

Sistem Autentikasi Biometrik Berbasis Fitur Spektrum Sinyal Elektroensefalografi

Jeff L. Gaol, Muhammad Rivai, dan Tasripan

Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

e-mail: muhammad_rivai@ee.its.ac.id

Abstrak—Sistem autentikasi terkini memiliki kelemahan, seperti kehilangan kartu dan kunci, dan rentannya keamanan saat memasukkan sandi dan *Personal Identification Number*. Sistem autentikasi biometrik, sidik jari dan retina, juga memiliki kelemahan, yaitu dapat ditiru penipu. Pada penelitian ini, digunakan sinyal elektroensefalografi (EEG) sebagai modalitas baru dalam autentikasi biometrik, karena sifatnya yang tidak sadar dan sulit diimitasi dengan artefak yang bukan organisme hidup. Konfigurasi elektroda yang digunakan adalah Fp2 untuk sinyal masukan, A1 referensi, dan A2 *common-mode*. Elektroda yang digunakan adalah elektroda Ag/AgCl sekali pakai. Perangkat keras instrumentasi sinyal EEG melingkupi filter *radio frequency interference*, proteksi, penguat instrumentasi, *common-mode rejection*, penghilang tegangan DC diferensial, penguat tak membalik, *low-pass filter* frekuensi *cut-off* 72Hz, *high-pass filter* 0,23Hz, *notch filter* 50Hz, isolasi, *adder*, dan dikonversi digital dengan ADS1115. Total penguatannya adalah 30.375,62x. Sinyal digital kemudian dikirim ke Arduino Nano dan diproses *Personal Computer* untuk pengolahan sinyal. Sinyal kemudian difilter Butterworth orde 3 frekuensi *cut-off* 4-14Hz, diberi *window* Hamming, dianalisis spektrum frekuensinya menggunakan *Fast Fourier Transform*, dikelompokkan dalam 128 bin, dan dinormalisasi. Fitur disimpan menggunakan Microsoft SQL Server dan dikenali Jaringan Syaraf Tiruan. Persentase keberhasilan verifikasi mencapai 96% untuk autentikasi lima subyek. Pembelajaran mesin kemudian diintegrasikan dengan antar-muka *real-time*, dan didapati keberhasilan verifikasi 80%.

Kata Kunci—Biometrik, EEG, Jaringan Syaraf Tiruan, Sinyal Alfa.

I. PENDAHULUAN

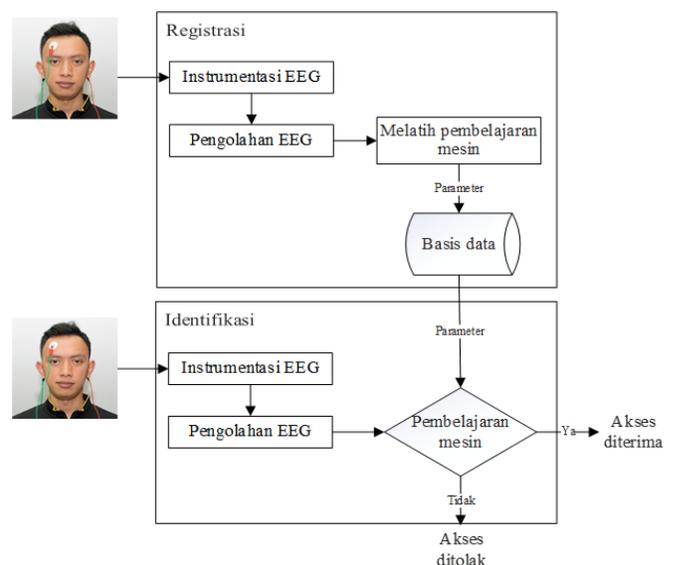
BERBAGAI sistem penyandian konvensional telah diciptakan untuk meningkatkan sistem keamanan, baik untuk mengamankan rumah, bank, laboratorium, dan lain-lain. Contoh sistem penyandian konvensional adalah menggunakan kata sandi, *Personal Identification Number* (PIN), kartu, dan kunci. Kelemahan sistem konvensional ini adalah mudahnya kehilangan kartu dan kunci, dan rentannya keamanan saat memasukkan kata sandi dan PIN [1]. Terdapat pula sistem penyandian biometrik yang menggunakan sidik jari yang dapat diimplementasikan pada pengamanan gudang senjata [2] atau bahkan retina sebagai modalitas lainnya [1], [3]. Namun, tidak semua orang memiliki sidik jari dan retina, sehingga menyebabkan permasalahan pada aspek universalitas sebagai sebuah fitur biometrik. Fitur biometrik tersebut juga memiliki kelemahan, yaitu dapat ditiru oleh penipu mengingat fitur ini terekspos pada tubuh [4], [5]. Hal tersebut membuat sistem penyandian terkini kurang aman mengingat berbagai alasan yang telah disebutkan. Oleh karena itu, sistem penyandian

