi sensor dilakukan melalui pengaturan potensio yang hanya bisa diukur tegangannya. Selain itu, bacaan digital yang hanya memberikan 2 jenis *output* (*HIGH* dan *LOW*) dapat memberikan bacaan yang tidak stabil dan berganti terus menerus pada kondisi tertentu, misalnya ketika ukuran ppm dari zat yang terdeteksi memiliki nilai yang berada dekat pada batasan yang diatur pada

sensor. Berdasarkan Tabel 4, saat percobaan pada jarak 12cm ada kecenderungan pembacaan yang kurang akurat dikarenakan nilai batasan diatur melalui potensio sehingga sulit mengatur nilai akurat dari batas pengujian yaitu 1ppm.

## V. SIMPULAN

Banyaknya gas berbahaya yang tidak tercium ataupun tidak terlihat membuat rendahnya angka kesadaran masyarakat mengenai bahaya polusi udara. Untuk mengatasi hal ini pemerintah mencanangkan berbagai program yang bisa memperingatkan masyarakat tentang kondisi kualitas udara disekitar mereka. Dengan seiringnya zaman dan tingkat mobilitas masyarakat yang tinggi, dibutuhkan alat pendeteksi kualitas udara yang mudah dibawa kemana-mana.

Sistem *Air Quality* menggunakan MQ-7 dan MQ-135 merupakan salah satu solusi untuk mengatasinya. Sistem ini mampu mendeteksi berbagai gas di udara dan memberikan peringatan untuk masyarakat. Sistem ini cukup untuk mendeteksi gas berbahaya pada kadar yang kita inginkan. Selain mudah dibawa-bawa, perangkat ini juga memiliki fitur lain seperti bisa dilakukan isi ulang daya baterai ataupun mode senyap. Namun untuk perangkat ini tidak dapat melakukan pendeteksian dengan nilai akurasi yang tinggi, hal ini diakibatkan tidak dilakukannya konfigurasi sensor.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] OSHA, "Table Ac-1 Permissible Exposure Limits for Chemical Contaminants," *Occup. Saf. Heal. Adm.*, vol. 8, no. d, hal. 1-26, 2019. [https://jdih.kemnaker.go.id/data\\_puu/Permen\\_5\\_2018.pdf](https://jdih.kemnaker.go.id/data_puu/Permen_5_2018.pdf).
- [2] D. P. P. dan K. Lingkungan, "Laporan Kinerja Direktorat Pengendalian Pencemaran Udara," 2018.
- [3] Permenakertrans, "Peraturan menteri ketenagakerjaan republik indonesia nomor 5 tahun 2018," *J. Pendidikan, Teknol. dan Kejuru.*, vol. 4, no. 2, hal. 200-207, 2018.
- [4] <https://aqli.epic.uchicago.edu/wp-content/uploads/2019/03/Indonesia-Report.pdf>
- [5] Zhuang, Yan & Lin, Feng & Yoo, Eun-Hye & Xu, Wen Yao. (2015). *AirSense: A Portable Context-sensing Device for Personal Air Quality Monitoring*.
- [6] <https://cfpub.epa.gov/nceer/abstracts/index.cfm/fuseaction/display.files/fileid/14285>
- [7] [https://www.researchgate.net/publication/329890530\\_Application\\_of\\_MQ-138\\_Semiconductor\\_Sensor\\_for\\_Breath\\_Acetone\\_Detection](https://www.researchgate.net/publication/329890530_Application_of_MQ-138_Semiconductor_Sensor_for_Breath_Acetone_Detection)
- [8] <https://www.epa.gov/pm-pollution/setting-and-reviewing-standards-control-particulate-matter-pm-pollution>
- [9] [https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MQ-135\\_Hanwei.pdf](https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MQ-135_Hanwei.pdf)
- [10] <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MQ-7.pdf>

# Analisis Keefektifan Penggunaan Filter FIR dan IIR pada Sinyal Pernapasan EMGdi dengan Simulasi MATLAB

Christopher Leonard<sup>1</sup>, Nabila Husna Sabrina<sup>2</sup>, Putu Gandhi Aditya Bayuntara<sup>3</sup>, Yesaya Ariel<sup>3</sup>

<sup>1,3</sup> Program Studi Teknik Fisika, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia  
christopher5@student.umn.ac.id

<sup>2</sup> Program Studi Teknik Komputer, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

Diterima 20 Mei 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—Medical instrumentations are used to retrieve and record signal data in the patient's body such as respiratory signals. The data from the respiratory signal is able to diagnose the patient's respiratory health. Unfortunately, in retrieving signal data, there are noises that interfere with the required signal information. In this article, the signal input will be filtered with two types of filter (FIR filter with window method and IIR filter with pole-zero placement method or bilinear transformation method) and compared their effectiveness to reduce or eliminate the noise signal. Both filters have a cut-off frequency of 50 Hz. The output signal shows that the noise ECG signal is more effective to be eliminated with an FIR filter because of its stability and linear response. Therefore, FIR filter is more recommended being used in EMGdi medical instrumentation for its effectiveness according to Signal-to-Noise Ratio (SNR), execution time, and zero-pole diagram.

**Index Terms**—Bilinear Transformation Method, Digital Filter, Electromyography, Window Method

## I. PENDAHULUAN

Dalam dunia medis, banyak digunakan alat-alat elektronik yang berguna untuk mengetahui kondisi seseorang. Penggunaan alat-alat elektronik medis tersebut menghasilkan sinyal-sinyal informasi yang diperlukan untuk mendiagnosa maupun memberikan kesimpulan terhadap kesehatan pasien sehingga keakuratan alat pengukuran medis sangat penting. Pada umumnya, sinyal tersebut berupa masukan analog yang kemudian diubah menjadi keluaran digital untuk mempermudah pengolahan dan interpretasi.

Alat-alat elektronik yang ada dalam sebuah ruangan serta ketelitian alat medis yang digunakan menjadi faktor yang akan mempengaruhi keluaran bacaan sinyal yang diinginkan karena terdapat *noise*. Adanya *noise* pada sebuah sinyal akan mengganggu

pembacaan sehingga data yang diperoleh menjadi tidak akurat. Oleh karena itu, dibutuhkan sebuah filter yang berguna untuk mengeliminasi *noise* tersebut.

Filter merupakan sebuah perangkat atau proses yang dapat mengeliminasi komponen-komponen sinyal yang tidak diinginkan dari sinyal masukan [1]. Terdapat beragam jenis filter, namun yang digunakan pada perbandingan dan analisis kali ini adalah filter digital dengan metode *low pass* filter IIR (*Infinite Impulse Response*) dan filter FIR (*Finite Impulse Response*). Pemilihan digital filter sebagai filter sinyal input bertujuan pada tingkat keakuratan dan kepresisian filter [1] serta mampu disimulasikan dalam perangkat lunak MATLAB.

Pada artikel ini akan dikembangkan penggunaan filter IIR pada data sinyal pernapasan EMGdi pernah dilakukan pada [2] dengan membandingkan segi keefektifan filter dengan menggunakan filter FIR. Berdasarkan [3-4] filter FIR mampu menghilangkan *noise* pada pengaplikasian sinyal ECG karena memiliki properti fasa yang linear dan karakteristik yang stabil serta mampu meningkatkan kecepatan kalkulasi filter sebesar 13,65%. Oleh karena itu, artikel ini akan mencoba mengaplikasikan penelitian [2] dengan menggunakan filter FIR dan melihat apakah keefektifan filter tersebut juga berlaku ketika diaplikasikan pada sinyal EMGdi dengan menggunakan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR), *execution time*, serta *zero-pole* diagram kedua filter.

Data sinyal yang akan digunakan merupakan data sinyal pernapasan EMGdi (*Diaphragm Electromyography*) dari salah satu subjek dari jurnal [5] dengan periode sampling 0,0005 detik. Sinyal EMGdi merupakan sinyal mentah yang terdiri dari informasi kondisi pernapasan subjek serta sinyal *noise* ECG (*Electrocardiogram*). Untuk memisahkan sinyal yang diinginkan serta *noise* akan dilakukan penyaringan menggunakan filter FIR (*window method*) dengan *cut-off frequency* sebesar 50 Hz serta filter IIR (*bilinear transformation method* / *Pole Zero placement method*) dari pendekatan rangkaian

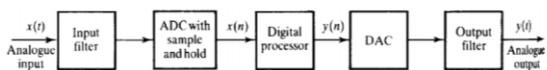
highpass filter sederhana yang diubah menjadi z-domain dengan *cut-off frequency* 50 Hz dan resistor 1 Ω (besar resistor dan *cut-off frequency* sudah cukup untuk filter sinyal EMGdi [2]). Penggunaan jenis metode filter FIR dan IIR pada artikel ini tidak dibuktikan keefektifan tiap-tiap jenis filter.

II. KONSEP DESAIN FILTER

A. Digital Filter

Filter digital pada suatu sistem berfungsi untuk mengubah bentuk sinyal, karakteristik amplitudo frekuensi dan/atau fase frekuensi dari sinyal menjadi sinyal yang diinginkan. Tujuan utama dari filter digital adalah untuk mengurangi *noise* serta mendapatkan informasi dari sinyal [1].

Filter digital merupakan algoritma matematis yang diimplementasikan ke dalam perangkat lunak atau perangkat keras yang menerima masukan sinyal, diolah, dan menghasilkan keluaran sinyal digital dengan bentuk karakteristik sinyal yang diinginkan.



Gambar 1. Diagram blok proses sinyal dari analog input hingga analog output dengan melewati dua filter analog dan digital

B. Finite Impulse Response – Window Method

Filter FIR memiliki karakteristik *linear phase response filter*, stabil, serta mudah untuk diimplementasikan ke dalam perangkat keras.

Salah satu metode untuk menghitung koefisien pada desain filter FIR adalah *window method* dengan persamaan sebagai berikut.<sup>[1]</sup>

$$h(n) = h_D(n)w(n) \tag{1}$$

dengan  $h_D(n)$  merupakan *ideal impulse response*.

High pass filter dari  $h_D(n)$  memiliki persamaan berikut:

$$h_D(n) = -2f_c \frac{\sin(n\omega_c)}{n\omega_c} \tag{2}$$

$w(n)$  merupakan *window function*. Fungsi *window* umum yang digunakan untuk mendesain filter FIR adalah sebagai berikut<sup>[1]</sup>:

Tabel 1. Common window function

Name of window function	Transition width (Hz) (normalized)	Passband ripple (dB)	Main lobe relative to side lobe (dB)	Stopband attenuation (dB) (maximum)	Window function $w(n),  n  \leq (N-1)/2$
Rectangular	$0.8/N$	0.7416	13	21	1
Hanning	$3.1/N$	0.0546	31	44	$0.5 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right)$
Hamming	$3.3/N$	0.0194	41	53	$0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right)$
Blackman	$5.5/N$	0.0017	57	74	$0.42 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + 0.08 \cos\left(\frac{4\pi n}{N}\right)$
	$2.95/N (\beta = 4.54)$	0.0274		50	$\frac{1}{4} \left[ \beta(1 - 2\cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + \cos\left(\frac{4\pi n}{N}\right)) \right]^2$
Kaiser	$4.32/N (\beta = 6.76)$	0.00275		70	
	$5.71/N (\beta = 8.96)$	0.000253		90	

Pada artikel ini, akan digunakan *hamming window* karena sinyal input yang diterima pada proses filter memiliki amplitudo yang beragam dan fluktuatif. Oleh karena itu, *rectangular window* tidak digunakan karena *low dynamic range* dan *hamming window* sudah cukup untuk digunakan untuk digunakan sebagai filter<sup>[6]</sup>.

C. Infinite Impulse Response - Pole Zero Placement Method dan Bilinear Transformation Method

Filter IIR memiliki karakteristik *non-linear*, tidak stabil (karena memerlukan informasi dari *impulse response* sebelumnya), serta lebih kompleks dalam mengkonversi persamaan respons ke rangkaian. Oleh karena itu filter IIR lebih sering digunakan dalam filter digital atau dalam filter pemrograman.

Koefisien untuk desain suatu filter IIR menggunakan *transfer function* dengan persamaan sebagai berikut<sup>[1]</sup>:

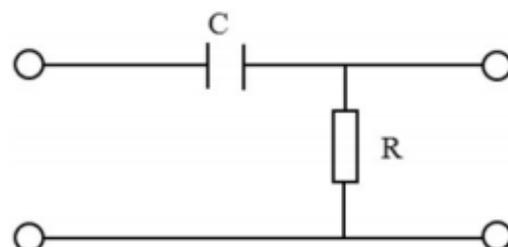
$$H(z) = \frac{K(z-1)}{(z-\alpha)} \tag{3}$$

Dengan:

$$\alpha = \begin{cases} 1 - 2\pi \frac{f_c}{f_s}, & f_c < \frac{f_s}{4} \\ \pi - 1 - 2\pi \frac{f_c}{f_s}, & f_c > \frac{f_s}{4} \end{cases} \tag{4}$$

$$K = \frac{(1+\alpha)}{2} \tag{5}$$

Dari rangkaian perangkat keras (Gambar 2), dapat dilakukan filter IIR dengan mengubah rangkaian filter menjadi persamaan fungsi transfer *laplace* (persamaan 7), kemudian mengubah ke *z-domain* dengan *bilinear transformation method* (persamaan 6) sehingga menghasilkan persamaan *z-transform* pada persamaan 8<sup>[2]</sup>.



Gambar 2. Rangkaian *highpass* filter sederhana

$$S = \frac{2z-1}{Tz+1} \quad (6)$$

dengan T merupakan periode *sampling*.

#### D. Signal to Noise Ratio (SNR)

Dalam membuktikan keefektifan kedua filter dalam menghilangkan *noise*, SNR digunakan dengan persamaan sebagai berikut<sup>[6]</sup>:

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{\text{Output signal}}{\text{Input signal}} \quad (9)$$

### III. METODOLOGI

Dalam membandingkan keefektifan filter IIR dan filter FIR untuk menghilangkan atau meminimalisir *noise* sinyal ECG pada sinyal EMGdi, dilakukan empat tahap sebagai berikut:

1. Pada tahap pertama, menentukan puncak dari sinyal ECG pada sinyal EMGdi mentah.
2. Pada tahap kedua, memisahkan antara sinyal EMGdi yang terkontaminasi dengan sinyal ECG serta sinyal EMGdi murni dengan acuan puncak sinyal ECG yang telah didapatkan pada tahap pertama.
3. Pada tahap ketiga, sinyal EMGdi yang terkontaminasi dengan ECG akan dilakukan *filtering*. Filter FIR dibuat dengan *window method* sedangkan untuk filter IIR akan digunakan metode *pole zero placement* tetapi jika pendekatan melalui perangkat keras filter, dapat melalui metode *bilinear transformation*.
4. Pada tahap keempat, merekonstruksi sinyal EMGdi hasil *filtering* dengan sinyal EMGdi murni. Hasil sinyal *output* dengan dua jenis filter dibandingkan dari segi keefektifan menghilangkan sinyal *noise* ECG menggunakan SNR.

Tahapan-tahapan tersebut dilakukan menggunakan simulasi MATLAB.

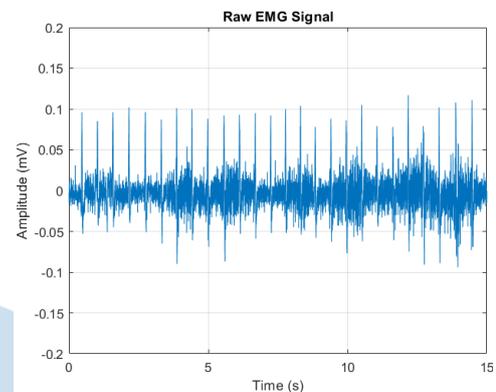
### IV. DATA DAN ANALISIS

Pengolahan sinyal mentah, dilakukan sesuai dengan tahapan-tahapan melalui perangkat lunak MATLAB. Pengambilan data yang dilakukan pada jurnal [5] dilakukan selama 400 detik dengan interval pengambilan data 0,0005 detik. Pada artikel ini, akan mempersempit tampilan data selama 15 detik (Gambar 1) dengan tujuan kontaminasi ECG pada sinyal EMGdi dapat terlihat.

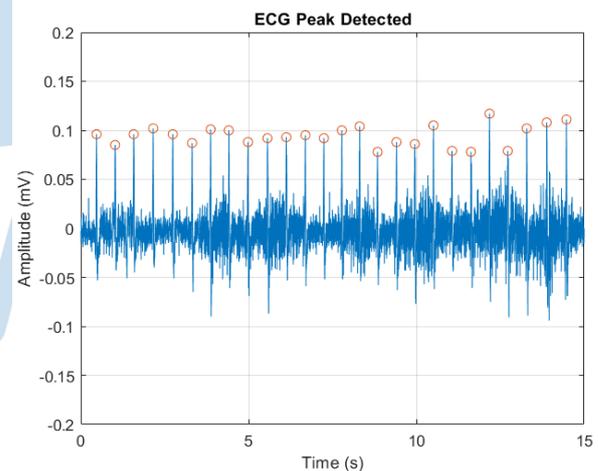
Sinyal mentah akan ditentukan puncak sinyal *noise* ECG (gambar 2) serta memisahkan antara sinyal EMGdi yang terkontaminasi dengan ECG

dengan sinyal murni EMGdi berdasarkan puncak sinyal *noise* ECG yang telah terdeteksi dengan interval dari puncak sinyal  $-0,1 < t < 0,1$  dengan t adalah waktu (Gambar 3).

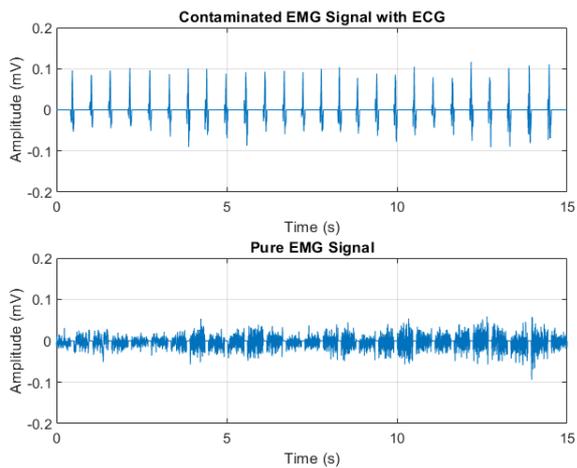
Sinyal murni EMGdi tidak akan melewati filter digital untuk menghindari terhilangnya sinyal informasi yang diperlukan. Sedangkan sinyal EMGdi yang terkontaminasi dengan ECG akan melewati filter FIR atau filter IIR dan akan dibandingkan keefektifan dari kedua filter tersebut.



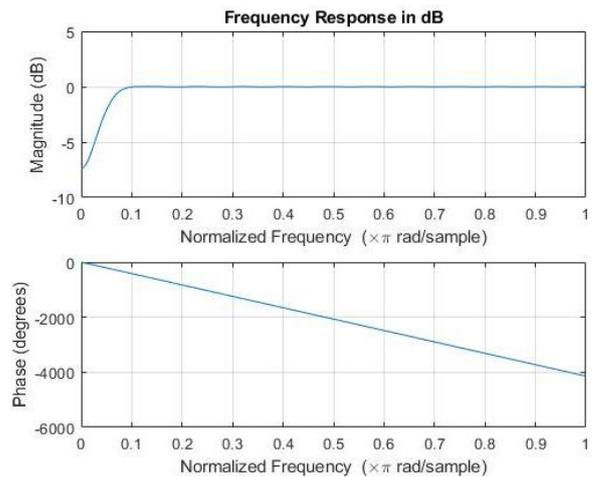
Gambar 2. Sinyal EMGdi mentah sebelum dilakukan *filtering*



Gambar 3. Deteksi puncak sinyal *noise* ECG



Gambar 4. Pemisahan sinyal EMGdi yang terkontaminasi ECG dan sinyal EMGdi yang murni



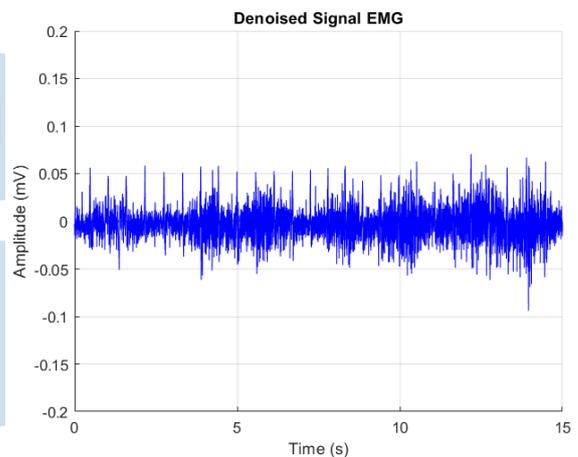
Gambar 6. Respon frekuensi dari *high pass* filter FIR

A. *Filter Sinyal Menggunakan Filter FIR*

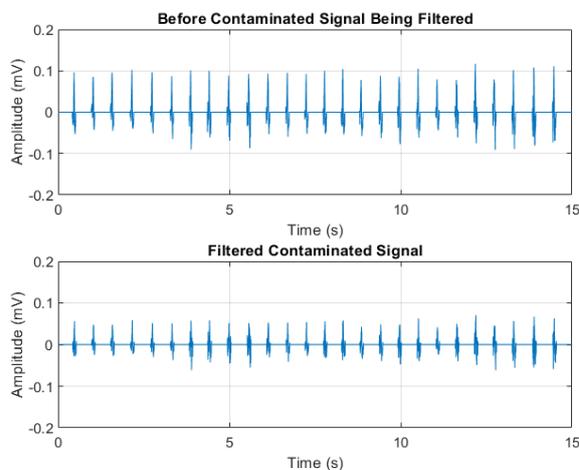
Filter FIR akan dibentuk menggunakan metode *window function* dengan spesifikasi *high pass* filter sebagai berikut:

- *Sampling frequency*: 2kHz
- *Cut-off frequency*: 50 Hz
- *Passband attenuation*: >50dB
- *Transition width*: 1 Hz

Dari spesifikasi yang ditentukan tersebut, maka digunakanlah *hamming window* dengan panjang filter 6600 dan orde filter sebesar 46. Penentuan orde filter berdasarkan [4] sudah cukup untuk diaplikasikan pada peralatan medis.



Gambar 7. Hasil rekonstruksi sinyal EMGdi yang sudah dilakukan filter FIR dengan sinyal EMGdi murni



Gambar 5. Perbandingan sinyal *noise* ECG sebelum dilakukan filter FIR (atas) dan sesudah dilakukan filter FIR (bawah)

B. *Filter Sinyal Menggunakan Filter IIR*

Persamaan *laplace* dari rangkaian *high pass* filter sederhana (Gambar 2) adalah sebagai berikut:

$$H(s) = \frac{R}{\frac{1}{sC} + R} \tag{7}$$

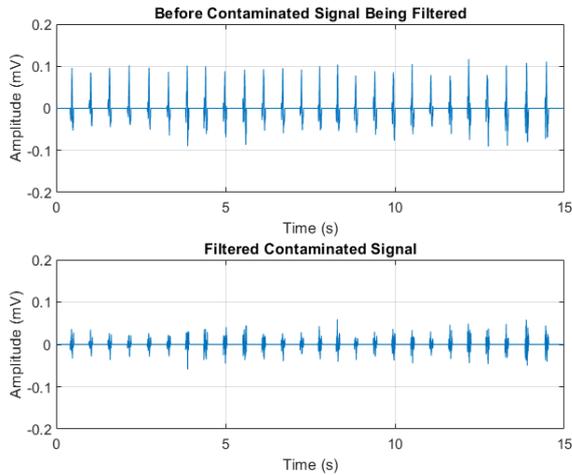
R adalah resistansi elektrik dan C adalah kapasitansi. Dengan menggunakan metode *bilinear transformation* pada persamaan 6, maka persamaan 7 menghasilkan persamaan transfer fungsi *domain z*:

$$H(z) = \frac{2RC(z-1)}{T(z+1)+2RC(z-1)} \tag{8}$$

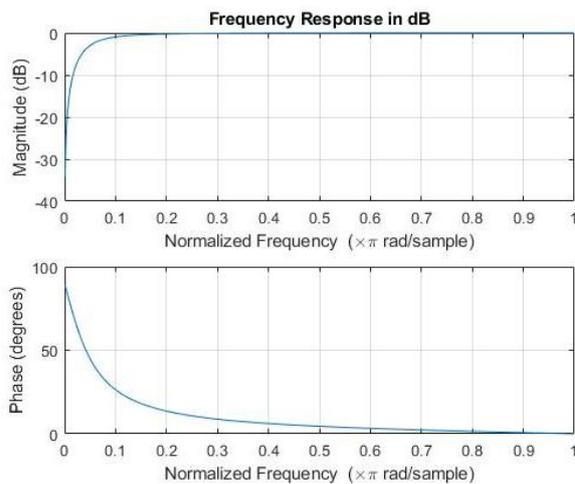
Pendekatan *high pass* filter (Gambar 2) yang digunakan diasumsikan memiliki resistansi 1  $\Omega$  dan *cut-off frequency* 50 Hz sehingga nilai kapasitansi bernilai 0,0032 C. Dengan periode *sampling* 0,0005 detik, maka substitusi nilai ke persamaan *Z-transform* menghasilkan persamaan sebagai berikut:

$$H(z) = \frac{z-1}{1,078z-0,922} \quad (9)$$

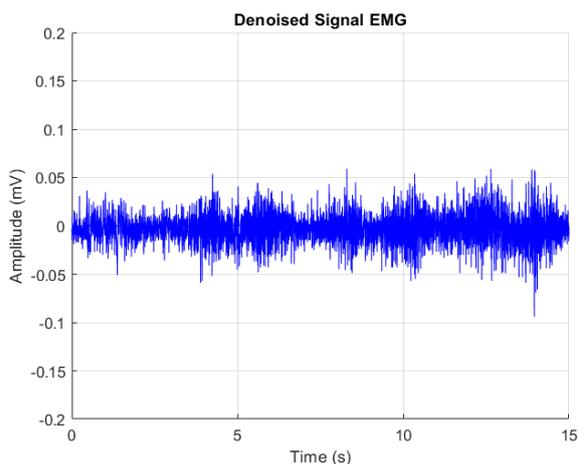
Hasil filter dengan *input* sinyal mentah (Gambar 2) menghasilkan sinyal keluaran seperti pada Gambar 8.



Gambar 8. Perbandingan sinyal *noise* ECG sebelum dilakukan filter IIR (atas) dan sesudah dilakukan filter IIR (bawah)



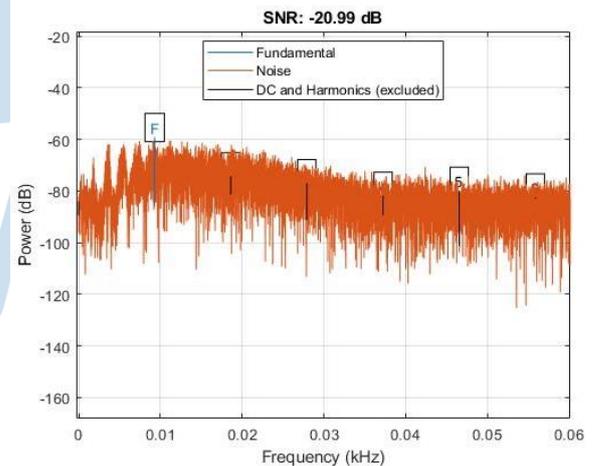
Gambar 9. Respon frekuensi dari *high pass* filter IIR



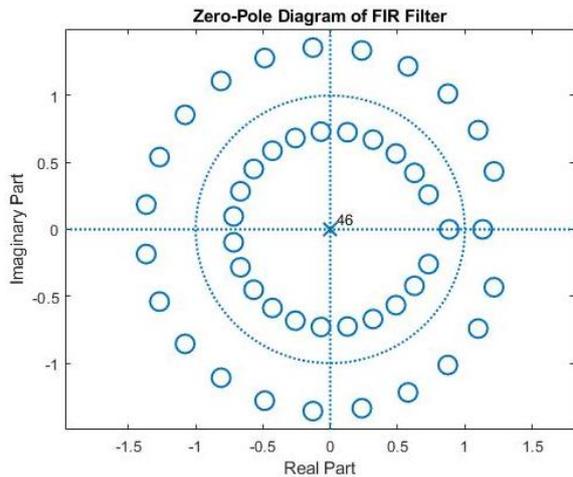
Gambar 10. Hasil rekonstruksi sinyal EMGdi yang sudah dilakukan filter IIR dengan sinyal EMGdi murni

### C. Evaluasi

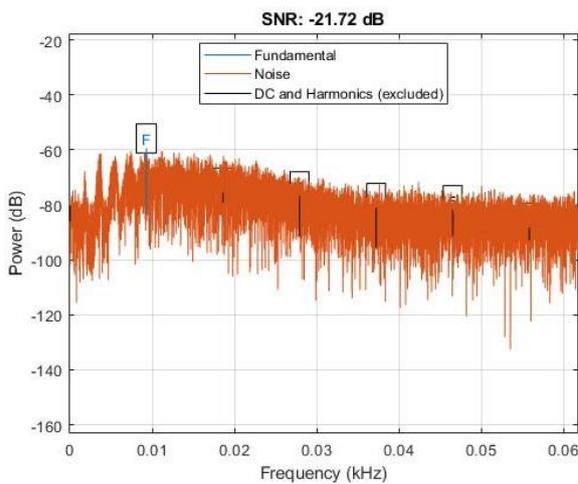
Sinyal *input* disaring menggunakan filter FIR dan filter IIR. Dari hasil filter sinyal tersebut, menghasilkan sinyal keluaran (Gambar 7 dan Gambar 10). Berdasarkan keefektifan filter dengan menggunakan SNR, terlihat bahwa filter FIR memiliki nilai yang lebih besar daripada filter IIR (Gambar 11 dan 13). SNR bernilai negatif menunjukkan *noise* dari sinyal ECG lebih besar daripada sinyal pernapasan EMGdi. Sedangkan dari segi *execution time* pada proses FIR filter dan IIR filter berlangsung selama 0.014522 detik dan 0.018817 detik secara berurutan. Dari kedua jenis filter yang digunakan, untuk mereduksi sinyal *noise* ECG pada sinyal pernapasan EMGdi, FIR filter dengan menggunakan *window method* sudah mampu menghasilkan *output* sinyal yang baik dengan SNR lebih besar dan waktu eksekusi yang lebih cepat dengan perbedaan  $\pm 0.004$  detik. Sedangkan dari kestabilan filter, filter FIR (Gambar 12) dan filter IIR (Gambar 13) menunjukkan sistem stabil karena lokasi *pole* yang berada di dalam area lingkaran.



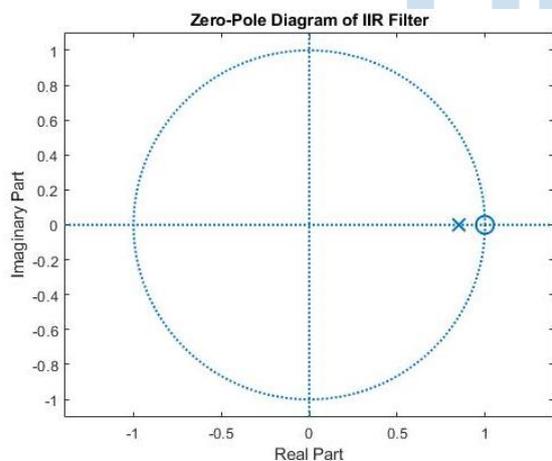
Gambar 11. SNR dari hasil sinyal yang difilter oleh FIR



Gambar 12. Kestabilan filter FIR



Gambar 13. SNR dari hasil sinyal yang difilter oleh IIR



Gambar 14. Kestabilan filter IIR

V. SIMPULAN

Penelitian yang telah dilakukan dengan menggunakan filter IIR dengan pendekatan *bilinear transformation* pada pengaplikasian pengukuran sinyal EMGdi pada [2] kurang tepat digunakan karena memiliki SNR yang lebih kecil daripada filter FIR. Selain itu *execution time* pada filter FIR lebih cepat dan sistem menunjukkan respon yang stabil. Oleh karena itu, dalam mereduksi sinyal ECG pada sinyal EMGdi dapat menggunakan filter FIR dengan metode *window*.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Ifeachor, E. C., & Jervis, B. W. (2002). Digital signal processing: a practical approach. Essex: Addison Wesley.
- [2] Luo, G. (2018). A MATLAB-based biomedical signal de-noising applied to digital signal processing course for third-year students. International Journal of Electrical Engineering & Education 56(1), 51-61. doi: 10.1177/0020720918780843.
- [3] Padmavathy, T., Saravanan, S. & Vimalkumar, M., 2020. Partial product addition in Vedic design-ripple carry adder design fir filter architecture for electro cardiogram (ECG) signal de-noising application. Microprocessors and Microsystems, 76, p.103113.
- [4] Sumalatha, M., Naganjaneyulu, P. & Prasad, K.S., 2019. Low power and low area VLSI implementation of vedic design FIR filter for ECG signal de-noising. Microprocessors and Microsystems, 71, p.102883.
- [5] Biagetti, G., Carnielli, V. P., Crippa, P., Falaschetti, L., Scacchia, V., Scalise, L., & Turchetti, C. (2019). Dataset from spirometer and sEMG wireless sensor for diaphragmatic respiratory activity monitoring. Data in Brief, 25, 104217. doi: 10.1016/j.dib.2019.104217.
- [6] Tan, L., & Jiang, J. (2019). Digital signal processing: fundamentals and application (3rd ed.). London: Academic Press, an imprint of Elsevier.

# Pengaplikasian *Face Recognition* 3 Dimensi untuk Keamanan

Jason Adrian Mahalim<sup>1</sup>, Muhamad Aliefian R<sup>2</sup>, Muhamad Rizky Febrianto<sup>3</sup>, Nabila Husna Shabrina<sup>4</sup>

<sup>1,2,3,4</sup>Teknik Komputer, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

jason.mahalim@student.umn.ac.id

muhamad3@student.umn.ac.id

muhamad.febrianto@student.umn.ac.id

nabila.husna@umn.ac.id

Diterima 20 Mei 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—Face recognition is one of the biometric categories which uses face as the identifier. Currently, there are two versions of face recognition, 2 dimensional and 3 dimensional. This research uses 3 dimensional face recognition, and the goal for this research is for comparing the accuracy between 2 dimensional and 3 dimensional face recognition, analyze the performance of 3 dimensional face recognition, and applying 3 dimensional face recognition for security measure, namely for automatic door lock using face recognition. Face Alignment Network used as the method for this 3 dimensional face recognition. This research prove that 3 dimensional face recognition have better accuracy than its predecessor, however some weakness is also found in this research, i.e. image resolution, lighting of the photo, angle of the face when the photo taken will govern the accuracy of the 3 dimensional face recognition and 3 dimensional face recognition can't differentiate between twins brother faces.

**Index Terms**—Accuracy, Face Recognition

## I. PENDAHULUAN

Keamanan merupakan salah satu hal yang penting bagi kehidupan manusia. Tanpa adanya keamanan terdapat banyak kekayaan dan data yang bisa dibobol oleh oknum yang tidak bertanggung jawab. Untuk mencegah hal tersebut, maka langkah keamanan mulai diaplikasikan ke banyak kasus, contohnya adalah penggunaan PIN (Personal Identification Number) pada ATM dan penggunaan password pada komputer personal. Namun langkah keamanan tersebut dinilai kurang aman, karena berdasarkan penelitian [1], sebanyak 30 password dari 95 anggota grup kontrol bisa dibobol dengan menggunakan *dictionary attack*, permutasi dari kata & angka dan *user information attack*.

Terdapat pengembangan dari langkah keamanan password dan PIN, yaitu dengan menggunakan *biometric* sebagai kunci dari langkah keamanan yang digunakan. *Biometric* adalah sebuah algoritma pengenalan otomatis yang mengambil karakteristik anggota tubuh yang dimiliki oleh seseorang. Terdapat beberapa contoh anggota tubuh yang bisa digunakan

sebagai *biometric*, yaitu DNA, telinga, wajah, sidik jari dan retina mata [2], pada penelitian ini, *biometric* yang akan digunakan adalah wajah, spesifiknya akan digunakan sebagai *face recognition*.

Terdapat dua versi dari *face recognition*, yaitu 2 dimensi dan 3 dimensi. Dalam beberapa waktu belakangan ini, *face recognition* 3 dimensi mulai banyak dipakai dibandingkan dengan *face recognition* 2 dimensi, karena *face recognition* 3 dimensi memiliki tingkat akurasi yang lebih baik dibandingkan dengan *face recognition* 2 dimensi, karena jika adanya penutupan wajah karena objek seperti masker, kacamata dan tangan, maka *face recognition* 2 dimensi tidak bisa membaca wajah tersebut dengan sempurna, karena terdapat informasi yang hilang akibat penutupan wajah tersebut [3].

Metode yang dipakai dalam penelitian ini adalah *Face Alignment Network* (FAN) yang dibuat oleh Adrian Bulat [4,5]. Alasan dipilihnya metode tersebut karena FAN bisa secara akurat memetakan bentuk wajah seseorang ke dalam 3 dimensi, meskipun terdapat beberapa gangguan, seperti wajah terhalang objek dan wajah yang terdapat di dalam foto miring. Cara kerja dari metode tersebut adalah dengan melihat fitur-fitur wajah dan kontur wajah pengguna dengan menggunakan beberapa stacked hourglass network untuk membuat heatmap dari masing-masing fitur wajah, sehingga penutupan wajah dengan objek masih bisa diperkirakan oleh algoritma *face recognition* 3 dimensi.

Pada penelitian ini, kami mengupayakan poin-poin yang menjadi hal utama dalam pembuatannya, poin-poin tersebut adalah:

### 1. Keamanan

Penelitian ini akan diaplikasikan ke sebuah langkah keamanan, yang diharapkan akan memperkuat tingkat keamanan dari langkah keamanan tersebut.

### 2. Akurasi

Penelitian bertujuan untuk membandingkan

akurasi dari *biometric face recognition* 2 dimensi dengan menggunakan *face recognition* 3 dimensi.

## II. TINJAUAN PUSTAKA

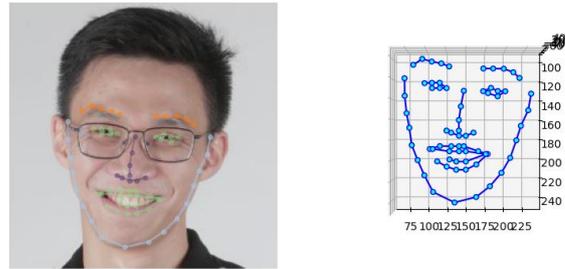
### A. Face Alignment Network

Penelitian ini untuk memetakan wajah menggunakan salah satu algoritma, yaitu *face alignment network*. *Face alignment network* sendiri dibuat dengan menggunakan beberapa buah *hourglass network* yang awalnya dibuat untuk memperkirakan pose dari manusia [4,5]. Berdasarkan [5] untuk mendeteksi pose yang dimiliki oleh subjek yang terdapat di dalam foto, maka algoritma akan mengambil beberapa *heatmap* dari beberapa bagian tubuh manusia seperti leher, pergelangan tangan dan lutut. Setelah mendapatkan *heatmap* tersebut, nantinya pose bisa diperkirakan dengan cara menarik garis antar *heatmap* yang ada.