perlu diperbaharui untuk meningkatkan keamanan.

Solusi yang ditawarkan untuk pembaharuan sistem penyandian adalah sistem penyandian biometrik berbasis elektroensefalografi (EEG). Sinyal EEG merupakan pengukuran arus yang mengalir selama eksitasi sinaptik dendrit dari banyak neuron [6]. Sinyal ini mampu mengatasi permasalahan hilangnya alat keamanan seperti kartu dan kunci. Selain itu, EEG juga aman dari *shoulder-surfing* dan juga selalu hadir selama manusia itu hidup, sehingga EEG memiliki fungsi terhadap deteksi hidupnya seseorang [1]. Sebagai tambahan, EEG juga tidak terekspos pada permukaan tubuh [5]. Oleh karena itu, EEG merupakan salah satu sistem penyandian biometrik yang sangat efektif untuk mengatasi permasalahan sistem penyandian terkini.

Namun, pendekatan konvensional untuk aplikasi sinyal EEG terkini sebagai modalitas autentikasi biometrik adalah tidak efektif karena membutuhkan banyak elektroda sebagai sensor dan durasi pengukuran yang lama [1]. Pemasangan banyak elektroda untuk melakukan akuisisi membuat pengguna tidak nyaman, sehingga pada penelitian ini digunakan sensor tunggal untuk melakukan akuisisi sinyal EEG.

Untuk meningkatkan kenyamanan pengguna, maka digunakan pengukuran waktu jangka pendek menggunakan satu *lead* untuk akuisisi sinyal EEG. Ekstraksi fitur dari sinyal EEG dilakukan menggunakan *Fast Fourier Transform*, sehingga dihasilkan fungsi frekuensi dari sinyal. Untuk melakukan identifikasi pengguna digunakan pembelajaran mesin.



Gambar 1. Diagram blok alur sistem autentikasi.

Pada penelitian ini digunakan spektrum dari gelombang alfa yang memiliki frekuensi 8-13Hz [6]. Gelombang alfa akan terdeteksi ketika pengguna menutup mata dan relaks. Penggunaannya memiliki keuntungan karena pengguna tidak perlu melakukan apa pun untuk melakukan autentikasi alias merupakan autentikasi tidak sadar.

II. METODE PENELITIAN

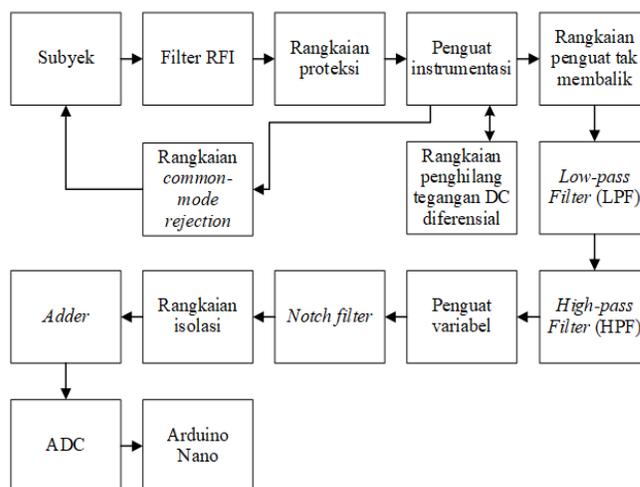
A. Diagram Blok Sistem

Dalam proses autentikasi, sistem autentikasi biometrik dirancang untuk memiliki dua alur, yaitu registrasi dan identifikasi, seperti yang terlihat pada Gambar 1. Registrasi dilakukan dengan melakukan lima kali akuisisi dengan durasi 30 detik untuk tiap-tiap akuisisi, sehingga sinyal elektroensefalografi subyek dapat dikenali oleh sistem autentikasi. Identifikasi merupakan sebuah alur untuk pengguna yang telah terdaftar pada sistem agar dapat dikenali dengan melakukan satu kali akuisisi saja.