Sedikit berbeda dengan [5], [4] akan membuat *heatmap* dari wajah yang terdapat di dalam foto. Berdasarkan [6] untuk mendapatkan beberapa fitur dari wajah dan mendapatkan pose, ekspresi dan informasi bentuk. *Heatmap* juga berguna untuk memetakan *confidence* yang menyediakan konteks spasial dan hubungan antar bagian dan nantinya akan diterjemahkan ke dalam bentuk koordinat 3 dimensi. Tabel 1 menunjukkan hasil *mapping* dan gambar 1 menunjukkan visualisasi hasil *mapping* dari penggunaan algoritma Face Alignment Network.

Tabel 1. Koordinat hasil *mapping* FAN

Fitur Wajah	Nomor Koordinat
Rahang	1-17
Alis 1	18-22
Alis 2	23-27
Hidung	28-31
Lubang Hidung	32-36
Mata 1	37-42
Mata 2	43-48
Bibir	49-60
Gigi	61-68



Gambar 1. Visualisasi hasil *mapping* algoritma FAN

Implementasi dari algoritma tersebut untuk penelitian ini adalah untuk melakukan pemetaan foto *input* dan foto *dataset* ke dalam koordinat 3 dimensi, sehingga bisa dilakukan perhitungan kemiripan wajah dengan menggunakan *Euclidean Distance*.

## III. METODOLOGI DAN IMPLEMENTASI

Pendekatan metodologi yang digunakan saat melakukan pengujian penelitian ini adalah secara kuantitatif, dimana hasil akan dinilai berdasarkan akurasi dan performa dari penelitian bila diberikan beberapa kasus. Terdapat 3 kasus untuk pengujian penelitian ini. Kasus pertama menggunakan dataset dengan beberapa kondisi, yaitu foto biasa, kedua mata tertutup oleh tangan, mata kiri tertutup oleh tangan, mata kanan tertutup oleh tangan, mulut ditutup oleh tangan, dan kondisi tiga foto yang relatif gelap. Kasus pertama memiliki tujuan untuk membandingkan tingkat akurasi *face recognition* 2 dimensi dan 3 dimensi apabila wajah tertutup oleh sebuah objek dan ketika pengambilan foto dilakukan di tempat yang relatif gelap.

Kasus kedua menggunakan foto anak kembar, dimana tujuan digunakan foto anak kembar adalah untuk menguji apakah algoritma *face recognition* 3 dimensi bisa membedakan muka anak kembar. Kasus ketiga menggunakan dataset *Labeled Faces in the Wild (LFW)*, tujuan pengujian kasus ini adalah untuk menghitung kecepatan dari algoritma *face recognition* 2 dimensi dan 3 dimensi jika terdapat banyak data yang akan dibandingkan di dalam *dataset*. Semua pengujian dilakukan pada komputer dengan CPU Intel Core i7 6700 dan *Graphic Card* NVIDIA GTX 960M.

Hasil pengujian akan diolah menggunakan *confusion matrix* untuk menghitung tingkat akurasi dari masing-masing kasus pengujian [7]. Rumus yang digunakan untuk mendapatkan akurasi pengujian pertama dan kedua terdapat pada (1).

Pada bagian ini akan dibahas tentang hasil perancangan dan pengujian telah dilakukan pada perangkat. Pengujian dilakukan untuk mengetahui apakah sistem yang telah dibangun telah berfungsi dengan benar atau tidak.

$$akurasi = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (1)$$

*Euclidean distance* akan kami gunakan untuk menghitung kemiripan yang dimiliki oleh foto *input* dengan foto *dataset*. Alasan kami menggunakan *Euclidean distance* karena output yang dihasilkan berupa koordinat 3 dimensi, sehingga untuk menghitung jarak antar koordinat akan digunakan *Euclidean Distance*. Alasan lain dipilihnya *Euclidean Distance*, karena *Euclidean Distance* umum digunakan, mudah untuk dikomputasi, dan bekerja dengan baik dengan data yang padat atau memiliki cluster yang kecil [8]. Semakin kecil jarak yang dimiliki oleh foto input dengan foto *dataset*, maka akan semakin mirip wajah tersebut. Syarat yang digunakan untuk menentukan kemiripan antara foto input dengan foto *dataset* terdapat pada (2).

$$(\text{jarak}[x] < 120 \text{ and jarak}[y] < 120 \text{ and jarak}[z] < 120) \text{ or } (\text{jarak}[x] < 120 \text{ and jarak}[y] < 120) \text{ or } (\text{jarak}[y] < 120 \text{ and jarak}[z] < 120) \text{ or } (\text{jarak}[x] < 120 \text{ and jarak}[z] < 120) \quad (2)$$

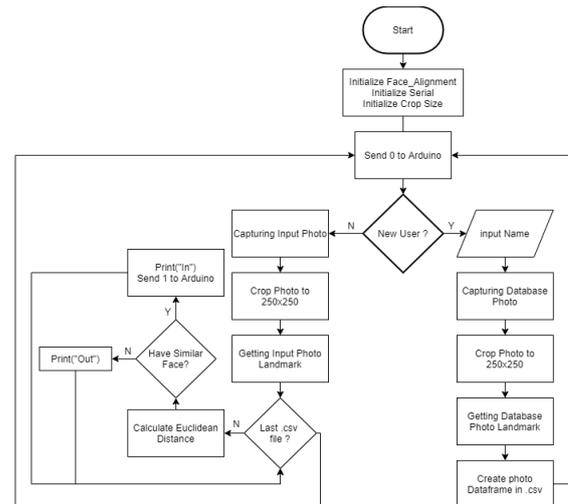
Alasan kami memilih banyak kombinasi koordinat yang dibandingkan, untuk membandingkan banyak fitur wajah yang dimiliki oleh orang tersebut, sehingga ketika salah satu fitur tertutup, masih terdapat fitur wajah lain yang bisa dibandingkan.

Penelitian ini menggunakan bahasa pemrograman python untuk melakukan *image processing* dan C untuk komunikasi bersama dengan Arduino. Penelitian kami menggunakan Arduino sebagai *prototype* jika penelitian ini digunakan ke dalam kasus nyata, yaitu digunakan sebagai kunci. Gambar 1 menunjukkan alur dari program yang kami buat untuk penelitian ini.

Proses yang terjadi selama penggunaan program adalah pengguna diberikan pilihan ketika pertama kali program dinyalakan, apakah pengguna merupakan pengguna baru atau lama. Jika pengguna merupakan pengguna baru, maka wajah pengguna tersebut akan difoto, dipetakan ke dalam koordinat 3 dimensi dan disimpan ke dalam sebuah *folder database* yang berisikan pengguna yang sudah mendaftar dengan format CSV.

Jika pengguna merupakan pengguna lama, maka pengguna tersebut bisa langsung memfoto wajahnya ke kamera yang tersedia. Setelah wajah pengguna di foto, maka foto tersebut akan dipetakan ke dalam koordinat 3 dimensi, kemudian akan dibandingkan dengan *file-file* CSV yang terdapat dalam *folder database*. Jika parameter kemiripan mengatakan bahwa pengguna tersebut memiliki kemiripan dengan salah satu *file* CSV di dalam *folder database*, maka pengguna tersebut bisa masuk dan program akan kembali ke kondisi awal, namun jika parameter kemiripan mengatakan tidak ada wajah yang mirip

dalam *folder database*, maka pengguna tersebut tidak diijinkan untuk masuk.



Gambar 2. Flowchart program

#### IV. HASIL DAN ANALISIS

Kasus pengujian pertama dilakukan untuk membandingkan tingkat akurasi antara *face recognition* 2 dimensi dan 3 dimensi jika terdapat objek yang menutup wajah. Foto yang digunakan sebagai input terdapat pada Gambar 3 dan foto yang menjadi pembanding terdapat pada Gambar 4. Hasil yang didapatkan terdapat pada Tabel 2.



Gambar 3. Input pengujian pertama (dari kanan ke kiri: input 1, input 2, input 3)



Gambar 4. Gambar *dataset* pengujian kasus pertama

Tabel 2. Koordinat hasil *mapping* FAN

Klasifikasi	3 Dimensi Input			2 Dimensi Input		
	Inp 1	Inp 2	Inp 3	Inp 1	Inp 2	Inp 3
TP	5	7	4	2	3	2
TN	19	17	14	19	19	16
FP	5	3	6	8	7	8
FN	1	3	6	1	1	4
Akurasi	80%	80%	60%	70%	73%	60%
Rata-rata	73,34%			67,78%		

Berdasarkan hasil pengujian pertama, dapat disimpulkan bahwa *face recognition* 3 dimensi memiliki tingkat akurasi yang lebih baik dibandingkan dengan rekan imbangannya. Rata-rata akurasi dihitung dengan menjumlahkan semua hasil akurasi dan dibagi tiga. *Face recognition* 3 dimensi dan 2 dimensi bisa mendeteksi kemiripan wajah di tempat yang relatif gelap, namun tidak bisa membedakan wajah yang miring ke kiri dan ke kanan dengan foto input ketika di dalam kondisi tersebut.

*Face recognition* 3 dimensi akan lebih unggul jika terdapat kasus dimana wajah tertutup oleh objek dan wajah miring ke kiri atau ke kanan. Penyebab input 3 dimensi memiliki akurasi yang rendah dibandingkan dengan input lainnya adalah foto yang digunakan relatif gelap dibandingkan dengan foto lainnya, sehingga hasil *mapping* dari foto tersebut tidak akurat dan menyebabkan tingkat akurasi yang rendah.

Pengujian yang kedua, foto yang digunakan adalah foto anak kembar, pengujian ini dilakukan untuk mengetahui apakah *face recognition* 3 dimensi bisa membedakan muka anak kembar. Gambar 5 menunjukkan input dari pengujian kedua, dan Gambar 6 menunjukkan gambar pembandingan. Hasil dari pengujian kedua terdapat pada Tabel 3.



Gambar 5. Input pengujian kedua

Gambar 6. Gambar *dataset* pengujian kasus kedua

Tabel 3. Hasil pengujian kedua

Klasifikasi	Hasil
<i>True Positive</i>	2
<i>True Negative</i>	0
<i>False Positive</i>	3
<i>False Negative</i>	0
Akurasi	40,00%

Berdasarkan Tabel 3 tersebut, bisa disimpulkan bahwa penelitian ini tidak bisa membedakan anak kembar, akurasi yang didapatkan dari pengujian tersebut adalah 40 persen. Penyebab didapatkan hasil tersebut adalah banyak kombinasi sumbu yang dibandingkan pada parameter kemiripan, sehingga ketika harus membedakan muka anak kembar, penelitian ini mengalami kesulitan.

Pengujian ketiga menggunakan *dataset Labeled Faces in The Wild (LFW)*, terdapat hanya 13.233 foto dari LFW, dan input yang digunakan adalah wajah yang tidak terdapat di dalam dataset. Gambar 7 menunjukkan foto input yang digunakan, dan gambar 8 beberapa contoh foto yang terdapat di LFW. Hasil yang didapatkan dari pengujian ketiga terdapat pada Tabel 4. Pengujian akan dilakukan sebanyak 5 kali untuk masing-masing algoritma, dan waktu yang didapatkan akan dirata-rata.



Gambar 7. Input dari pengujian ketiga



Gambar 8. Beberapa gambar LFW

Tabel 4. Hasil pengujian ketiga

Algoritma	Percobaan Ke-	Hasil (S)	Rata-rata (S)
3d	1	26,9	27,12
	2	32,00	
	3	25,7	
	4	25,5	
	5	25,5	
2d	1	34,8	26,74
	2	26,7	
	3	23,9	
	4	24,4	
	5	23,9	

Berdasarkan pengujian tersebut, algoritma 3 dimensi dan 2 dimensi memiliki perbedaan waktu yang relatif sedikit, yaitu selama 0,38 detik. Metode yang digunakan untuk melakukan perhitungan waktu adalah dengan menggunakan library *time* dan menghitung selisih waktu mulai dan waktu berakhirnya program. Alasan terdapat 5 kali percobaan masing-masing algoritma dan hasil dirata-rata adalah karena terdapat perbedaan waktu setiap kali program dijalankan.

## V. SIMPULAN

Keamanan dan akurasi merupakan poin yang ingin kami tegaskan pada penelitian ini. Hasil penelitian kami menunjukkan bahwa *face recognition* 3 dimensi akan memiliki akurasi yang lebih baik dan waktu proses yang tidak berbeda jauh jika dibandingkan dengan *face recognition* 2 dimensi, namun *face recognition* 3 dimensi masih belum bisa membedakan wajah anak kembar dan masih memiliki banyak syarat untuk mendapatkan tingkat akurasi yang optimal.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] J. Yan, A. Blackwell, R. Anderson and A. Grant, "Password memorability and security: empirical results," in *IEEE Security & Privacy*, vol. 2, no. 5, pp. 25-31, Sept.-Oct. 2004, doi: 10.1109/MSP.2004.81.
- [2] A. K. Jain, A. Ross and S. Prabhakar, "An introduction to biometric recognition," in *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, vol. 14, no. 1, pp. 4-20, Jan. 2004, doi: 10.1109/TCSVT.2003.818349.
- [3] M. Chihaoui, A. Elkefi, W. Bellil, and C. B. Amar, "A Survey of 2D Face Recognition Techniques," *Computers*, vol. 5, no. 4, p. 21, 2016.
- [4] A. Bulat and G. Tzimiropoulos, "How Far are We from Solving the 2D & 3D Face Alignment Problem? (and a Dataset of 230,000 3D Facial Landmarks)," *2017 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)*, 2017.
- [5] J. Yang, A. Bulat, and G. Tzimiropoulos, "FAN-Face: a Simple Orthogonal Improvement to Deep Face Recognition."
- [6] A. Newell, K. Yang, and J. Deng, "Stacked Hourglass Networks for Human Pose Estimation," *Computer Vision – ECCV 2016 Lecture Notes in Computer Science*, pp. 483–499, 2016.
- [7] K. S. Nugroho, "Confusion Matrix untuk Evaluasi Model pada Supervised Learning," Confusion Matrix untuk Evaluasi Model pada Supervised Learning, 13-Nov-2019. [Online]. Available: <https://medium.com/@ksnugroho/confusion-matrix-untuk-evaluasi-model-pada-unsupervised-machine-learning-bc4b1ae9ae3f>. [Accessed: 06-Apr-2020].
- [8] A. S. Shirshorshidi, S. Aghabozorgi, and T. Y. Wah, "A Comparison Study on Similarity and Dissimilarity Measures in Clustering Continuous Data," *Plos One*, vol. 10, no. 12, 2015.

# Analisis Aplikasi Filter FIR dan Filter IIR dalam Pra-pemrosesan Sinyal Elektroensefalografi

Caroline<sup>1</sup>, Nabila Husna Shabrina<sup>2</sup>, Melania Regina Ao<sup>3</sup>, Nadya Laurencya<sup>4</sup>, Vanessa Lee<sup>5</sup>

<sup>1,3,4,5</sup> Teknik Fisika, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

[caroline@student.umn.ac.id](mailto:caroline@student.umn.ac.id)

[melania.regina@student.umn.ac.id](mailto:melania.regina@student.umn.ac.id)

[nadya.laurencya@student.umn.ac.id](mailto:nadya.laurencya@student.umn.ac.id)

[vanessa.lee@student.umn.ac.id](mailto:vanessa.lee@student.umn.ac.id)

<sup>2</sup> Teknik Komputer, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

[nabila.husna@umn.ac.id](mailto:nabila.husna@umn.ac.id)

Diterima 21 Mei 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—Electroencephalography (EEG) is a method used to analyze brain activities, detect abnormalities in brain, and diagnose brain-related disease. To extract information from EEG signal, preprocessing steps such as Fast Fourier Transform (FFT), filter, and wavelet decomposition will be needed. This paper primarily focuses on implementation of Finite Impulse Response (FIR) and Infinite Impulse Response (IIR) filter design in EEG signal preprocessing in MATLAB software. The result of the simulation indicates that each filter design implemented in EEG preprocessing has different performance and side effect toward signal processing parameters such as phase distortion, stability, Signal-to-Noise Ratio (SNR), and running time. Filter design type implementation also affect power and entropy calculation result.

**Index Terms**—EEG, FIR Filter Digital, IIR Filter Digital, MATLAB, Wavelet Decomposition

## I. PENDAHULUAN

Aplikasi dari filter digital banyak diterapkan diberbagai bidang dalam kehidupan sehari-hari. Salah satu implementasinya dalam bidang medis, yaitu dengan melakukan pra-pemrosesan sinyal elektroensefalografi atau dalam bahasa Inggris disebut *electroencephalography* (EEG). EEG mendeteksi gelombang otak untuk memastikan adanya perubahan fungsi otak yang menyebabkan kelainan pada otak.

Pada keadaan yang sebenarnya sinyal EEG masih terdapat kebisingan (*noise*), sehingga dibutuhkan digital filter guna menghilangkan *noise* tersebut. Pada *project* mata kuliah Pengolahan Sinyal Digital, dalam menghilangkan *noise* dari data sinyal EEG, akan digunakan *wavelet decomposition*, serta filter digital jenis FIR *Hamming Window* dan IIR *Butterworth* untuk memfilter frekuensi tinggi.

Penelitian terdahulu oleh Anshul, et. al yang berjudul “*Performance Analysis of IIR & FIR Windowing Techniques in Electroencephalography Signal Processing*” membandingkan performa filter FIR dan IIR dalam pemrosesan sinyal EEG dengan menggunakan parameter *Mean Square Error* (MSE), *Mean Absolute Error* (MAE), *Signal-to-Noise Ratio* (SNR), *Peak Signal to Noise Ratio* (PSNR), dan *Cross Correlation* (CC) [1]. Sementara itu, pada penelitian ini akan dilakukan perbandingan kinerja filter FIR dan IIR, melalui dua filter spesifik *bandpass Hamming Window* dan *bandpass Butterworth* dalam pra-pemrosesan sinyal EEG untuk menghasilkan perhitungan daya dan entropi masing-masing jenis sinyal EEG. Perbandingan kinerja filter akan didasarkan pada parameter beda fasa, kestabilan filter dengan diagram *pole-zero*, SNR, dan juga waktu pemfilterannya.

Himpunan data EEG diperoleh, dikumpulkan, dan diuraikan menjadi beberapa jenis gelombang otak, seperti Gamma, Beta, Alpha, Theta, dan Delta. Berdasarkan tiap jenis gelombang tersebut, kemudian dilakukan analisis perhitungan daya dan entropi dari sinyal otak dengan sinyal EEG. Proses pemrograman, perhitungan matematis, serta analisis sinyal EEG akan dilakukan pada perangkat lunak MATLAB 2017.

Tujuan dari penelitian ini adalah menganalisis sinyal EEG dengan menggunakan filter IIR *Butterworth* dan filter FIR *Hamming Window*, kemudian kedua filter tersebut akan dibandingkan untuk melihat filter yang lebih baik dalam menghilangkan *noise*.

## II. LANDASAN TEORI

## A. Pra-pemrosesan Data Elektroensefalografi (EEG)

Otak mengirimkan informasi dalam bentuk sinyal elektrik. Sinyal ini dapat terukur menggunakan bantuan elektroda-elektroda yang ditempelkan di kepala. Hasil atau data yang diperoleh melalui pengukuran ini disebut EEG atau elektroensefalografi. EEG menunjukkan ukuran perbedaan potensial listrik antara titik kulit kepala dan elektroda referensi [2]. Melalui EEG, dokter dapat mengetahui gangguan yang dialami oleh pasien. Namun, sinyal EEG sudah memiliki *noise* sejak data diambil dari sumbernya. Oleh karena itu, sinyal EEG perlu melewati tahap pengolahan yang disebut EEG Data *Preprocessing* sebelum dapat dianalisa dan diinterpretasikan dalam bentuk *Brain-Computer Interface* (BCI).

EEG Data *Preprocessing* perlu dilakukan agar data dapat siap digunakan untuk tahap analisa dan interpretasi. Meskipun begitu, tahap ini merupakan tahapan yang krusial. Apabila terjadi kesalahan dalam pengolahan data, informasi yang terkandung dalam sinyal tersebut dapat hilang. Dalam tahap ini, pemrosesan yang dilakukan adalah *filtering*. Proses ini memanfaatkan *filter* digital untuk menghilangkan *noise* dan mengekstrak informasi yang terdapat di dalam sinyal. Pada awalnya data EEG hanya dapat terukur setelah melalui penguat sinyal (*amplifier*) analog karena memiliki amplitudo yang sangat rendah, yaitu antara 10-100  $\mu\text{V}$ . Kini, penguat sinyal yang digunakan adalah digital. Data yang ada diolah dalam bentuk sinyal sampel [2].

## B. Daya dan Entropi

Dalam sistem EEG, daya digunakan untuk identifikasi alzheimer [3], analisis kondisi pikiran menggunakan spektral daya [4], dan entropi digunakan untuk menunjukkan kompleksitas melalui tingkat gangguan yang terjadi. Entropi sendiri mengandung informasi dan bersifat unik bagi setiap individu sehingga entropi dapat digunakan untuk mengidentifikasi orang. Pada sistem *Brain-Computer Interface* (BCI), entropi digunakan untuk mengukur tingkat gangguan di sistem. Persamaan yang digunakan untuk menunjukkan ukuran *non-linier* yang mengukur tingkat kerumitan dalam deret waktu disebut *Shannon Entropy* [5].

$$H(X) = -c \sum_{i=0}^m p(x_i) \ln p(x_i) \quad (1)$$

Perhitungan daya akan menggunakan rumus pembagian antara jumlah dari kuadrat magnitudo sinyal dengan panjang sinyal, seperti persamaan (2) berikut.

$$\text{Daya}(P) = \frac{\sum_{i=0}^N x(i)^2}{N} \quad (2)$$

## C. Filter Digital

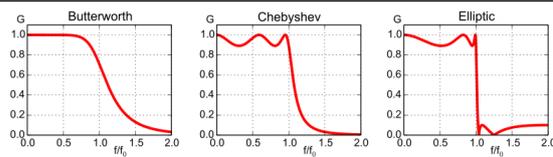
Filter digital adalah algoritma matematika yang diterapkan pada perangkat keras ataupun perangkat lunak yang beroperasi untuk mencapai tujuan penyaringan. Secara garis besar, filter digital dibagi menjadi dua, yaitu *Finite Impulse Response* (FIR) dan *Infinite Impulse Response* (IIR). Perbedaan mendasar dari kedua jenis filter ini dapat dilihat pada tabel berikut [6].

Tabel 1. Tabel perbedaan *filter* FIR dan *filter* IIR

Filter FIR	Filter IIR
Dapat memiliki <i>linear phase response</i> karena tidak ada <i>phase distortion</i> yang masuk ke dalam sinyal oleh <i>filter</i>	Memiliki <i>phase response</i> yang <i>non-linear</i>
Bila direalisasikan secara non-rekursif, hasil filter akan selalu stabil	Hasil filter tidak terjamin akan selalu stabil
Efek penggunaan sejumlah bit pada penerapan filter, seperti <i>roundoff noise</i> dan <i>coefficient quantization errors</i> , jauh lebih parah dibandingkan dengan penerapan IIR filters	Efek penggunaan sejumlah bit pada penerapan filter, seperti <i>roundoff noise</i> dan <i>coefficient quantization errors</i> , lebih baik dibandingkan dengan penerapan FIR filters
Membutuhkan koefisien yang lebih banyak untuk filter <i>cutoff</i> yang tajam	Membutuhkan koefisien yang lebih sedikit untuk filter <i>cutoff</i> yang tajam
Lebih mudah untuk mensintesis filter dengan <i>arbitrary frequency responses</i>	Lebih mudah untuk mengubah filter analog menjadi filter digital IIR

Ada beberapa metode yang digunakan dalam menghitung koefisien FIR. Salah satu metode yang paling umum dan sering digunakan adalah *window method*. Dalam metode ini, terdapat 5 fungsi *window* yang memiliki karakteristik atau fitur yang berbeda. Kelima *window function* tersebut adalah *Rectangular*, *Hanning*, *Hamming*, *Blackman*, dan *Kaiser*. Pemilihan *window function* disesuaikan dengan karakteristik filter yang akan dibuat. Namun, diantara kelima jenis fungsi tersebut, *Hamming* merupakan jenis fungsi yang lebih sering digunakan. Selain itu, dari hasil penelitian menyatakan bahwa diantara kelima jenis filter dengan teknik *windowing* yang terbaik adalah tipe *Hamming Window* untuk nilai orde yang sama [7].

Filter digital IIR dibuat melalui penurunan fungsi transfer dari filter analog klasik dengan karakteristik *Butterworth*, *Chebyshev*, atau *Elliptic*. Perbedaan dari ketiga filter analog ini ada pada *ripple* yang terbentuk dan *roll-off rate* dimana hal ini menunjukkan laju penurunan *gain*. Gambar di bawah ini menunjukkan perbedaan respon frekuensi dari masing-masing filter analog digital [8].



Gambar 1. Perbedaan respon frekuensi filter analog digital

Filter *Butterworth* memiliki respon amplitudo *passband* yang hampir datar (*maximally flat*) dan tidak memiliki riak sehingga relatif lebih baik daripada filter *Chebyshev* dan *Elliptic* yang juga termasuk desain filter yang umum digunakan [9].

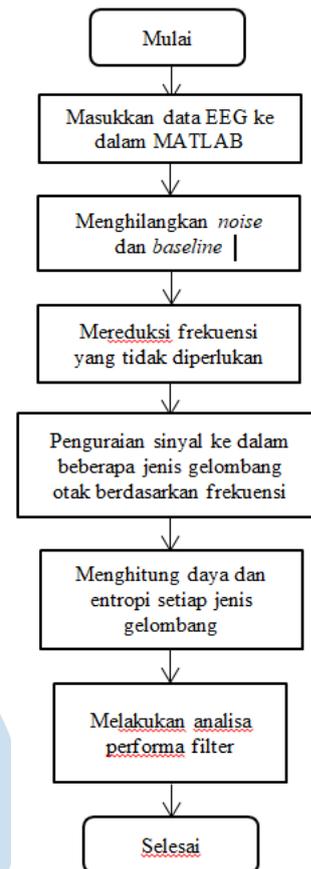
Maka dari itu, dalam penelitian ini, filter yang akan digunakan adalah jenis filter *Butterworth* dan *Hamming*. Pemilihan kedua jenis filter ini bertujuan untuk membandingkan kualitas hasil *filtering* dari filter digital IIR dan FIR. Selain itu, pemilihan orde 5 untuk filter *Butterworth* didasarkan pada penelitian yang sudah ada [10], berkaitan dengan pemrosesan sinyal EEG. Serta, pemilihan orde yang sama pada filter *Hamming Window* bertujuan mempermudah perbandingan kedua filter.

#### D. Discrete Wavelet Decomposition (DWT)

Berdasarkan hasil penelitian [11], *Discrete Wavelet Decomposition (DWT)* dengan jenis *Daubechies 4* merupakan jenis yang dapat menghilangkan *noise* dari sinyal EEG yang paling efisien. Kemudian penggunaan orde 8 dipilih karena paling tepat untuk proses penghilangan *noise* pada sinyal EEG dan juga berdasarkan frekuensi *noise* dan *baseline* yang terdapat pada sinyal EEG yang ingin dihilangkan [12]. Metode DWT juga digunakan untuk memisahkan sinyal EEG menjadi sinyal Gamma, Beta, Alfa, Theta dan Delta. Orde 6 dipilih pada langkah ini dengan menyesuaikan rentang frekuensi masing-masing jenis sinyal yang ingin dipisahkan.

### III. METODOLOGI DAN IMPLEMENTASI

Adapun langkah-langkah pra-pemrosesan sinyal EEG yang akan diimplementasikan ke dalam MATLAB adalah sebagai berikut:



Gambar 2. Diagram blok proses pra-pemrosesan sinyal EEG dengan menggunakan perangkat lunak MATLAB

#### A. Menginput Data EEG ke dalam MATLAB

Pada langkah pertama, data mentah diperoleh dari tim investigator *Children's Hospital Boston (CHB)* dan *Massachusetts Institute of Technology (MIT)* yang dilampirkan pada *database website PhysioNet* [13]. Sampel sinyal yang diperoleh sebesar 256 sampel per detik yang menunjukkan bahwa data ini masih berupa domain waktu sehingga diperlukan pengkonversian data sinyal domain waktu ke domain frekuensi terlebih dahulu.

Oleh karena itu, dalam pengkonversian data sinyal domain waktu menjadi frekuensi *sampling 256 Hz*, yaitu dengan metode *Fast Fourier Transform (FFT)*, yang lebih cepat dan efisien.

#### B. Menghilangkan Noise dan Baseline

Berdasarkan hasil plot data sinyal EEG dari langkah pertama sebelumnya, terlihat bahwa gelombang EEG masih terdapat banyak kebisingan (*noise*) yang akan mengganggu pemrosesan sinyal pada tahap selanjutnya. *Noise* ini dapat disebabkan oleh aktivitas subyek individu, yakni akibat pergerakan pada mata, otot, dan jantung, yang

ditandai dengan adanya siklus naik-turun pada gelombang yang tidak konsisten pada garis *isoline* atau garis nol, yang juga disebut dengan *baseline* [14-15].

Oleh karena itu, sebagai langkah kedua, kami perlu mengimplementasikan teknik reduksi kebisingan (*denoising*), dimana proses ini berperan penting dalam mendapatkan hasil sinyal yang bersih dan lebih akurat, tanpa menghilangkan informasi penting yang diperlukan. 1-D *wavelet decomposition* adalah metode yang dipilih untuk digunakan dalam proses *denoising*, dimana nilai *level of decomposition* adalah 8, dan *wname* db4 (order 4 *Daubechies wavelet*).

#### C. Mereduksi Frekuensi yang Tidak Diperlukan

Langkah ketiga yaitu melakukan reduksi sinyal frekuensi pada gelombang sinyal EEG dengan tipe *bandpass filter*, yang hanya akan melewatkan sinyal pada frekuensi diantara nilai frekuensi *cutoff*  $w_1$  dan nilai frekuensi *cutoff*  $w_2$ . Pada penelitian ini, kami hanya ingin mengambil sinyal di antara 0.1 – 35 Hz. Sehingga, pada MATLAB kami menggunakan normalisasi nilai  $w_1 = 0.1 * 2 / fs$  dan normalisasi  $w_2 = 35 * 2 / fs$ , dengan nilai orde filter ( $n$ ) sebesar 5.

Pengimplementasian akan dilakukan dengan menggunakan dua jenis filter sebagai perbandingan, yaitu filter desain *Finite Impulse Response* (FIR) dengan metode *Hamming Window* dan filter IIR *Butterworth*.

#### D. Penguraian Sinyal ke dalam Beberapa Jenis Gelombang Otak Berdasarkan Frekuensi

Ada 5 jenis gelombang otak berdasarkan frekuensinya, yaitu Gamma (16 Hz – 100 Hz) yang terjadi pada saat seseorang sedang melakukan aktivitas mental yang sangat tinggi dengan kesadaran penuh; Beta (12 Hz – 19 Hz) terjadi pada saat seseorang sedang berada aktivitas mental yang terjaga penuh dan didominasi oleh pemikiran logika; Alpha (8 Hz – 12 Hz) yang terjadi apabila seseorang dalam kondisi relaksasi; Theta (4 Hz – 7 Hz) terjadi ketika seseorang sedang tidur ringan atau sangat mengantuk; dan Delta (0.5 Hz – 4 Hz) yang terjadi saat seseorang tertidur lelap tanpa adanya mimpi [16].

Penguraian sinyal ini penting untuk dilaksanakan karena akan diimplementasikan pada kehidupan, khususnya bidang kedokteran untuk memantau aktivitas, mengevaluasi, dan melacak adanya perubahan fungsi otak pada pasien. Oleh karena itu, pada langkah keempat, kami akan menggunakan metode *wavelet Daubechies 4 orde 6*.

#### E. Menghitung Daya dan Entropi Setiap Jenis Gelombang

Langkah kelima sekaligus langkah terakhir dalam penelitian ini, adalah melakukan analisa perhitungan

daya dan entropi terhadap tiap jenis gelombang, baik yang melalui proses filter IIR *Butterworth* maupun filter desain FIR dengan metode *Hamming window*. Hasil perhitungan ini akan dimanfaatkan oleh tenaga medis untuk mempermudah dan mendukung hasil diagnosis EEG seperti yang telah dilakukan pada langkah ke-4.

Pengimplementasian proses perhitungan daya dan entropi pada setiap jenis gelombang, akan menggunakan dua proses yang berbeda. Untuk melakukan perhitungan entropi pada MATLAB, digunakan metode *wentropy* (*entropy wavelet packet*) dengan tipe entropi *Shannon*.

#### F. Melakukan Analisa Performa Filter

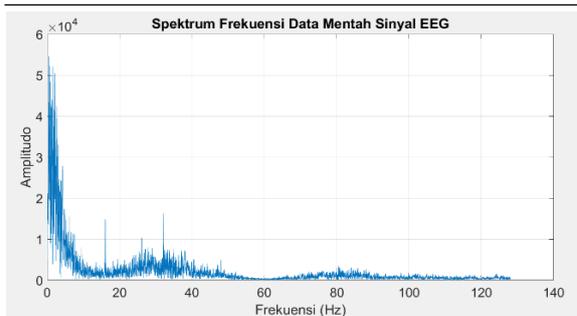
Sebagai langkah tambahan sebagai pembandingan untuk mengetahui sifat sinyal hasil pemfilteran masing-masing jenis filter, dilakukan perhitungan mengenai perbedaan fasa dan rasio amplitudo antara sinyal masukan filter dengan keluarannya, pengujian kestabilan dengan analisa diagram *pole-zero*, perhitungan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR), dan lama waktu pemfilteran yang dilihat melalui *running time* pada MATLAB.

Perhitungan perbedaan fasa sinyal dilakukan dengan fungsi *max* yang diberi input berupa sinyal Transformasi *Fourier* dan mengembalikan nilai frekuensi maksimum sinyal dan indeksinya. Nilai tersebut kemudian digunakan untuk menghitung besar fasa sinyal dengan fungsi *angle*. Perbedaan fasa didapatkan dari pengurangan nilai fasa sinyal masukan dan sinyal keluaran filter. Sedangkan, rasio amplitudo didapat dengan membagi amplitudo maksimum sinyal keluaran terhadap amplitudo maksimum sinyal masukkan filter.

Pengujian kestabilan filter akan digunakan diagram *pole-zero* sistem waktu diskrit untuk fungsi transfer filter *bandpass* dimana nilai  $b$  merupakan koefisien *numerator* dan  $a$  merupakan koefisien *denominator*. Sementara itu, perhitungan SNR akan dilakukan dengan menggunakan metode pengembalian SNR dalam bentuk desibel sinyal yang didapatkan dengan menghitung perbandingan total kuadrat *magnitude* sinyal  $x$  terhadap *noise*  $y$ .

## IV. HASIL DAN ANALISIS

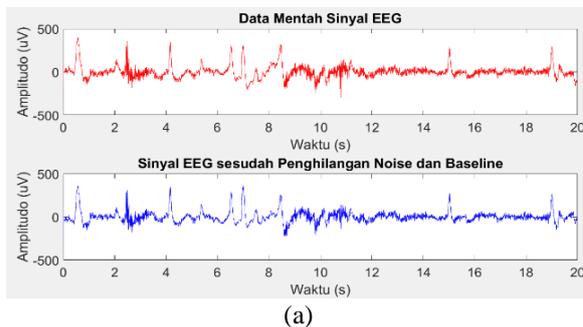
Data mentah yang didapatkan dari himpunan data *Children's Hospital Boston* (CHB) dan *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) merupakan data pengukuran sinyal EEG pada subjek selama 1 jam [12]. Pada penelitian ini data sinyal yang digunakan dibatasi mulai dari detik ke-0 sampai detik ke-20. Sinyal tersebut kemudian ditransformasikan dengan *Fast Fourier Transform* (FFT) untuk menampilkan spektrum frekuensi sinyal seperti pada Gambar 3.



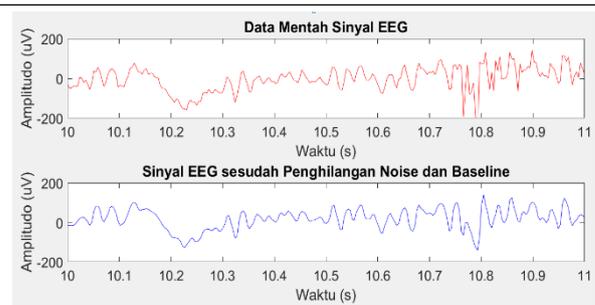
Gambar 3. Spektrum frekuensi sinyal mentah

Dari spektrum frekuensi sinyal di atas diketahui bahwa frekuensi yang terdapat pada data memiliki rentang 0 Hz hingga 128 Hz, sedangkan sinyal utama yang berisi informasi yang dibutuhkan memiliki frekuensi sebesar 0,1 Hz – 35 Hz. Hal ini mengindikasikan keberadaan *noise* pada sinyal.

Secara umum, aktivitas biologis seperti detak jantung, pergerakan kelopak mata, dan otot lainnya akan menghasilkan *noise* pada data sinyal EEG berupa efek *baseline* dan sinyal berfrekuensi tinggi. Kedua jenis *noise* tersebut perlu dihilangkan agar tidak mengganggu proses analisis sinyal EEG. Untuk menghilangkan efek *baseline* sinyal, dimanfaatkan *Discrete Wavelet Transform (DWT) Daubechies 4* dengan orde 8. Hasil penghilangan *noise* dan *baseline* sinyal dan segment hasil proses untuk membantu memperlihatkan sinyal sebelum dan sesudah proses dapat dilihat pada Gambar 4.



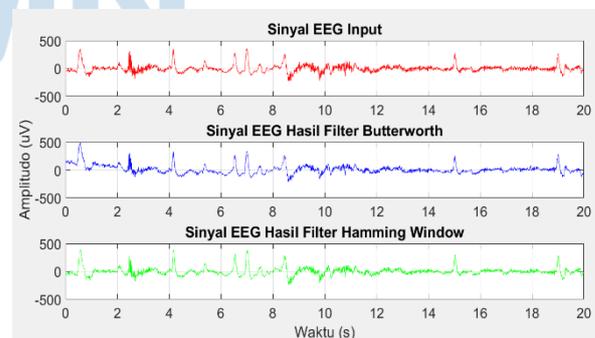
(a)



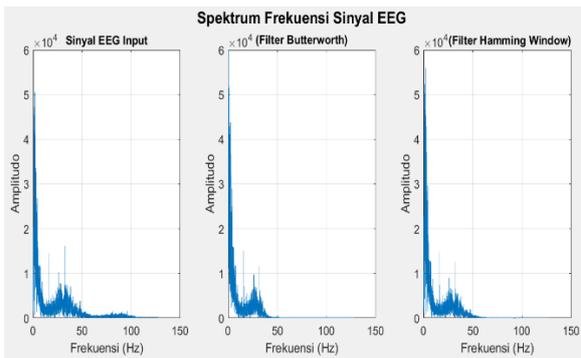
(b)

Gambar 4. (a) Hasil proses penghilangan *noise* dan efek *baseline* dengan *segment* hasil proses selama 1 detik; (b) Hasil proses penghilangan *noise* dan efek *baseline* yang di perbesar (untuk melihat perbedaan lebih detail)

Selanjutnya, untuk *noise* yang memiliki frekuensi tinggi akan dihilangkan dengan bantuan filter digital. Pada tahap ini, diimplementasikan dua jenis filter; yakni filter *Infinite Impulse Response (IIR)* jenis *Butterworth* dengan orde 5 dan filter *Finite Impulse Response (FIR)* jenis *Hamming window* dengan orde yang sama. Orde filter dipilih berdasarkan referensi penelitian lain yang juga memproses sinyal EEG. Selain itu, dalam pengimplementasian filter *Butterworth*, untuk mengkompensasi karakteristik filter yang cenderung menyebabkan perubahan fasa pada sinyal *output*, maka digunakan fungsi *filtfilt* yang dapat membantu meminimalisir distorsi fasa sinyal akibat filter IIR. Perbandingan sinyal *input* dan hasil pemfilteran kedua jenis filter ditunjukkan pada Gambar 5 dan spektrum fekuensinya pada Gambar 6.