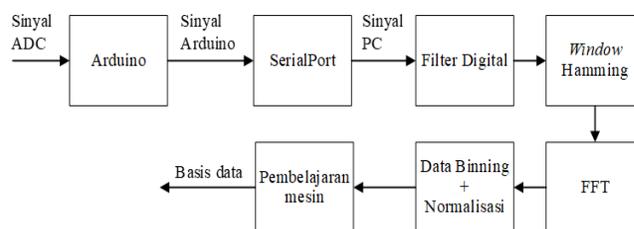
Dalam melakukan akuisisi, sistem akan mengakuisisi sinyal elektroensefalografi (EEG) menggunakan instrumentasi EEG dengan serangkaian komponen perangkat keras. Kemudian, sinyal EEG akan diolah melalui perangkat lunak, sehingga fitur dari sinyal EEG dapat diekstrak. Dalam registrasi, fitur akan digunakan untuk melatih pembelajaran mesin dan dihasilkan parameter yang disimpan dalam basis data. Untuk proses identifikasi, fitur akan dikenali menggunakan parameter yang telah tersimpan, sehingga menghasilkan keluaran berupa 'akses diterima' dan 'akses ditolak'.

B. Perancangan Perangkat Keras

Untuk melakukan akuisisi sinyal elektroensefalografi (EEG), dibutuhkan serangkaian komponen perangkat keras yang terdiri dari seperangkat penguat beda (satu untuk tiap kanal) dan diikuti beberapa filter yang berperan sebagai instrumentasi EEG [7], seperti yang terlihat pada Gambar 2. Ekspektasi penguatan total yang dapat diberikan oleh perangkat ini adalah 20.655x. Pada tahap awal instrumentasi, sinyal yang diperoleh dari elektroda harus difilter menggunakan filter *radio frequency interference* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 360Hz [8]. Rangkaian proteksi juga diberikan untuk mengamankan rangkaian instrumentasi EEG dengan membatasi tegangan masukan agar tetap dalam jangkauan -12V hingga 12V [9]. Rangkaian penguat instrumentasi direalisasikan menggunakan INA128P dengan penguatan sebesar 11,64x. Untuk mengurangi DC *offset*, rangkaian penghilang tegangan DC diferensial digunakan dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0,05Hz yang keluarannya akan diberikan pada pin *reference* pada penguat instrumentasi [10]. Rangkaian *common-mode rejection* juga telah didesain agar dapat mengurangi sinyal *common-mode* dengan memberikan umpan balik negatif kepada subyek dengan penguatan sebesar 50,48x [11]. Pada tahap penguatan kedua, sinyal akan dikuatkan oleh rangkaian penguat tak membalik sebesar 51x yang juga harus berperan sebagai *Low-pass Filter* (LPF) dengan frekuensi *cut-off* sebesar 51x [12]. Dalam melakukan filter, dibutuhkan LPF orde 6 dengan frekuensi



Gambar 2. Diagram blok perangkat keras EEG.



Gambar 3. Diagram blok perangkat lunak EEG.

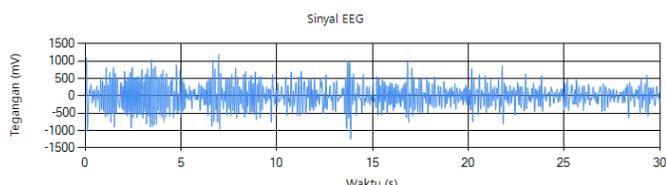
cut-off sebesar 72Hz dan *High-pass Filter* (HPF) sebesar 0,23Hz yang digunakan untuk meredam interferensi pergerakan elektroda dan komponen DC, serta melakukan filter frekuensi tinggi untuk meredam jala-jala listrik dan distorsi sinyal otot [12]. Dengan adanya toleransi pada nilai rangkaian, dibutuhkan penguat variabel dengan jangkauan penguatan dengan rentang 2x-101x. Untuk melakukan peredaman sinyal 50Hz, dibutuhkan sebuah *notch filter*. Rangkaian isolasi juga digunakan untuk mengurangi interferensi sinyal 50Hz dan mengisolasi pasien dari peralatan yang terhubung dengan jalur suplai daya komersial, mengingat arus yang boleh melewati subyek harus kurang dari 10 μ A [9], [12]. Pada tahap akhir, rangkaian *adder* diberikan untuk menaikkan level tegangan agar sinyal dapat terbaca oleh *Analog-to-Digital Converter* ADS1115 16-bit yang memiliki jangkauan dari 0V-5V. Sinyal digital dari ADS1115 akan dikirim menuju Arduino Nano untuk diolah lebih lanjut pada *Personal Computer*.