Gambar 5. Hasil pemfilteran sinyal EEG dengan filter *Butterworth* IIR dan filter *Hamming Window* FIR



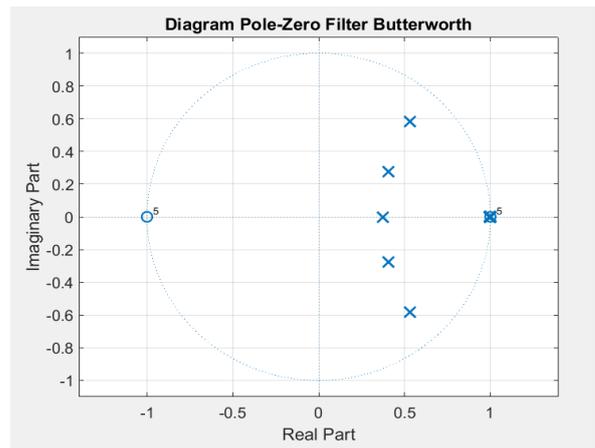
Gambar 6. Spektrum frekuensi sinyal hasil pemfilteran sinyal EEG dengan filter *Butterworth* IIR dan filter *Hamming Window* FIR

Apabila dilihat dari grafik, di awal data terdapat perbedaan amplitudo antara sinyal keluaran filter *Butterworth* dan filter *Hamming window*. Selain itu, dilihat dari spektrum frekuensinya, filter *Butterworth* memiliki transisi yang lebih tajam dibanding filter *Hamming window* pada orde yang sama. Pada filter *Butterworth* dengan frekuensi *cut-off* yang ditentukan sebesar 35 Hz, transisi terjadi hingga frekuensi 44 Hz, sedangkan pada filter *Hamming Window* transisi terjadi hingga frekuensi 62 Hz. Dari hasil perhitungan, kedua filter diketahui menimbulkan distorsi fasa terhadap sinyal, namun perbedaan fasa yang disebabkan oleh filter *Hamming Window* jauh lebih kecil dibandingkan dengan filter *Butterworth*. Perbedaan fasa pada sinyal EEG dapat menyebabkan gangguan *timing* informasi antara berbagai frekuensi pada sebuah sinyal atau pada dua sinyal berbeda. Distorsi dari *timing* informasi dapat menyebabkan misinterpretasi hasil dan kekeliruan konklusi analisis sinyal [17].

Tabel 2. Perbedaan fasa dan rasio amplitudo filter

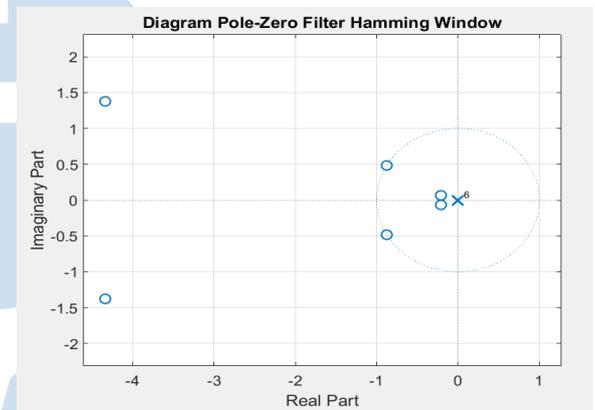
Jenis Filter	Beda Fasa (Radian)	Rasio Amplitudo
<i>Butterworth</i> IIR	0.211	0.553
<i>Hamming Window</i> FIR	0.090	0.921

Analisa performa filter yang kedua, dilakukan dengan menguji kestabilan dari kedua filter dengan analisa *poles* dan *zeros*. Ketidakstabilan filter dapat menyebabkan *output* yang dihasilkan filter tidak sesuai dengan fungsi input dan mengindikasikan kecenderungan osilasi output filter. Filter dikatakan stabil apabila jarak *poles* filter dari *origin* bernilai kurang dari satu, ditandai dengan lingkaran satuan. Pada diagram *pole-zero* filter *Butterworth* (Gambar 7), terdapat *pole* yang berada pada lingkaran satuan yang artinya ke *origin* adalah 1 sehingga desain filter *Butterworth* pada penelitian ini dinyatakan tidak stabil.



Gambar 7. Diagram *pole-zero* filter *Butterworth*

Sedangkan pada analisa diagram *pole-zero* filter *Hamming Window* (Gambar 8), letak *pole* filter berada pada titik *origin* sehingga dapat dikatakan desain filter pada penelitian ini bersifat stabil.



Gambar 8. Diagram *pole-zero* filter *Hamming Window*

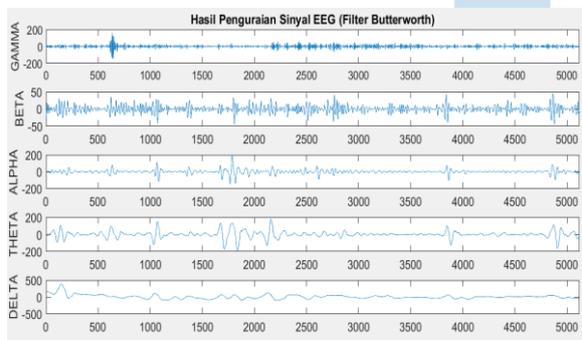
Analisa ketiga dengan menggunakan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR) merupakan perbandingan antara level sinyal yang dibutuhkan dengan level *noise* yang terdapat pada sinyal. Nilai karakteristik SNR dari sinyal yang akan digunakan untuk menghitung daya dan entropi dari hasil pemfilteran dengan filter *Butterworth* dan *Hamming Window* ditunjukkan pada Tabel 3. Diantara kedua filter, filter yang memiliki nilai SNR yang lebih besar adalah filter *Hamming Window* sehingga dapat dikatakan menurut parameter SNR, filter yang lebih baik kinerjanya adalah filter *Hamming Window*.

Tabel 3. Nilai *Signal-to-Noise ratio* filter

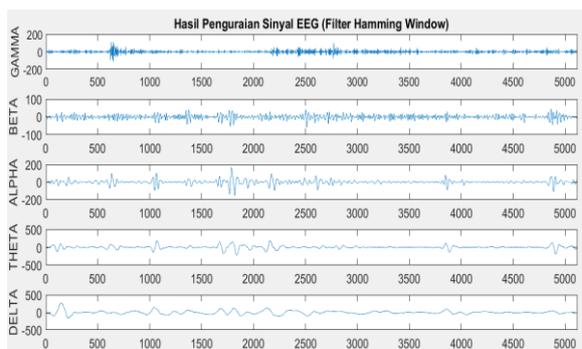
SNR Filter <i>Butterworth</i>	SNR Filter <i>Hamming Window</i>
5,3836 dB	5,6029 dB

Dari segi waktu yang diperlukan untuk pemfilteran sinyal yang dihitung dengan fungsi *running time* MATLAB. Data *running time* dihitung dengan menjalankan program di tiga *hardware* berbeda dan dirata-ratakan untuk melihat kecenderungan hasil *running time*. Filter *Butterworth* memerlukan waktu eksekusi selama 0,002266 detik, lebih singkat dari waktu yang diperlukan untuk eksekusi program dengan filter *Hamming Window* yakni selama 0,006062 detik.

Setelah pemfilteran sinyal, proses selanjutnya adalah penguraian sinyal EEG menjadi lima jenis gelombang: Gamma, Beta, Alpha, Theta, dan Delta. Penguraian sinyal dilakukan dengan DWT *Daubechies* 4 orde 6, menyesuaikan dengan klasifikasi gelombang otak dan batas frekuensinya. Hasil penguraian terdapat pada Gambar 9 dan Gambar 10. Terdapat perbedaan amplitudo pada hasil penguraian sinyal yang diproses dengan filter yang berbeda. Pada kasus ini, gelombang Gamma, Beta, dan Theta dari sinyal yang difilter dengan filter *Butterworth* memiliki amplitudo yang relatif lebih tinggi dibandingkan dengan gelombang Gamma dari sinyal yang difilter dengan *Hamming Window*.



Gambar 9. Hasil penguraian sinyal yang sudah difilter dengan filter *Butterworth*



Gambar 10. Hasil penguraian sinyal yang sudah difilter dengan filter *Hamming Window*

Akibat dari perbedaan amplitudo hasil penguraian sinyal otak berefek pada hasil perhitungan daya dan entropi sinyal. Nilai daya dan entropi sinyal EEG ditunjukkan pada Tabel 3 dan Tabel 4.

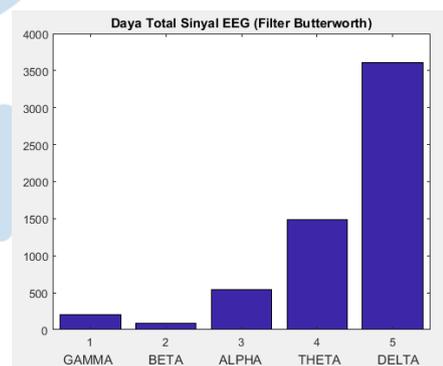
Tabel 4. Hasil perhitungan daya sinyal EEG

Klasifikasi Gelombang	Daya (mW)	
	<i>Butterworth IIR</i>	<i>Hamming Window FIR</i>
Gamma	0,208	0,1778
Beta	0,087	0,103
Alpha	0,541	0,573
Theta	1,49	1,754
Delta	3,607	2,26

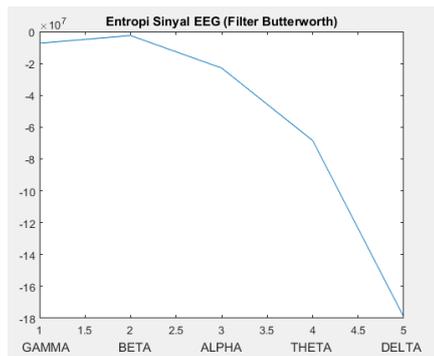
Tabel 5. Hasil perhitungan entropi sinyal EEG

Klasifikasi Gelombang	Entropi	
	<i>Butterworth IIR</i>	<i>Hamming Window FIR</i>
Gamma	$-7,331 \times 10^6$	$-5,931 \times 10^6$
Beta	$-2,490 \times 10^6$	$-3,027 \times 10^6$
Alpha	$-22,89 \times 10^6$	$-24,037 \times 10^6$
Theta	$-68,459 \times 10^6$	$-82,217 \times 10^6$
Delta	$-179,256 \times 10^6$	$-104,044 \times 10^6$

Hasil rangkuman perhitungan nilai daya dan entropi sinyal dapat dilihat pada Gambar 11 dan Gambar 12.

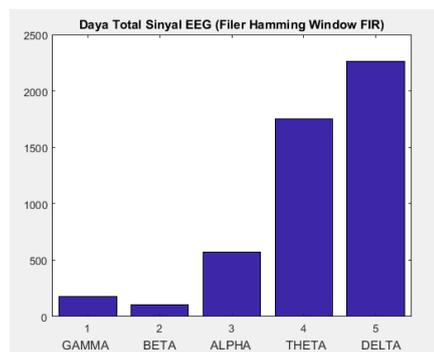


(a)

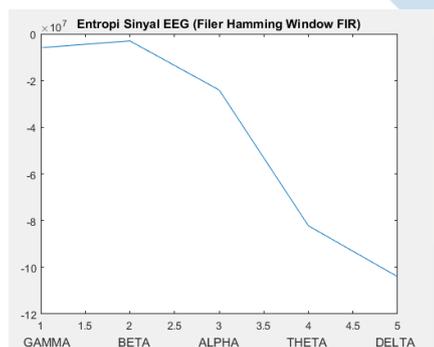


(b)

Gambar 11. Nilai daya (a) dan entropi (b) sinyal EEG yang difilter dengan filter *Butterworth*



(a)



(b)

Gambar 12. Nilai daya (a) dan entropi (b) sinyal EEG yang difilter dengan filter *Hamming Window*

Nilai daya dan entropi sinyal EEG ini merupakan acuan yang dimanfaatkan untuk mendiagnosa penyakit tertentu, seperti epilepsi. Dari hasil simulasi, dilihat bahwa nilai daya total dan entropi memiliki perbedaan akibat pemilihan filter. Hal dapat menunjukkan bahwa ketidaktepatan dalam pemilihan filter dapat berpengaruh besar terhadap proses diagnosa melalui sinyal EEG.

## V. SIMPULAN

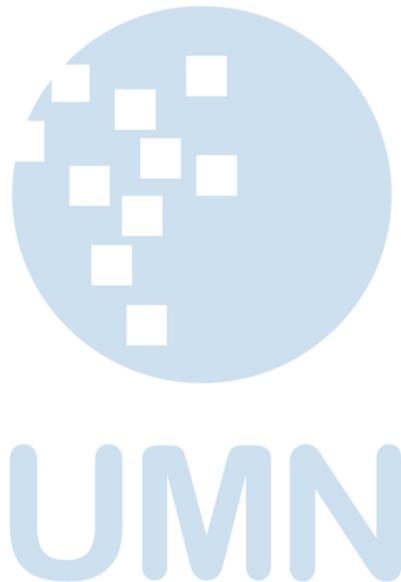
Berdasarkan hasil implementasi *Hamming Window* FIR dan filter *Butterworth* IIR ke dalam rangkaian pra-pemrosesan sinyal EEG, dapat disimpulkan bahwa, filter *Butterworth* IIR dan filter *Hamming Window* menunjukkan performa pemfilteran sinyal pada orde yang sama memiliki hasil yang berbeda tergantung parameternya. Filter *Butterworth* memiliki transisi yang lebih tajam dan waktu pemrosesan yang lebih cepat dibandingkan dengan filter FIR *Hamming Window*, akan tetapi distorsi fasanya lebih besar dan filter cenderung tidak stabil. Pada filter *Hamming Window* FIR memiliki nilai SNR yang lebih baik, dan filternya bersifat stabil. Sehingga disimpulkan bahwa berdasarkan parameter pertimbangan distorsi fasa, kestabilan, SNR, dan waktu pemrosesan, untuk menghasilkan sinyal EEG untuk diagnosa yang akurat dan dengan *output* filter yang stabil, maka lebih dianjurkan pemilihan filter *Hamming Window* FIR.

Namun dikarenakan dalam ilmu kedokteran hasil EEG yang ingin ditinjau berupa hasil daya dan entropi, sementara hasil penggunaan kedua jenis filter yang telah dilakukan dalam pra-pemrosesan sinyal EEG pada kasus ini memiliki perbedaan hasil yg cukup signifikan. Sehingga pada penelitian kedepannya, direkomendasikan untuk melakukan pengkajian lebih lanjut mengenai daya dan entropi pada otak.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] A. Khatter, R. Mahajan, and D. Bansal, "Performance Analysis of IIR & FIR Windowing Techniques in Electroencephalography Signal Processing," VOLUME-8 ISSUE-10, AUGUST 2019, REGULAR ISSUE International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering, vol. 8, no. 10, pp. 3568–3578, Oct. 2019.
- [2] M. Clerc, L. Bougrain and F. Lotte, Brain-Computer Interfaces 1 : Foundations and Methods, Great Britain: ISTE Ltd, 2016.
- [3] R. Wang, J. Wang, H. Li, and Y. Chen, "Power spectral density and high order bispectral analysis of Alzheimers EEG," The 27th Chinese Control and Decision Conference (2015 CCDC), 2015.
- [4] J. Culpepper, "Discriminating mental states using EEG represented by power spectral density," 1999.
- [5] Barkatullah and A. Khurshid, "Entropy and power analysis of brain signal data by EEG signal processing," International Journal of Engineering Development and Research, Faridabad, 2016.
- [6] E. C. Ifeachor and B. W. Jervis, Digital Signal Processing : A Practical Approach, 2nd ed., England: Pearson Education Limited, 2002.
- [7] T. Pangaribuan, "Desain filter digital dengan teknik windowing pada simulasi berbasis MATLAB," Jurnal Fakultas Teknik, 2015.
- [8] Laghari, W.M., Baloch, M.U., Mengal, M.A. and Shah, S.J. 2014. Performance Analysis of Analog Butterworth Low Pass Filter as Compared to Chebyshev Type-I Filter, Chebyshev Type-II Filter and Elliptical Filter. Circuits and Systems, Vol. 5, 209-216.
- [9] Farzana Yesmin, "Difference between Butterworth, Chebyshev, and Elliptic Filter", ResearchGate, 2014.

- [10] D. Harris "Engineering Psychology and Cognitive Ergonomics: Performance, Emotion and Situation Awareness," Faculty of Engineering and Computing, 2017.
- [11] Md. Mamun, M. Al-kadi, and M. Marufizzaman, "Effectiveness of wavelet denoising on electroencephalogram signals," ScienceDirect, 2013.
- [12] R. R. Ranganatan V. "Evaluation Effect of Unsupervised Dimensionality Reduction Techniques on Automated Arrhythmia Classification," Biomed Signal Process Control, 2017.
- [13] CHB-MIT Scalp EEG Database, PhysioNet, 2010.
- [14] Janner. Simarmata, Mardi Turnip, Arjon Turnip, "Denoising Artefak pada Sinyal Elektroensefalogram (EEG) Menggunakan FIR Filter dengan Metode Transformasi Wavelet", in SNITI 2014, ResearchGate.
- [15] Iman Fahrudi, "Mengurangi Pengaruh Noise *Baseline Wander* pada Sinyal Elektrokardiogram (ECG)", Teknik Elektro, Politeknik Negeri Batam.
- [16] Y. Akbar, "Pola gelombang otak abnormal pada elektroencefalograph", ResearchGate, 2014.
- [17] D. Yael, J. J. Vecht, and I. Bar-Gad, "Filter-Based Phase Shifts Distort Neuronal Timing Information," *neuro*, vol. 5, no. 2, 2018.



# Perbandingan Pola Sinyal Penyakit *Myocardial Infarction* dengan Jantung Normal Menggunakan Metode *Wavelet Symlet*

Markus Aminius Gielbert<sup>1</sup>, Nabila Husna Shabrina<sup>2</sup>, Andre Wijaya<sup>3</sup>, Jeremy Pratama Wijaya<sup>4</sup>

<sup>1,3,4</sup> Teknik Fisika, Fakultas Teknologi dan Informatika, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

[markus.aminus@student.umn.ac.id](mailto:markus.aminus@student.umn.ac.id)

[andre.wijaya@student.umn.ac.id](mailto:andre.wijaya@student.umn.ac.id)

[jeremy.pratama@student.umn.ac.id](mailto:jeremy.pratama@student.umn.ac.id)

<sup>2</sup> Teknik Komputer, Fakultas Teknologi dan Informatika, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

[nabila.husna@umn.ac.id](mailto:nabila.husna@umn.ac.id)

Diterima 26 Mei 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—On the signal of healthy human cardiography and people with myocardial infarction contain a lot of noise. For this reason, it is necessary to process the appropriate signal so that the information contained by the signal can be detected easily. Stages of research include data search, pre-processing, signal processing with the denoise Wavelet Symlet method, and qualitative comparison of cardiographic signal patterns resulting from normal human signal processing with myocardial infarction. To eliminate noise on ECG signals, the denoise method using Wavelet Symlet is proven to be better than the Finite Impulse Response (FIR) Hamming Windows filter. MATLAB is one of the software options that can be used in processing cardiographic signals with denoise Wavelet Symlet method, proven to have a fairly high reliability based on qualitative analysis. This trial also proved that the pattern of human cardiographic signals with myocardial infarction disorders was quite random and and differed from one patient to another. However, slower heart rate patterns, greater amplitude, and abnormalities in the P, T signal and stretching Q-S distances can be a reference for diagnosing someone with myocardial infarction.