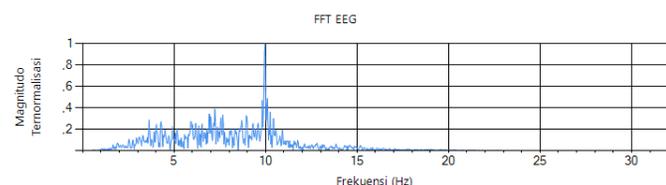
Gambar 4. Perangkat keras sistem autentikasi.



Gambar 5. Proses akuisisi sinyal EEG.



Gambar 6. Hasil plot sinyal EEG yang telah diakuisisi perangkat keras.



Gambar 7. Hasil FFT sinyal EEG yang telah diolah oleh perangkat lunak.

C. Perancangan Perangkat Lunak

Sinyal kemudian diproses *Personal Computer* yang telah dikirimkan via *SerialPort*. Sinyal kemudian dapat difilter secara digital pada domain waktu menggunakan *Low-pass Filter* Butterworth orde 3 dengan frekuensi *cut-off* sebesar 14Hz dan *High-pass Filter* Butterworth orde 3 sebesar 4Hz [13]. *Window* juga digunakan untuk mengatasi *leakage* pada transformasi Fourier [14]. Untuk sinyal alfa, *window* yang sesuai adalah *window* Hamming dengan *Signal-to-Noise Ratio* yang cukup tinggi [15]. Kemudian ekstraksi fitur sinyal elektroensefalografi (EEG) dilakukan dengan *Fast Fourier Transform* (FFT), algoritma efisien untuk kalkulasi *Discrete Fourier Transform* [14], sehingga dihasilkan 1.024 spektrum tunggal. Hasil FFT kemudian dikelompokkan ke dalam sejumlah bin (1.024, 128 atau 64 bin) dan dinormalisasi. Kemudian, fitur dikenali *framework* Accord.NET, pustaka pembelajaran mesin untuk C# yang dibuat oleh César Roberto de Souza [16], dengan Mesin Vektor Pendukung yang mengklasifikasikan dengan *class boundaries* [17], dan Jaringan Syaraf Tiruan (JST) yang terdiri dari neuron yang berperan sebagai sebuah syaraf biologis [18]. Berbagai penelitian sebelumnya telah menggunakan JST untuk pengenalan pola hasil ekstraksi dari fitur *Mel Frequency Cepstrum Coefficient* dan *Fast Fourier Transform* [19], pengenalan pola suara sinyal kerusakan motor listrik [14], dan lain-lain. Identitas subyek juga disimpan dengan Microsoft SQL Server.

D. Pengujian Sistem

Setelah melakukan realisasi perangkat keras dan perangkat

lunak, maka akan dilakukan pengujian untuk memvalidasi sistem akuisisi sinyal elektroensefalografi (EEG), dengan melakukan pengukuran EEG secara *real-time*. Hal ini berguna untuk membuktikan bahwa masing-masing komponen perangkat keras dan algoritma pada perangkat lunak dapat bekerja sebagaimana mestinya. Pada tahap ini, akan ditentukan penguatan total yang dapat diberikan perangkat keras, sehingga sinyal EEG dapat terbaca oleh perangkat lunak.

E. Analisis Data

Setelah melakukan realisasi perangkat keras dan perangkat lunak, maka akan dilakukan analisis data untuk mengetahui jenis sistem yang tepat dalam melakukan autentikasi biometrik. Analisis data dilakukan dengan melakukan studi analisis konfigurasi pemasangan elektroda (dengan jenis *Ag/AgCl reusable* atau *disposable*) yang tepat dan praktis dalam akuisisi sinyal elektroensefalografi, properti sinyal alfa yang mendukung sebagai fitur autentikasi biometrik dengan melakukan studi beda waktu pada satu subyek, korelasi silang secara intra-kelas dan inter-kelas pada lima subyek dengan lima kali akuisisi, dan jenis pembelajaran mesin yang optimum untuk melakukan autentikasi dengan pustaka Accord.NET dengan mengetahui nilai persentase verifikasi.

F. Implementasi Sistem

Langkah selanjutnya adalah melakukan implementasi sistem berdasarkan analisis data yang telah dilakukan sebelumnya. Sistem yang terpilih akan diaplikasikan pada sebuah program berbasis C# yang dapat melakukan proses registrasi dan identifikasi secara *real-time*.

III. HASIL DAN DISKUSI

A. Pengujian Perangkat Keras dan Perangkat Lunak

Tabel 1.
Nilai korelasi silang untuk akuisisi pada waktu yang berbeda

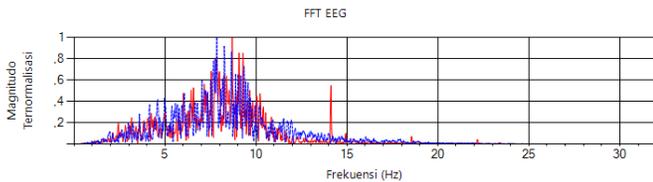
Korelasi silang	Hari ke-1	Hari ke-2	Hari ke-3
Hari ke-1		0,70	0,65
Hari ke-2			0,73
Hari ke-3			
	Rata-rata		0,69

Tabel 2.
Rata-rata korelasi silang intra-kelas untuk lima subyek.

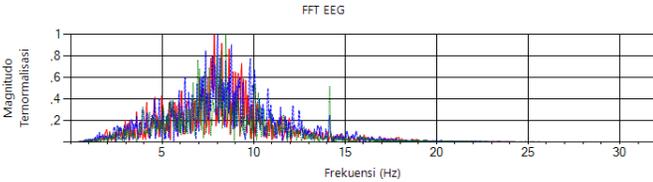
Subyek	Rata-rata Korelasi Silang		
	1.024 bin	128 bin	64 bin
A	0,70	0,91	0,95
B	0,69	0,90	0,94
C	0,69	0,88	0,92
D	0,70	0,90	0,95
E	0,70	0,91	0,96
Rata-rata	0,70	0,90	0,94

Tabel 3.
Rata-rata korelasi silang inter-kelas untuk lima subyek.

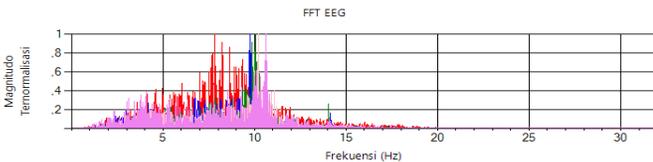
Jumlah Bin	Rata-rata Korelasi Silang
1.024 bin	0,56
128 bin	0,72
64 bin	0,77



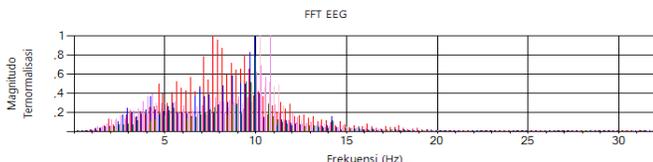
Gambar 8. Hasil FFT sinyal EEG untuk konfigurasi untuk elektroda Ag/AgCl reusable (merah) dan konfigurasi untuk elektroda Ag/AgCl disposable (biru).



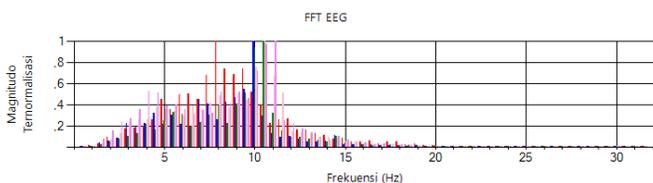
Gambar 9. Hasil FFT sinyal EEG untuk hari ke-1 (merah), hari ke-4 (biru), dan hari ke-6 (hijau).