**Index Terms**—Elektrokardiografi (EKG), MATLAB, Myocardial Infarction, Pola Sinyal Kardiografi, Wavelet Symlet

## I. PENDAHULUAN

*Myocardial Infarction* atau lebih lazim dikenal dengan serangan jantung merupakan salah satu penyebab kematian terbesar di Indonesia. Serangan jantung merupakan suatu kondisi ketika aliran darah ke jantung tersumbat. Umumnya, ini disebabkan oleh penyakit jantung koroner akibat otot jantung kekurangan darah karena adanya penyempitan pembuluh darah koroner. Berdasarkan data Badan Kesehatan Dunia (WHO) pada 2016, total kematian di Indonesia mencapai 1.863.000 jiwa [1]. Sebanyak 73 persen di antaranya disebabkan oleh penyakit tidak

menular. Adapun jantung koroner menjadi penyebab kematian nomor 1 sebanyak 35 persen dari seluruh penyakit tidak menular tersebut [1].

Untuk mengetahui kondisi apakah seseorang mengidap penyakit *Myocardial Infarction* biasanya digunakan alat elektrokardiografi (EKG). Di rumah sakit, petugas medis dituntut untuk memiliki kemampuan yang cukup dalam mengidentifikasi penyakit ataupun anomali yang dialami jantung pasien melalui rekaman EKG, khususnya untuk mengenal potensi penyakit serangan jantung ini. Namun pada kenyataannya, banyak petugas medis yang bahkan tidak mengerti cara membaca sinyal kardiografi hasil rekaman EKG dan beralasan bahwa tanggung jawab dalam mengidentifikasi masalah jantung dimiliki oleh dokter jantung dan bukan petugas medis lainnya. Hal ini menyebabkan keterlambatan penyaluran informasi kepada pasien ataupun keluarga pasien sehingga penanganan dalam kasus-kasus yang memerlukan tindakan cepat menjadi terhambat [2].

Sinyal kardiografi merupakan gambaran sinyal yang dihasilkan oleh jantung dengan meletakkan dua belas sadapan ke beberapa bagian permukaan tubuh pasien menggunakan perangkat elektrokardiografi (EKG). Sinyal kardiografi ini membantu para dokter untuk mendiagnosis kelainan atau anomali jantung pada pasien, termasuk kondisi saat seseorang mengalami *Myocardial Infarction*. EKG adalah suatu gambaran sinyal yang dihasilkan oleh jantung dan merupakan rekaman grafik potensial-potensial listrik yang ditimbulkan oleh jaringan jantung. Grafik ini kemudian akan difiltrasi dan diproses sehingga memudahkan pembacaan. Pasien pengidap *Myocardial Infarction* pada dasarnya memiliki sinyal kardiografi dengan pola yang tidak beraturan, cukup berbeda dari pola kardiografi manusia sehat. Melalui

grafik yang telah diolah seharusnya petugas medis dapat membandingkan dengan mudah hasil kondisi jantung pasien dengan grafik jantung manusia sehat yang sudah tersimpan dalam *database* rumah sakit, sehingga adanya penyakit *Myocardial Infarction* pada jantung pasien langsung dapat terdeteksi dan diberikan penanganan khusus sesuai dengan dengan keperluannya. Penelitian ini secara khusus hendak memperjelas apa saja perbedaan pola sinyal penyakit *Myocardial Infarction* dengan jantung normal secara kuantitatif, sehingga memudahkan petugas medis dalam pendeteksian gejala serangan jantung di rumah sakit.

Penelitian serupa pernah dilakukan oleh Evrita Lusiana Utari dan Agus Qomaruddin Munir dari Fakultas Sains & Teknologi, Universitas Respati Yogyakarta dengan judul “Pengenalan Pola Sinyal Kardiografi dengan Menggunakan Alihragam Gelombang Singkat” [2]. Modifikasi yang peneliti lakukan pada penelitian ini adalah penyederhanaan metode kuantitatif menjadi kualitatif disertai dengan pengalihan tujuan utama menjadi perbandingan metode FIR filter *Hamming Windows* dengan *denoise Wavelet Symlet*, pengujian reliabilitas MATLAB terhadap pengolahan sinyal EKG, dan menemukan perbedaan pola sinyal kardiografi pengidap penyakit *myocardial infarction* dengan manusia sehat.

## II. DASAR TEORI

### A. *Myocardial Infarction*

*Myocardial Infarction* atau serangan jantung adalah suatu kondisi ketika kerusakan dialami oleh bagian otot jantung (*myocardium*) akibat pasokan darah yang berkurang secara signifikan dalam waktu yang singkat ke bagian otot jantung [3]. Berkurangnya pasokan darah ke jantung secara tiba-tiba dapat terjadi ketika salah satu nadi koroner terblokir selama beberapa saat, entah akibat *spasme* - mengencangnya nadi koroner - atau akibat penggumpalan darah - *thrombus*. Bagian otot jantung yang biasanya dipasok oleh nadi yang terblokir berhenti berfungsi dengan baik segera setelah *spasme* reda dengan sendirinya, gejala-gejala hilang secara menyeluruh dan otot jantung berfungsi secara betul-betul normal lagi. Ini sering disebut *crescendo angina* atau *coronary insufficiency*. Sebaliknya, apabila pasokan darah ke jantung terhenti sama sekali, sel-sel yang bersangkutan mengalami perubahan yang permanen hanya dalam beberapa jam saja dan bagian otot jantung termaksud mengalami penurunan mutu atau rusak secara permanen. Otot yang mati ini disebut infark.

Singkatan *myocardial infarction* merupakan penyakit yang terjadi akibat rusaknya beberapa sel jantung akibat tidak adanya aliran darah yang mencukupi menuju sel tersebut.

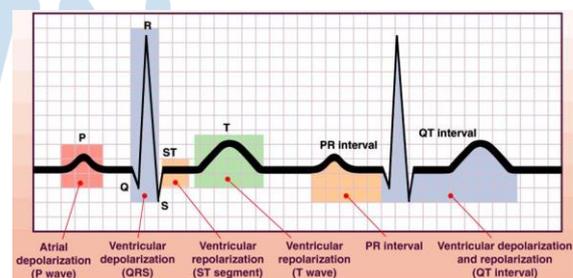
### B. Elektrokardiografi (EKG)

Elektrokardiografi atau EKG adalah tes yang dilakukan dengan cara merekam aktivitas listrik jantung selama periode waktu tertentu untuk memeriksa sebaik apa fungsi jantung pasien [4]. Proses perekaman EKG menggunakan 12 sadapan yang dipasang pada dada, lengan kanan, lengan kiri dan tungkai kaki sebelah kiri pasien. Elektrokardiografi (EKG).

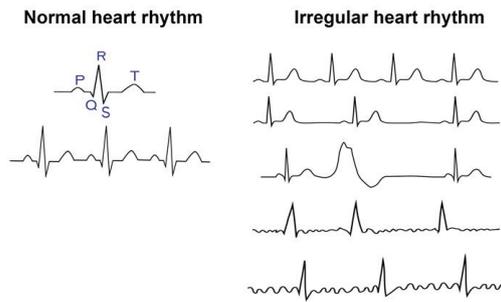
Jantung bekerja karena dipicu oleh hantaran sinyal listrik alami. Sinyal-sinyal inilah yang menyebabkan otot jantung berkontraksi untuk menciptakan detak jantung. Setiap kali jantung berdetak, gelombang (impuls) listrik akan mengalir dalam jantung. Gelombang ini menyebabkan otot-otot jantung meremas, kemudian memompa darah keluar dari jantung. Ketika terjadi suatu kelainan pada jantung, hantaran sinyal listrik ini akan ikut terganggu sehingga irama detak jantung juga dapat bermasalah dan menghasilkan pola sinyal yang berbeda dari pola sinyal jantung normal.

### C. Keteraturan Detak Jantung Normal

Keteraturan detak jantung diatur oleh sistem listrik jantung [5]. Irama detak jantung normal menandakan bahwa kinerja listrik jantung berfungsi dengan baik. Detak jantung normal terdengar seirama, sama setiap ketukannya, monoton atau seragam, tidak ada suara atau detak jantung tambahan. Sedangkan pada detak jantung yang abnormal, iramanya bisa terdengar tidak beraturan, dan kadang terdapat suara detak jantung tambahan atau bising di luar suara detak jantung utama.



Gambar 1. Kurva standar EKG [6]



Gambar 2. Irama detak jantung yang normal (kiri) dan irama detak jantung yang abnormal (kanan) [7]

Yang membedakannya secara objektif selain dari iramanya (suara) detak jantung juga dari pergerakan grafik EKG. Pada Gambar 1 di atas, gelombang P, gelombang QRS, gelombang T beserta interval antar gelombangnya dapat dijadikan sebagai acuan apakah jantung tersebut normal maupun abnormal. Walaupun hasil pengukuran EKG detak jantung normal tidak seperti standar gambar diatas, tetapi grafiknya memiliki pola yang sama berulang, seperti :

- Gelombang T lebih tinggi dari gelombang P
- Setiap titik Q, R, S pada gelombang QRS dapat terlihat dengan jelas
- Interval gelombang QRS singkat dan sama dalam suatu grafik EKG
- Interval detak jantung bergantung pada usia individu

Seiring bertambahnya usia, pola keteraturan detak jantung dapat berubah. Perubahan keteraturan detak jantung juga bisa menandakan adanya suatu kondisi medis pada jantung atau kondisi medis lain yang perlu segera ditangani. Yang mana pada Gambar 2. adalah contoh jika perubahan pola keteraturan detak jantung yang berpotensi adanya kelainan kesehatan dari jantung itu sendiri.

#### D. Hamming Window

*Hamming Window* adalah salah satu metode dalam mendesain filter FIR menggunakan grafik persamaan cosinus yang titik ujungnya tidak di nol sehingga masih ada diskontinuitas. *Hamming Window* meminimalisasi side lobe terdekat yang dapat menambah tingkat derau pada sinyal [8].

*Hamming Window* dapat didefinisikan sebagai:

$$\omega(n) = 0.54 - 0.64\cos\left(\frac{2\pi n}{M-1}\right), 0 \leq n \leq M-1$$

M = jumlah poin pada *output window*-nya

#### E. Wavelet Symlet

*Wavelet* adalah osilasi yang berbentuk gelombang dengan amplitudo yang dimulai dari 0, bertambah, dan berkurang sampai kembali ke 0. Dengan menggunakan konvolusi, *wavelet* dapat dikombinasikan dengan sinyal mentah yang terdistorsi oleh derau atau *noise* untuk mengekstrak informasi yang dibawa oleh sinyal tersebut dengan cara mengurangi atau menghilangkan bising tersebut. Transformasi *wavelet* adalah pengertian matematis untuk menganalisis sinyal saat frekuensi sinyal berubah terhadap waktu. Analisis *wavelet* menghasilkan data sinyal yang lebih presisi dibanding analisis sinyal lain [9].

*Symlets* adalah *wavelet* yang hampir simetris, ortogonal, dan biortogonal yang diperkenalkan oleh Daubechies sebagai modifikasi dari *wavelet* Daubechies sebelumnya. Saat diaplikasikan pada sinyal, performa *symlet* dalam denoisasi lebih baik dibanding *Wavelet* Daubechies yang sebelumnya [10].

### III. METODOLOGI PENELITIAN

Tahapan penelitian ini meliputi pencarian data, pra pemrosesan, pengolahan sinyal dengan metode *denoise Wavelet Symlet*, dan perbandingan kualitatif pola sinyal kardiografi hasil pengolahan sinyal manusia normal dengan pengidap penyakit *myocardial infarction*.

#### A. Pencarian Data

Data yang digunakan dalam penelitian ini diperoleh dari *archive.physionet.org*. Dalam pemilihan data digunakan 4 data manusia sehat yang meliputi:

Tabel 1. Data manusia sehat [11]

Manusia Sehat	Usia	Jenis Kelamin
1	25	Laki-laki
2	23	Perempuan
3	21	Perempuan
4	21	Laki-laki

Peneliti juga memilih 4 data pasien pengidap *myocardial infarction* yang meliputi:

Tabel 2. Data pasien pengidap *myocardial infarction* [11]

Pasien	Usia	Jenis Kelamin
1	81	Perempuan
2	70	Laki-laki
3	49	Laki-laki
4	55	Perempuan

Dari setiap manusia sehat dan pasien diambil satu kali pengukuran sinyal EKG selama 10 detik.

### B. Pra Pemrosesan

Pra pemrosesan terdiri dari 2 tahapan, yaitu tahap pemilihan metode pengolahan sinyal kardiografi dan tahap pengecekan reliabilitas perangkat lunak MATLAB dalam mengolah sinyal kardiografi.

#### 1. Pemilihan metode pengolahan sinyal kardiografi

Dalam tahap ini, peneliti mencoba dua metode dalam memproses sinyal kardiografi manusia sehat 1, meliputi pengolahan sinyal EKG menggunakan FIR filter *Hamming Windows* dan *denoise Wavelet Symlet*. Peneliti memilih metode FIR filter *Hamming Window* sebagai pembandingnya karena metode ini sangat umum digunakan dalam pengolahan sinyal digital dan relatif mudah untuk diaplikasikan. Peneliti memilih metode *denoise Wavelet Symlet* karena saat diaplikasikan pada sinyal, performa *symlet* dalam denoisasi lebih baik dibanding *Wavelet Daubechies* yang sebelumnya [10].

Kemudian dilakukan pengamatan kualitatif dari hasil dua pola sinyal kardiografi. Pengamatan menunjukkan metode *denoise Wavelet Symlet* lebih efektif digunakan dalam mengolah sinyal EKG.

#### 2. Pengecekan reliabilitas perangkat lunak MATLAB

Dalam tahap ini, peneliti mencoba melakukan korelasi silang antara pola sinyal kardiografi manusia sehat 1 yang telah difilter dari *database physionet.org* dengan pola sinyal kardiografi manusia sehat 1 yang telah kami filter melalui *denoise Wavelet Symlet* menggunakan perangkat lunak MATLAB.

### C. Pengolahan Sinyal dengan Metode *denoise Wavelet Symlet*

Seluruh data sinyal EKG dari pasien dipotong terlebih dahulu sebelum dilakukan pengolahan sinyal. Pemotongan ini dilakukan berdasarkan prinsip FIR filter *Rectangle Windows* tanpa mengubah bentuk asli dari sinyal tersebut. Pemotongan dilakukan untuk mengambil data setiap subjek dari milidetik pertama hingga milidetik ke 1500 atau setara dengan 15% dari data keseluruhan yang diperoleh dari setiap subjek.

Pengolahan sinyal secara keseluruhan dilakukan dengan metode *denoise Wavelet Symlet* menggunakan perangkat lunak MATLAB. Pengolahan ini dilakukan satu persatu dari manusia sehat 1 hingga manusia sehat 4 dan dilanjutkan dengan pasien 1 hingga pasien 4.

### D. Perbandingan kualitatif pola sinyal kardiografi hasil pengolahan sinyal manusia normal dengan pengidap penyakit *myocardial infarction*

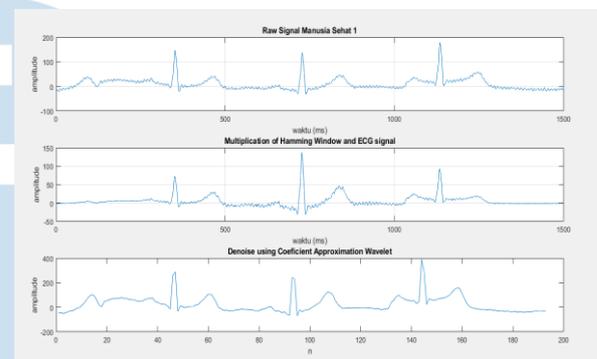
Dalam tahap ini, peneliti mencoba untuk membandingkan pola sinyal hasil *denoise Wavelet*

*Symlet* dari semua data yang ada. Pengamatan utama terdapat pada persamaan pola sinyal manusia sehat 1, manusia sehat 2, manusia sehat 3, dan manusia sehat 4. Dilanjutkan dengan pengamatan pada persamaan pola pasien 1, pasien 2, pasien 3, dan pasien 4. Kemudian, dilakukan pengamatan terhadap perbedaan pola sinyal antara manusia sehat dengan pasien pengidap *myocardial infarction*.

## IV. HASIL DAN ANALISIS

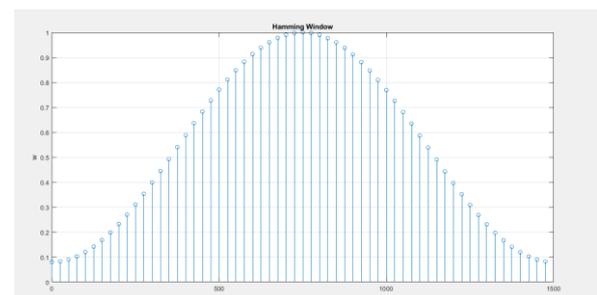
Dalam penelitian ini diperoleh tiga hasil utama yang meliputi hasil pemilihan metode untuk pengolahan data, hasil pengujian reabilitas MATLAB, dan hasil perbandingan pola sinyal kardiografi pengidap *myocardial infarction* dengan jantung normal.

### A. Pemilihan Metode Pengolahan Sinyal EKG Menggunakan *denoise Wavelet Symlet*



Gambar 3. Perbandingan pengolahan sinyal menggunakan FIR filter *Hamming Window* dan *denoise Wavelet Symlet* pada sinyal EKG

Melalui Gambar 3, terlihat bahwa metode FIR filter *Hamming Window* maupun metode *denoise Wavelet Symlet* sama-sama mampu mengurangi derau yang ada pada sinyal kardiografi. Namun, terdapat beberapa perbedaan yang membuat metode *denoise Wavelet Symlet* dipilih dalam mengolah data pada penelitian ini.



Gambar 4. Bentuk FIR filter *Hamming Wind*

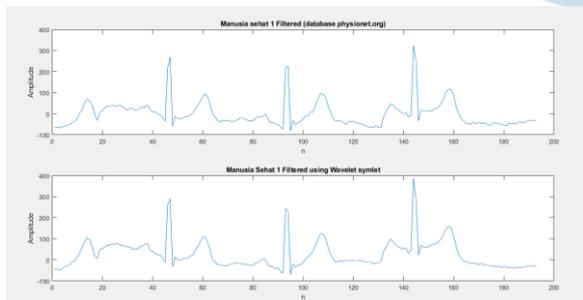
Pertama, dapat terlihat bahwa sebenarnya *Hamming Window* secara keseluruhan memfilter sinyal EKG dengan menghilangkan beberapa informasi sinyal pada bagian awal dan akhir serta meng-*highlight* sinyal pada bagian tengah. Hal ini tidak sesuai dengan kebutuhan olah sinyal EKG karena akan membuat dokter ataupun petugas medis mengalami salah pembacaan informasi yang disampaikan oleh sinyal. Lebih lagi, pola berulang yang dimiliki oleh sinyal EKG menjadi tidak terdeteksi sehingga ketika menggunakan FIR filter *Hamming Window* dalam mengolah sinyal EKG akan menimbulkan kesalahan penanganan terhadap pasien.

Kedua, melalui grafik hasil *denoise wavelet symlet*, peneliti memperoleh pola sinyal kardiografi yang berulang dengan mudah sesuai dengan teori yang ada. Hal ini, diakibatkan oleh halusnya grafik hasil olahan data *denoise Wavelet Symlet* sehingga memudahkan pembacaan informasi yang dikandung oleh sinyal EKG.

Oleh sebab itu, dalam mengolah sinyal EKG metode *denoise Wavelet Symlet* adalah metode yang paling tepat untuk digunakan.