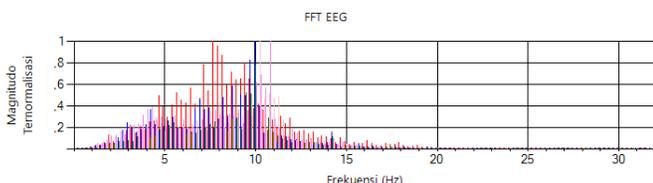
Gambar 10. Hasil FFT sinyal EEG untuk subyek A (merah), subyek B (biru), subyek C (hijau), subyek D (merah muda), dan subyek E (ungu) dengan 1.024 bin.



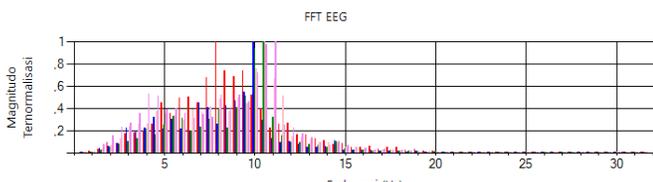
Gambar 11. Hasil FFT sinyal EEG untuk subyek A (merah), subyek B (biru), subyek C (hijau), subyek D (merah muda), dan subyek E (ungu) dengan 128 bin.



Gambar 12. Hasil FFT sinyal EEG untuk subyek A (merah), subyek B (biru), subyek C (hijau), subyek D (merah muda), dan subyek E (ungu) dengan 64 bin.



Gambar 11. Hasil FFT sinyal EEG untuk subyek A (merah), subyek B (biru), subyek C (hijau), subyek D (merah muda), dan subyek E (ungu) dengan 128 bin.



Gambar 12. Hasil FFT sinyal EEG untuk subyek A (merah), subyek B (biru), subyek C (hijau), subyek D (merah muda), dan subyek E (ungu) dengan 64 bin.

Gambar 4 merujuk pada hasil dari perangkat keras yang berperan sebagai instrumentasi sinyal elektroensefalografi (EEG). Dalam melakukan pengujian, sinyal EEG dari subyek yang berusia 20 tahun diakuisisi dengan kondisi mata terpejam dan relaks, sehingga sinyal alfa dapat terlihat. Kondisi pengujian dapat dilihat pada Gambar 5. Konfigurasi elektroda yang digunakan untuk mengakuisisi sinyal alfa adalah Fp2 untuk sinyal masukan, A2 untuk referensi, dan A1 untuk *common-mode* [20]. Sinyal diakuisisi selama 30 detik.

Gambar 6 merujuk pada data perekaman sinyal EEG yang telah dilakukan. Untuk mendapatkan sinyal tersebut, berikut adalah konfigurasi pada perangkat keras: (1) penguat instrumentasi dengan penguatan sebesar 17,53x, (2) penguat tak membalik sebesar 46,92x, dan (3) penguat variabel sebesar 19,40x. Total penguatan yang diberikan agar sinyal EEG dapat terbaca hingga perangkat lunak adalah 3×10^4 x. Gambar 7 merujuk pada hasil algoritma *Fast Fourier Transform* yang dilakukan pada perangkat lunak. Terlihat bahwa terdapat spektrum frekuensi tunggal pada 10Hz yang dimiliki subyek. Spektrum tersebut dapat dikategorikan sebagai frekuensi dari sinyal alfa. Hal ini menunjukkan bahwa sistem secara keseluruhan dapat melakukan ekstraksi fitur.

B. Analisis Konfigurasi Pemasangan Elektroda

Pada studi ini akan diuji dua konfigurasi elektroda. Pertama, digunakan elektroda jenis Ag/AgCl reusable dengan konfigurasi Oz untuk sinyal masukan, A1 untuk referensi, dan Fpz untuk *common-mode*. Elektroda kedua adalah jenis Ag/AgCl disposable dengan konfigurasi Fp2 untuk sinyal masukan, A2 untuk referensi, dan A1 untuk *common-mode*. Hasil *Fast Fourier Transform* dari kedua konfigurasi dapat dilihat pada Gambar 8. Korelasi silang dari kedua sinyal adalah sebesar 0,72. Hal ini menunjukkan bahwa kedua konfigurasi dapat menghasilkan spektrum frekuensi yang serupa. Namun, dengan mempertimbangkan kemudahan instalasi, konfigurasi elektroda Ag/AgCl disposable akan digunakan untuk eksperimen selanjutnya.

C. Analisis Properti Sinyal Alfa

Sebagai sebuah fitur biometrik, maka harus dipastikan bahwa sinyal elektroensefalografi (EEG) dari subyek adalah permanen [21]. Oleh karena itu, dilakukan pengujian dengan 1.024 bin subyek A untuk waktu yang berbeda.

Gambar 9 merujuk pada spektrum frekuensi sinyal EEG untuk akuisisi pada hari ke-1, ke-4, dan ke-6. Tabel 1 merujuk pada korelasi silang yang telah dilakukan pada spektrum frekuensi yang telah diambil pada waktu yang berbeda-beda. Terlihat bahwa nilai rata-rata korelasi silang beda waktu cenderung identik. Berdasarkan pengujian ini, dapat diketahui bahwa spektrum frekuensi sinyal EEG adalah permanen.

Selain memiliki sifat permanen, sinyal EEG juga harus memiliki nilai korelasi silang intra-kelas yang identik. Untuk melakukan pengujian, dilakukan studi terhadap lima subyek dengan jumlah bin yang divariasikan dengan lima kali akuisisi.

Gambar 10 merupakan hasil FFT untuk lima subyek dengan 1.024 bin untuk satu kali akuisisi, gambar 11 untuk 128 bin, dan gambar 12 untuk 64 bin. Tabel 2 merujuk pada

Tabel 4.
Analisis persentase verifikasi untuk 1.024 bin.

Mesin	Jumlah Neuron	Iterasi	Waktu Eksekusi	Eror	Persentase Verifikasi	
					Data yang Sama	Data yang Beda
Mesin Vektor Pendukung			24 detik		84%	44%
		10.000	38 detik	3×10^{-4}	100%	92%
Jaringan Syaraf Tiruan	10	100.000	4 menit 24 detik	9×10^{-5}	100%	84%
		1.000.000	1 jam 17 menit 13 detik	4×10^{-5}	100%	96%
		10.000	2 menit 4 detik	4×10^{-4}	100%	80%
	100	100.000	13 menit 50 detik	1×10^{-4}	100%	88%
		1.000.000	3 jam 10 menit 45 detik	2×10^{-4}	100%	72%
		10.000	27 menit 57 detik	5×10^{-4}	100%	80%
1.000	100.000	3 jam 30 menit 55 detik	5×10^{-4}	100%	92%	
	1.000.000	23 jam 41 menit 13 detik	3×10^{-3}	100%	48%	

Tabel 5.
Analisis persentase verifikasi untuk 128 bin.

Mesin	Jumlah Neuron	Iterasi	Waktu Eksekusi	Eror	Persentase Verifikasi	
					Data yang Sama	Data yang Beda
Mesin Vektor Pendukung			1 detik		76%	52%
		10.000	50 detik	2×10^{-4}	100%	88%
Jaringan Syaraf Tiruan	10	100.000	11 menit 13 detik	6×10^{-5}	100%	92%
		1.000.000	48 menit 19 detik	4×10^{-5}	100%	96%
		10.000	1 menit 4 detik	4×10^{-4}	100%	84%
	100	100.000	18 menit 34 detik	1×10^{-4}	100%	88%
		1.000.000	1 jam 5 menit 10 detik	5×10^{-5}	100%	96%
		10.000	5 menit 22 detik	1×10^{-3}	100%	88%
1.000	100.000	51 menit 52 detik	8×10^{-4}	100%	80%	
	1.000.000	3 jam 41 menit 25 detik	3×10^{-4}	100%	56%	

Tabel 6.
Analisis persentase verifikasi untuk 64 bin.