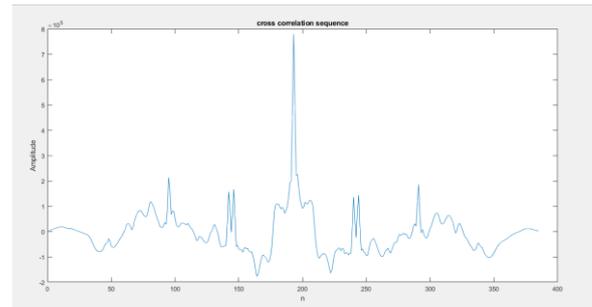
#### B. Pengujian Reliabilitas MATLAB

Pengujian ini dilakukan dengan cara membandingkan grafik EKG hasil filter dari database *physionet.org* dengan hasil olah sinyal menggunakan metode *denoise wavelet symlet* yang dilakukan oleh peneliti, kemudian dilakukan pengecekan korelasi silang antara kedua grafik yang diperoleh.



Gambar 5. Perbandingan sinyal EKG hasil filter database dengan hasil olah sinyal *Wavelet Symlet*

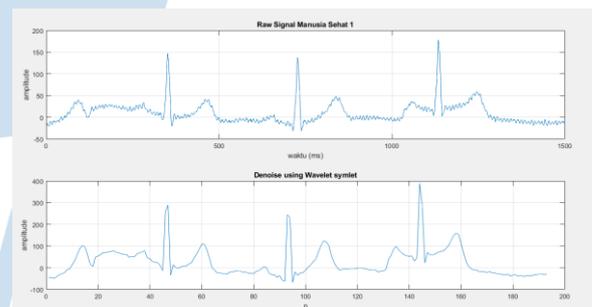
Ketika peneliti mengamati Gambar 5, dapat ditemukan perbedaan yang mencolok, yaitu hasil olah sinyal *Wavelet Symlet* menghasilkan pola yang lebih halus dibandingkan dengan hasil filter *database*. Hal ini diduga akibat aproksimasi nilai yang dilakukan menggunakan *wavelet* membuat data dengan sedikit kestabilan dianggap merupakan bagian dari derau sehingga dihilangkan. Namun, jika dilihat secara keseluruhan, kedua hasil olah data tersebut tetap memiliki pola yang sama dan serupa. Hal ini dibuktikan melalui hasil korelasi silang antara kedua grafik sebagai berikut.



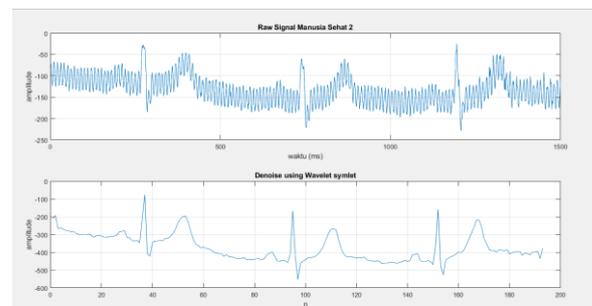
Gambar 6. Korelasi silang sinyal EKG hasil filter database dengan hasil olah sinyal *Wavelet Symlet*

Melalui Gambar 6, terlihat bahwa hasil korelasi silang memiliki sisi kanan dan sisi kiri yang serupa sekalipun tidak seluruhnya semetris. Melalui grafik tersebut, peneliti berkesimpulan bahwa setidaknya, hasil korelasi silang tersebut menyatakan bahwa sinyal EKG hasil filter database sangat berkorelasi dengan hasil olah sinyal *Wavelet Symlet*. Hasil analisis ini menunjukkan bahwa tingkat reliabilitas MATLAB dalam mengolah sinyal EKG sudah cukup handal.

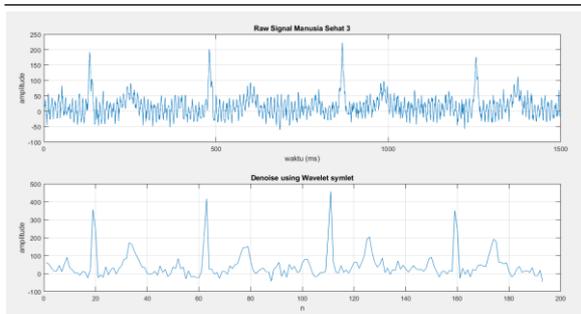
#### C. Perbandingan Kualitatif Pola Sinyal Kardiografi Hasil Pengolahan Sinyal Manusia Normal dengan Pengidap Penyakit Myocardial Infarction



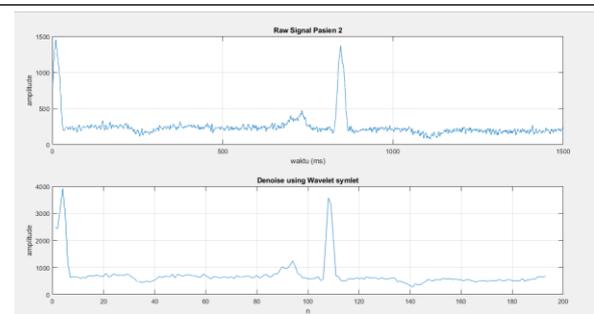
Gambar 7. Sinyal EKG manusia sehat 1



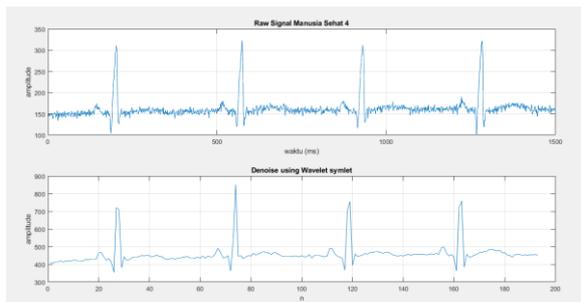
Gambar 8. Sinyal EKG manusia sehat 2



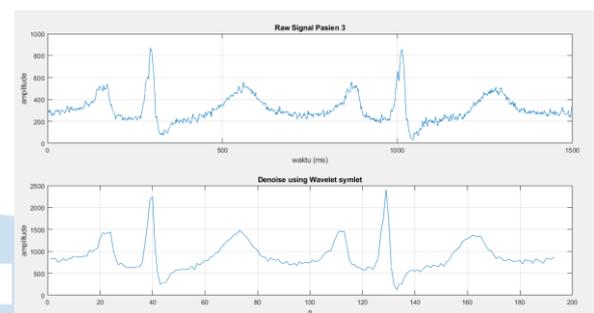
Gambar 9. Sinyal EKG manusia sehat 3



Gambar 12. Sinyal EKG pasien 2



Gambar 10. Sinyal EKG manusia sehat 4

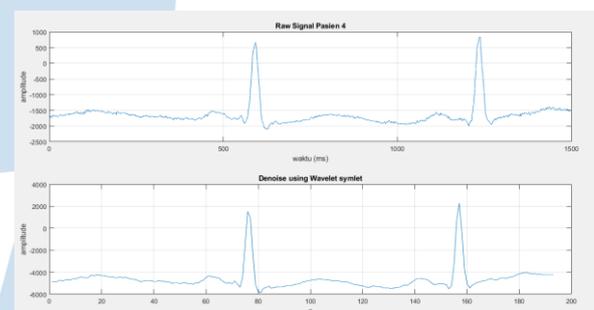


Gambar 13. Sinyal EKG pasien 3

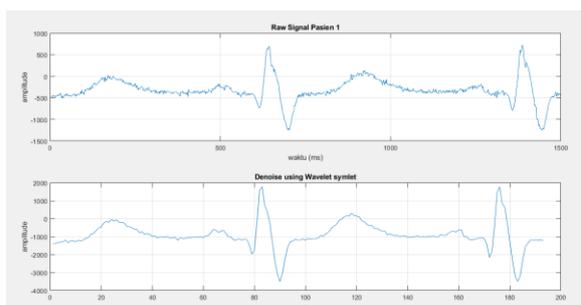
Dari keempat grafik manusia sehat diatas ditemukan beberapa kesamaan sebagai berikut: pertama, selalu ditemukan pola kardiografi yang tepat meliputi bagian P, Q, R-peak, S, dan T sesuai dengan dasar teori.

Kedua, nilai R-peak berkisar antara 150-400 satuan pada amplitudo. Nilai ini menunjukkan daya yang dikeluarkan jantung untuk memompa darah ke seluruh tubuh.

Ketiga, dalam jangka waktu 1500 milidetik, terbentuk 3-4 kali pola yang sama/serupa. Secara mudah dapat kita lihat pada pembentukan R-peak artinya jantung manusia normal akan berdetak sebanyak 3-4 kali dalam 1,5 detik.



Gambar 14. Sinyal EKG pasien 4



Gambar 11. Sinyal EKG pasien 1

Selanjutnya, dari keempat grafik pasien pengidap *myocardial infarction* diatas ditemukan beberapa kesamaan sebagai berikut: pertama, biasanya ditemukan masalah pada pola kardiografi bagian P dan T. Pada pasien 2 bagian T tidak terdeteksi atau bahkan bernilai negative. Pada pasien 3 bagian P memiliki amplitudo yang terlalu tinggi hingga setara dengan bagian T, hasil ini menunjukkan adanya ketidaksesuaian pola dengan dasar teori. Pada pasien 4 bagian T memiliki amplitudo yang terlalu rendah bahkan lebih rendah dari pada bagian P yang juga menunjukkan ketidaksesuaian dengan dasar teori. Hanya pasien 1 yang memiliki pola kardiografi yang tepat meliputi bagian P dan T sesuai dengan dasar teori. Artinya menurut penelitian ini, sebesar 75% dari pengidap *myocardial infarction* akan memiliki bagian P dan T yang tidak sesuai dengan pola jantung normal.

Kedua, nilai R-peak berkisar antara 3000-6000 satuan pada amplitudo. Nilai ini menunjukkan daya yang dikeluarkan jantung untuk memompa darah ke seluruh tubuh. Artinya penderita *myocardial infarction* membutuhkan daya pompa jantung yang sedemikian besar untuk mampu mengalirkan darah ke seluruh tubuh. Hal ini diduga akibat adanya penumpukan plak pada pembuluh darah akibat kadar kolesterol tinggi yang mengakibatkan adanya hambatan saat mengalirkan darah ke seluruh organ tubuh.

Ketiga, dalam jangka waktu 1500 milidetik, terbentuk rata-rata 2 kali R-peak. Artinya, jantung pengidap *myocardial infarction* akan berdetak sebanyak 2 kali dalam 1,5 detik.

Keempat, adanya jarak yang cukup regang antara bagian Q-S. Hal ini terlihat dengan jelas jika kita membandingkan pola jantung pasien pengidap *myocardial infarction* dengan pola jantung normal.

Kelima, pasien *myocardial infarction* memiliki ketidak-konsistenan pola antara satu pasien dengan pasien yang lainnya, artinya efek dari *myocardial infarction* yang ditimbulkan pada pola jantung adalah dapat membuat pola jantung menjadi acak tergantung letak sumbatan pembuluh darah yang dialami oleh pasien tersebut.

Terakhir, peneliti melakukan perbandingan untuk membedakan pola jantung normal dengan pola jantung pasien pengidap *myocardial infarction* berdasarkan persamaan yang telah dianalisis sebelumnya, dan diperoleh hasil sebagai berikut :

- Pada sebagian besar pasien pengidap *myocardial infarction* akan ditemukan kesalahan pola kardiografi pada bagian P dan T.
- Nilai R-peak (dihitung dari baseline) pasien pengidap *myocardial infarction* lebih besar kurang lebih 20X dari nilai R-peak jantung normal.
- Detak jantung pasien pengidap *myocardial infarction* lebih lambat dibandingkan detak jantung normal.
- Bagian Q-S pada pola kardiografi pengidap *myocardial infarction* lebih regang dibandingkan dengan pola jantung normal.
- Per satu detakan jantung pengidap *myocardial infarction* memiliki durasi yang lebih lama dibanding per satu detakan jantung normal.
- Pola kardiografi secara keseluruhan yang dimiliki oleh pasien pengidap *myocardial infarction* akan berbeda antara satu dengan yang lainnya tergantung pada letak kerusakan bagian jantung yang dialami oleh masing-masing pasien.

## V. SIMPULAN

Metode *denoise wavelet symlet* lebih efektif dalam menghilangkan derau dibanding filter FIR dengan *Hamming Window* dalam mengolah sinyal EKG. *Software MATLAB* juga memiliki reliabilitas yang tinggi dalam mencitrakan hasil filter dari sinyal EKG.

Kemudian dalam perbandingan kualitatif diperoleh bahwa manusia dengan gangguan jantung *myocardial infarction* memiliki detak jantung yang lebih lambat yaitu 2 detakan dibandingkan dengan manusia normal yang memiliki 3-4 detakan dalam 1,5 detik. Jantung manusia dengan gangguan *myocardial infarction* juga memerlukan kerja yang jauh lebih besar, sekitar 20 kali lebih besar dibandingkan kerja jantung manusia normal. Pola jantung yang tidak beraturan bagi pengidap *myocardial infarction* juga menjadi salah satu penyebab sulitnya mendeteksi penyakit ini melalui sinyal EKG. Namun, ciri-ciri yang ditemukan dalam penelitian ini meliputi kesalahan pola pada bagian P dan T, serta jarak Q-S yang regang dalam sinyal EKG dapat menjadi salah satu titik acuan diagnosa seseorang mengalami *myocardial infarction*.

## VI. DISKUSI DAN SARAN

Penelitian ini memiliki masih beberapa kekurangan diantaranya adalah peneliti tidak melakukan validasi data mentah. Peneliti hanya mempercayai bahwa data yang diperoleh dari *physionet.org* adalah data benar yang merupakan sinyal EKG baik dari manusia sehat maupun pasien penderita *myocardial infarction*. Selanjutnya, analisis yang dilakukan oleh penelitian ini merupakan analisis kualitatif yang hanya diperoleh melalui pengamatan grafik hasil pengolahan sinyal. Kemudian pengolahan sinyal juga hanya dilakukan secara sederhana yaitu melalui penghilangan derau. Masih banyak hal yang dapat dilakukan untuk membuat sinyal EKG ini lebih mudah terbaca dan memperoleh informasi yang akurat.

Peneliti juga berharap penelitian ini dapat dikembangkan lebih jauh. Namun, keterbatasan pengetahuan tentang dunia kedokteran dan medis menjadi salah satu rintangan utama terhambatnya analisis pada penelitian ini. Pengamatan grafik secara kuantitatif berdasarkan teori yang benar dan akurat secara medis juga dapat meningkatkan kualitas dari penelitian ini.

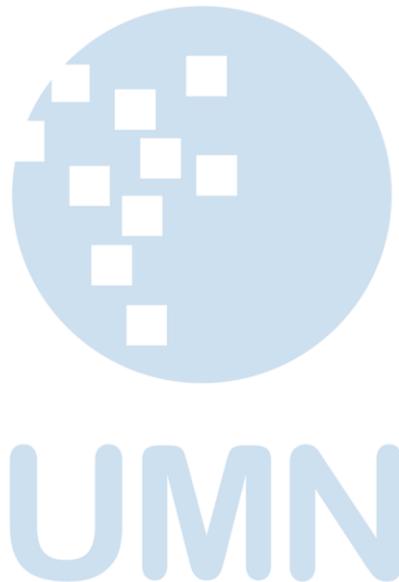
## UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih kepada segala pihak yang mendukung terselesaikannya penelitian ini yang tidak dapat disebutkan satu per satu.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] kumparanNEWS, "Penyakit Jantung di RI: Ancaman Kematian Nomor 1, Paling Banyak Serang PNS," kumparan,

- 18-Feb-2020. [Online]. Available: <https://kumparan.com/kumparannews/penyakit-jantung-di-ri-ancaman-kematian-nomor-1-paling-banyak-serang-pns-1srfmn3qGvA/full>. [Accessed: 03-Jun-2020].
- [2] E. L. Utari and A. Q. Munir, "Simposium Nasional RAPI XII," Pengenalan Pola Sinyal Kardiografi Menggunakan Alih Ragam Gelombang Singkat, pp. E151–E158, 2014.
- [3] Alodokter, "Serangan Jantung," Alodokter, 04-Dec-2019. [Online]. Available: <https://www.alodokter.com/serangan-jantung>. [Accessed: 08-Jun-2020].
- [4] K. A. Setiaputri, "Elektrokardiografi (EKG), Tes Deteksi Masalah Irama Denyut Jantung," helloSEHAT, 26-Mar-2020. [Online]. Available: <https://hellosehat.com/hidup-sehat/fakta-unik/ekg-adalah-elektrokardiografi/>. [Accessed: 26-Mar-2020].
- [5] J. R. Hampton, The ECG Made Easy, 8th ed. London, England: Elsevier Health Sciences UK, 2013.
- [6] "Riview Medical Surgical Nursing Test Faculty of Nursing, Klabat University." [Online]. Available: <https://docplayer.info/110743082-Riview-medical-surgical-nursing-test-faculty-of-nursing-klabat-university.html>. [Accessed: 08-Jun-2020].
- [7] "Apakah Denyut Jantung Anda Tidak Normal? Semua tentang aritmia," Mount Elizabeth Hospital. [Online]. Available: <https://www.mountelizabeth.com.sg/id/healthplus/article/arrhythmia-guide>. [Accessed: 08-Jun-2020].
- [8] A. Gavel, H. L. Sahu, G. Sharma, and P. K. Rahi, "Design of High Pass Fir Filter Using Rectangular, Hanning and Kaiser Window Techniques," International Journal for Research in Applied Science and Engineering Technology, vol. III, no. VIII, pp. 251–256, Aug. 2016.
- [9] "Wavelet Transforms in MATLAB," MATLAB & Simulink. [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/discovery/wavelet-transforms.html>. [Accessed: 02-May-2020].
- [10] M. S. Chavan, N. Mastorakis, M. N. Chavan, and M. S. Gaikwad, "NEHIPISICS," Implementation of SYMLET Wavelets to Removal of Gaussian Additive Noise from Speech Signal, pp. 37–41, 2011.
- [11] "archive.physionet.org," PsysioBankATM. [Online]. Available: <https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>. [Accessed: 2020].



# PEDOMAN PENULISAN JURNAL ULTIMATICS, ULTIMA INFOSYS, DAN ULTIMA COMPUTING

## 1. Kriteria Naskah

- Naskah belum pernah dipublikasikan atau tidak dalam proses penyuntingan di jurnal berkala lainnya.
- Naskah yang dikirimkan dapat berupa naskah hasil penelitian atau konseptual.

## 2. Pengetikan Naskah

- Naskah diketik dengan jarak spasi antar baris 1 pada halaman ukuran A4 (21 cm x 29,7 cm), margin kiri-atas 3 cm dan kanan-bawah 2 cm, dengan jenis tulisan Times New Roman.
- Naskah dapat ditulis dalam Bahasa Indonesia atau Bahasa Inggris.
- Jumlah halaman untuk tiap naskah dibatasi dengan jumlah minimal 4 halaman dan maksimal 8 halaman.

## 3. Format Naskah

- Komposisi naskah terdiri dari Judul, Abstrak, Kata Kunci, Pendahuluan, Metode, Hasil Penelitian dan Pembahasan, Simpulan, Lampiran, Ucapan Terima Kasih, dan Daftar Pustaka.
- Judul memiliki jumlah kata maksimal 15 kata dalam Bahasa Indonesia atau maksimal 12 kata dalam Bahasa Inggris (termasuk subjudul bila ada).
- Abstrak ditulis dengan Bahasa Inggris paling banyak 200 kata, meskipun bahasa yang digunakan dalam penyusunan naskah adalah Bahasa Indonesia. Isi abstrak sebaiknya mengandung argumentasi logis, pendekatan pemecahan masalah, hasil yang dicapai, dan simpulan singkat.
- Kata Kunci ditulis dengan Bahasa Inggris dalam satu baris, dengan jumlah kata antara 4 sampai 6 kata.
- Pendahuluan berisi latar belakang dan tujuan penelitian.
- Metode dapat diuraikan secara terperinci dan dibedakan menjadi beberapa bab maupun subbab yang terpisah.
- Hasil dan Pembahasan disajikan secara sistematis sesuai dengan tujuan penelitian.
- Simpulan menyajikan intisari hasil penelitian yang telah dilaksanakan. Saran pengembangan untuk penelitian selanjutnya juga dapat diberikan di sini.

- Lampiran dan Ucapan Terima Kasih dapat dijabarkan setelah Simpulan secara singkat dan jelas.
- Daftar Pustaka yang dirujuk dalam naskah harus dituliskan di bagian ini secara kronologis berdasarkan urutan kemunculannya. Cara penulisannya mengikuti cara penulisan jurnal dan transaction IEEE.
- Template naskah telah disediakan dan dapat diminta dengan menghubungi surel redaksi.

## 4. Penulisan Daftar Pustaka

- Artikel Ilmiah:  
N. Penulis, "Judul artikel ilmiah," *Singkatan Nama Jurnal*, vol. x, no. x, hal. xxx-xxx, Sept. 2013.
- Buku  
N. Penulis, "Judul bab di dalam buku," di dalam *Judul dari Buku*, edisi x. Kota atau Negara Penerbit: Singkatan Nama Penerbit, tahun, bab x, subbab x, hal. xxx-xxx.
- Laporan  
N. Penulis, "Judul laporan," *Singkatan Nama Perusahaan, Kota Perusahaan, Singkatan Nama Negara, Laporan xxx, tahun*.
- Buku Manual/ *handbook*  
*Nama dari Buku Manual*, edisi x, *Singkatan Nama Perusahaan, Kota Perusahaan, Singkatan Nama Negara, tahun*, hal. xxx-xxx.
- Prosiding  
N. Penulis, "Judul artikel," di dalam *Nama Konferensi Ilmiah*, Kota Konferensi, *Singkatan Nama Negara (jika ada), tahun*, hal. xxx-xxx.
- Artikel yang Disajikan dalam Konferensi  
N. Penulis, "Judul artikel," disajikan di *Nama Konferensi, Kota Konferensi, Singkatan Nama Negara, tahun*.
- Paten  
N. Penulis, "Judul paten," HKI xxxxxx, 01 Januari 2014.
- Tesis dan Disertasi  
N. Penulis, "Judul tesis," M.Sc. thesis, *Singkatan Departemen, Singkatan*

Universitas, Kota Universitas, Singkatan Nama Negara, tahun.

N. Penulis, "Judul disertasi," Ph.D. dissertation, Singkatan Departemen, Singkatan Universitas, Kota Universitas, Singkatan Nama Negara, tahun.

- Belum Terbit  
N. Penulis, "Judul artikel," belum terbit.

N. Penulis, "Judul artikel," Singkatan Nama Jurnal, proses cetak.

- Sumber online  
N. Penulis. (tahun, bulan tanggal). Judul (edisi) [Media perantara]. Alamat situs: [http://www.\(URL\)](http://www.(URL))

N. Penulis. (tahun, bulan). Judul. Jurnal [Media perantara]. *volume(issue)*, halaman jika ada. Alamat situs: [http://www.\(URL\)](http://www.(URL))

Catatan: media perantara dapat berupa media online, CD-ROM, USB, dan sebagainya.

#### 5. Pengiriman Naskah Awal

- Para penulis dapat mengirimkan naskah hasil penelitiannya dalam bentuk .doc atau .pdf melalui surel ke [umnjurnal@gmail.com](mailto:umnjurnal@gmail.com) dengan subjek sesuai Jurnal yang dipilih.
- Seluruh isi naskah yang dikirimkan harus memenuhi syarat dan ketentuan yang ditentukan.
- Kami akan menjaga segala kerahasiaan dan Hak Cipta karya Anda.
- Sertakan biodata penulis pertama yang lengkap, meliputi nama, alamat kantor, alamat penulis, telpon kantor/ rumah dan hp, serta No NPWP (bagi yang memiliki NPWP).

#### 6. Penilaian Naskah

- Seluruh naskah yang diterima akan melalui serangkaian tahap penilaian yang melibatkan mitra bestari.
- Setiap naskah akan direview oleh minimal 2 orang mitra bestari.
- Rekomendasi dari mitra bestari yang akan menentukan apakah sebuah naskah diterima, diterima dengan revisi minor, diterima dengan revisi major, atau ditolak.

#### 7. Pengiriman Naskah Final

- Naskah yang diterima untuk diterbitkan akan diinformasikan melalui surel redaksi.
- Penulis berkewajiban memperbaiki setiap kesalahan yang ditemukan sesuai saran dari mitra bestari.
- Naskah final yang telah direvisi dapat dikirimkan kembali ke surel redaksi beserta hasil scan Copyright Transfer Form yang telah ditandatangani.

#### 8. Copyright dan Honorarium

- Penulis yang naskahnya dimuat harus membaca dan menyetujui isi Copyright Transfer Form kepada redaksi.
- Copyright Transfer Form harus ditandatangani oleh penulis pertama naskah.
- Naskah yang dimuat akan mendapatkan honorarium sebesar Rp 1.000.000,- per naskah, setelah dipotong pajak 2.5% (bila penulis pertama yang memiliki NPWP) dan 3% (tanpa NPWP).
- Honorarium akan ditransfer ke rekening penulis pertama (tidak dapat diwakilkan) paling lambat 2 minggu setelah jurnal naik cetak dan siap didistribusikan.
- Penulis yang naskahnya dimuat akan mendapatkan copy jurnal sebanyak 2 eksemplar.

#### 9. Biaya Tambahan

- Permintaan tambahan copy jurnal harus dibeli seharga Rp 50.000,- per copy.
- Permintaan penambahan jumlah halaman dalam naskah (maksimal 8 halaman) akan dikenai biaya sebesar Rp 25.000,- per halaman.

#### 10. Alamat Redaksi

d.a. Koordinator Riset  
Fakultas Teknologi Informasi dan Komunikasi  
Universitas Multimedia Nusantara  
Gedung Rektorat Lt.6  
Scientia Garden, Jl. Boulevard Gading Serpong,  
Tangerang, Banten -15333  
Surel: [ftijurnal@umn.ac.id](mailto:ftijurnal@umn.ac.id)

# Judul Paper

Sub Judul (jika diperlukan)

Nama Penulis A<sup>1</sup>, Nama Penulis B<sup>2</sup>, Nama Penulis C<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Baris pertama (dari afiliasi): nama departemen organisasi, nama organisasi, kota, negara  
Baris kedua: alamat surel jika diinginkan

<sup>2</sup> Baris pertama (dari afiliasi): nama departemen organisasi, nama organisasi, kota, negara  
Baris kedua: alamat surel jika diinginkan

Diterima dd mmmmm yyyy

Disetujui dd mmmmm yyyy

**Abstract**—This electronic document is a “live” template which you can use on preparing your paper. Use this document as a template if you are using Microsoft Word 2007 or later. Otherwise, use this document as an instruction set. Do not use symbol, special characters, or Math in Paper Title and Abstract. Do not cite references in the abstract.

**Index Terms**—enter key words or phrases in alphabetical order, separated by commas

## I. PENDAHULUAN

Dokumen ini, dimodifikasi dalam MS Word 2007 dan disimpan sebagai dokumen Word 97-2003, memberikan panduan yang diperlukan oleh penulis untuk mempersiapkan dokumen elektroniknya. Margin, lebar kolom, jarak antar baris, dan jenis-jenis format lainnya telah disisipkan di sini. Penulis berkewajiban untuk memastikan dokumen yang dipersiapkannya telah memenuhi format yang disediakan.

Isi Pendahuluan mengandung latar belakang, tujuan, identifikasi masalah dan metode penelitian yang dipaparkan secara tersirat (implisit). Kecuali bab Pendahuluan dan Simpulan, penulisan judul bab sebaiknya eksplisit sesuai dengan isi yang dijelaskan, tidak harus implisit dinyatakan sebagai Dasar Teori, Perancangan, dan sebagainya.

## II. PENGGUNAAN YANG TEPAT

### A. Memilih Template

Pertama, pastikan Anda memiliki *template* yang tepat untuk artikel Anda. *Template* ini ditujukan untuk Jurnal ULTIMATICS, ULTIMA InfoSys, dan ULTIMA Computing. *Template* ini menggunakan ukuran kertas A4.

### B. Mempertahankan Keutuhan Format

*Template* ini digunakan untuk mem-format artikel dan *style* isi artikel Anda. Seluruh margin, lebar kolom, jarak antar baris, dan jenis tulisan telah diberikan, jangan diubah.

## III. PERSIAPKAN ARTIKEL ANDA

Sebelum Anda mulai mem-format artikel Anda, tulislah terlebih dahulu artikel Anda dan simpan sebagai *text file* lainnya. Setelah selesai baru lakukan pencocokkan *style* dokumen. Jangan tambahkan nomor halaman di bagian manapun dari dokumen ini. Perhatikan pula beberapa hal berikut saat melakukan pengecekan tulisan.

### A. Singkatan

Definisikan singkatan pada saat pertama kali digunakan di dalam isi tulisan, walaupun singkatan tersebut telah didefinisikan di dalam abstrak. Singkatan seperti IEEE, SI, MKS, CGS, sc, dc, dan rms tidak harus didefinisikan. Singkatan yang menggunakan tanda titik tidak boleh diberi spasi, seperti “C.N.R.S.”, bukan “C. N. R. S.” Jangan gunakan singkatan di dalam Judul Artikel atau Judul Bab, kecuali tidak dapat dihindari.

### B. Unit

- Gunakan baik SI (MKS) atau CGS sebagai unit primer.
- Jangan menggabungkan kepanjangan dan singkatan dari unit, yang tepat seperti “Wb/m<sup>2</sup>” atau “webers per meter persegi,” bukan “webers/m<sup>2</sup>.”
- Gunakan angka nol di depan suatu bilangan desimal, seperti “0,25” bukan “.25.”

### C. Persamaan

Format persamaan merupakan suatu pengecualian di dalam spesifikasi *template* ini. Anda harus menentukan apakah akan menggunakan jenis tulisan Times New Roman atau Symbol (jangan jenis tulisan yang lain). Bila Anda membuat beberapa persamaan berbeda, akan lebih baik bila Anda mempersiapkan persamaan tersebut sebagai gambar dan menyisipkannya ke dalam artikel Anda setelah diberi *style*.

Beri penomoran untuk persamaan Anda secara berurutan. Nomor persamaan berada dalam tanda kurung seperti (1), dan diletakkan pada bagian kanan dengan menggunakan suatu *right tab stop*.

$$\int_0^{r_2} F(r, \phi) dr d\phi = [\sigma r_2 / (2\mu_0)] \quad (1)$$

Perhatikan bahwa persamaan di atas diposisikan di bagian tengah dengan menggunakan suatu *center tab stop*. Pastikan bahwa simbol-simbol yang digunakan dalam persamaan Anda didefinisikan sebelum atau sesudah persamaan. Gunakan "(1)," bukan "Persamaan (1)," kecuali pada awal sebuah kalimat, seperti "Persamaan (1) merupakan ...."

#### D. Beberapa Kesalahan Umum

- Perhatikan tata cara penulisan Bahasa Indonesia yang benar, perhatikan penggunaan kata depan dan kata sambung yang tepat, seperti "di depan" dan "disampaikan".
- Kata-kata asing yang belum diserap ke dalam Bahasa Indonesia dapat dicetak miring, atau diberi garis bawah, atau dicetak tebal (pilih salah satu), seperti "*italic*", "underlined", "**bold**".
- Prefiks seperti "non", "sub", "micro", "multi", dan "ultra" bukan kata yang berdiri sendiri, oleh karenanya harus digabung dengan kata yang mengikutinya, biasanya tanpa tanda hubung, seperti "subsistem".

#### IV. MENGGUNAKAN TEMPLATE

Setelah naskah artikel Anda selesai di-*edit*, artikel Anda dapat dipersiapkan untuk *template*. Gandakan template ini dengan menggunakan perintah Save As dan simpan dengan penamaan berikut:

- ULTIMATICS\_namaPenulis1\_judulArtikel.
- ULTIMAInfoSys\_namaPenulis1\_judulArtikel.
- ULTIMAComputing\_namaPenulis1\_judulArtikel.

Selanjutnya Anda dapat meng-*import* artikel Anda dan mempersiapkannya sesuai *template* yang diberikan. Perhatikan beberapa hal berikut pada saat melakukan pengecekan.

##### A. Penulis dan Afiliasi

*Template* ini didesain untuk tiga penulis dengan dua afiliasi yang berbeda. Penamaan afiliasi yang sama tidak perlu berulang, cukup afiliasi yang berbeda yang ditambahkan. Berikan alamat surel resmi afiliasi atau penulis jika diinginkan.

##### B. Penamaan Judul Bab dan Subbab

Bab merupakan suatu perangkat organisatorial yang memandu pembaca untuk membaca isi artikel

Anda. Terdapat dua jenis bab: bab utama (bab) dan subbab.

Bab utama mengidentifikasi komponen-komponen yang berbeda dalam artikel Anda dan tidak memiliki hubungan isi yang erat satu sama lainnya. Sebagai contoh PENDAHULUAN, DAFTAR PUSTAKA, dan UCAPAN TERIMA KASIH. Penulisan judul bab utama menggunakan huruf kapital dan penomoran angka Romawi.

Subbab merupakan isi yang dijabarkan lebih terstruktur dan memiliki relasi yang kuat. Penamaan subbab ditulis dengan menggunakan cara penulisan judul kalimat utama (*Capitalize Each Word*) dan penomorannya menggunakan huruf alfabet kapital secara berurutan. Untuk subsubbab, penamaan dan penomorannya mengikuti cara penamaan dan penomoran subbab diikuti angka Arab, seperti "A.1 Penulis", "A.1.1 Afiliasi Penulis".

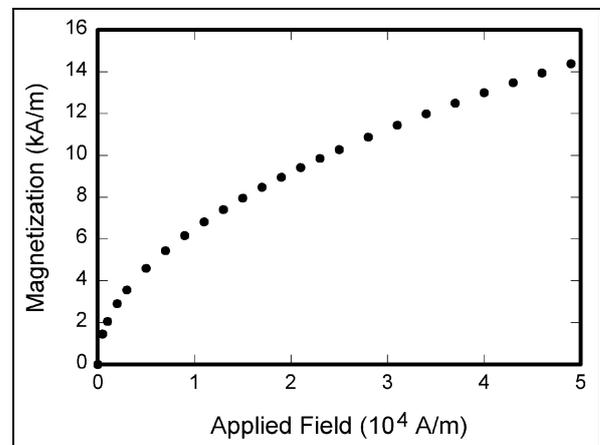
##### C. Gambar dan Tabel

Letakkan gambar dan tabel di atas atau di bawah kolom. Hindari posisi di tengah kolom. Gambar dan tabel yang besar dapat mengambil area dua kolom menjadi satu kolom. Judul gambar harus diletakkan di bawah gambar, sedangkan judul tabel harus diletakkan di atas tabel. Masukkan gambar dan tabel setelah mereka dirujuk di dalam isi artikel.

Tabel 1. Contoh tabel

Table Head	Table Column Head		
	Table column subhead	Subhead	Subhead
copy	More table copy		

Penamaan judul gambar dan tabel menggunakan cara penulisan kalimat biasa (*Sentence case*). Berikan jarak baris sebelum dan sesudah gambar atau tabel dengan kalimat penyertanya.



Gambar 1. Contoh gambar

## V. SIMPULAN

Bagian simpulan bukan merupakan keharusan. Meskipun suatu simpulan dapat memberikan gambaran mengenai intisari artikel Anda, jangan menduplikasi abstrak sebagai simpulan Anda. Sebuah simpulan dapat menekankan pada pentingnya penelitian yang Anda lakukan atau saran pengembangan penelitian selanjutnya yang dapat dikerjakan.

## LAMPIRAN

Jika diperlukan, Anda dapat menyisipkan lampiran-lampiran yang digunakan dalam artikel Anda sebelum UCAPAN TERIMA KASIH.

## UCAPAN TERIMA KASIH

Di bagian ini Anda dapat memberikan pernyataan atau ungkapan terima kasih pada pihak-pihak yang telah membantu Anda dalam pelaksanaan penelitian yang Anda lakukan.

## DAFTAR PUSTAKA

Untuk penamaan daftar pustaka, gunakan tanda kurung siku, seperti [1], secara berurutan dari awal rujukan dilakukan. Untuk merujuknya dalam kalimat, cukup gunakan [2], bukan “Rujukan [3]”, kecuali di awal sebuah kalimat, seperti “Rujukan [3] menggambarkan ....”

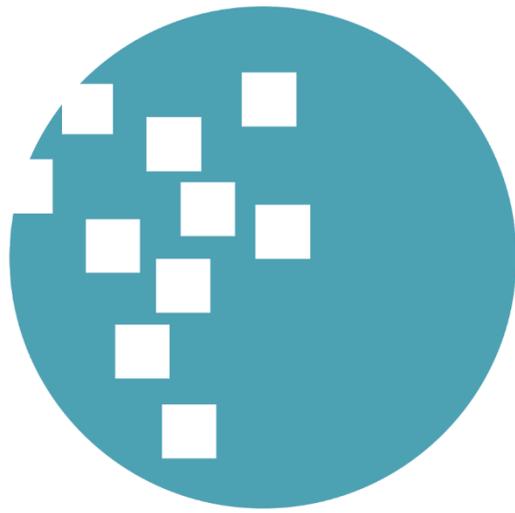
Penomoran catatan kaki dilakukan secara terpisah dengan *superscripts*. Letakkan catatan kaki tersebut di

bawah kolom dimana catatan kaki tersebut dirujuk. Jangan letakkan catatan kaki di dalam daftar pustaka.

Kecuali terdapat enam atau lebih penulis, jabarkan nama penulis tersebut satu-satu, jangan gunakan “dkk”. Artikel yang belum diterbitkan, meskipun sudah dikirim untuk diterbitkan, harus ditulis “belum terbit” [4]. Artikel yang sudah dikonfirmasi untuk diterbitkan, namun belum terbit, harus ditulis “proses cetak” [5]. Gunakan cara penulisan kalimat (*Sentence case*) untuk penulisan judul artikel.

Untuk artikel yang diterbitkan dalam jurnal terjemahan, tuliskan terlebih dahulu rujukan hasil terjemahannya, diikuti dengan jurnal aslinya [6].

- [1] G. Eason, B. Noble, dan I.N. Sneddon, “On certain integrals of Lipschitz-Hankel type involving products of Bessel functions,” *Phil. Trans. Roy. Soc. London*, vol. A247, hal. 529-551, April 1955.
- [2] J. Clerk Maxwell, *A Treatise on Electricity and Magnetism*, 3rd ed., vol. 2. Oxford: Clarendon, 1892, hal.68-73.
- [3] I.S. Jacobs dan C.P. Bean, “Fine particles, thin films and exchange anisotropy,” in *Magnetism*, vol. III, G.T. Rado and H. Suhl, Eds. New York: Academic, 1963, hal. 271-350.
- [4] K. Elissa, “Title of paper if known,” belum terbit.
- [5] R. Nicole, “Title of paper with only first word capitalized,” *J. Name Stand. Abbrev.*, proses cetak.
- [6] Y. Yorozu, M. Hirano, K. Oka, dan Y. Tagawa, “Electron spectroscopy studies on magneto-optical media and plastic substrate interface,” *IEEE Transl. J. Magn. Japan*, vol. 2, hal. 740-741, Agustus 1987 [Digests 9th Annual Conf. Magnetism Japan, hal. 301, 1982].
- [7] M. Young, *The Technical Writer’s Handbook*. Mill Valley, CA: University Science, 1989.



**UMN**

UNIVERSITAS  
MULTIMEDIA  
NUSANTARA

ISSN 2355-3286



9 772355 328009



Universitas Multimedia Nusantara  
Scientia Garden Jl. Boulevard Gading Serpong, Tangerang  
Telp. (021) 5422 0808 | Fax. (021) 5422 0800