Mesin	Jumlah Neuron	Iterasi	Waktu Eksekusi	Eror	Persentase Verifikasi	
					Data yang Sama	Data yang Beda
Mesin Vektor Pendukung			1 detik		60%	64%
		10.000	1 menit 23 detik	2×10^{-4}	100%	84%
Jaringan Syaraf Tiruan	10	100.000	11 menit 39 detik	1×10^{-4}	100%	96%
		1.000.000	1 jam 6 menit 17 detik	5×10^{-5}	100%	96%
		10.000	1 menit 50 detik	1×10^{-3}	100%	92%
	100	100.000	15 menit 11 detik	1×10^{-3}	100%	92%
		1.000.000	1 jam 14 menit 40 detik	2×10^{-4}	100%	88%
		10.000	3 menit 51 detik	4×10^{-4}	100%	76%
1.000	100.000	24 menit 40 detik	1×10^{-3}	100%	76%	
	1.000.000	3 jam 9 menit 10 detik	5×10^{-4}	100%	84%	

nilai rata-rata korelasi silang intra-kelas untuk lima subyek. Terlihat bahwa nilai korelasi silang untuk subyek yang sama cenderung identik dengan nilai 0,70 untuk 1.024 bin, 0,90 untuk 128 bin, dan 0,93 untuk 64 bin. Selain itu, diketahui pula bahwa semakin kecil ukuran bin, maka korelasi silang untuk subyek yang sama semakin membesar, yaitu pada 64 bin dengan nilai 0,94.

Kemudian dilakukan studi terhadap properti sinyal EEG yang harus memiliki nilai korelasi silang inter-kelas yang tidak identik. Tabel 3 merujuk pada nilai rata-rata korelasi silang inter-kelas untuk lima subyek. Terlihat bahwa nilai korelasi silang untuk yang berbeda cenderung berada di bawah nilai korelasi silang untuk subyek yang sama dengan nilai 0,56 untuk 1.024 bin, 0,72 untuk 128 bin, dan 0,77 untuk 64 bin.

Selain itu, diketahui bahwa semakin kecil ukuran bin, maka korelasi silang untuk subyek yang berbeda semakin membesar, yaitu pada 64 bin dengan nilai 0,77.

D. Analisis Pembelajaran Mesin

Terdapat dua jenis pembelajaran mesin yang diusulkan untuk dapat digunakan dalam sistem autentikasi biometrik ini, yaitu Mesin Vektor Pendukung dan Jaringan Syaraf Tiruan. Untuk mengetahui pembelajaran mesin yang optimum, dilakukan akuisisi sinyal elektroensefalografi (EEG) pada lima subyek. Akuisisi dilakukan sebanyak sepuluh kali secara berurutan, dengan lima data untuk data latih dan lima data untuk data uji. Pengujian akan dilakukan dengan menggunakan 1.024 bin, 128 bin, dan 64 bin.

Tabel 7.
Pengujian program antar-muka dengan pembelajaran mesin terpilih.

Subyek Realita	Subyek Hasil Identifikasi	Cocok (Ya/Tidak)
A	A	Ya
B	B	Ya
B	C	Tidak
B	B	Ya
B	C	Tidak
B	C	Tidak
C	C	Ya

Dari Tabel 4, 5, dan 6, dapat diketahui bahwa persentase verifikasi tertinggi untuk 1.024 dan 128 bin dengan menggunakan Jaringan Syaraf Tiruan (JST) 10 neuron dan iterasi 1×10^6 adalah 96%. Persentase serupa juga dimiliki oleh JST dengan 10 neuron pada iterasi 1×10^5 dan 1×10^6 . Dari Tabel 5 diketahui bahwa JST dengan 10 neuron, iterasi 1×10^6 , dan masukan 128 bin memiliki waktu eksekusi yang lebih cepat dibandingkan dengan kedua JST dengan jumlah neuron dan iterasi yang sama. Selain itu, eror yang dimiliki oleh JST 10 neuron, iterasi 1×10^6 , dan masukan 128 bin ini juga memiliki eror sebesar 3×10^{-5} yang jauh lebih kecil dibandingkan dengan JST lainnya.

E. Implementasi Sistem

Dengan menggunakan Jaringan Syaraf Tiruan (JST) dengan 10 neuron, iterasi 1×10^6 , dan masukan 128 bin yang memiliki persentase verifikasi sebesar 96%, maka program antar-muka diprogram ulang agar dapat berjalan pada pembelajaran mesin terpilih. Tabel 7 merujuk pada perbandingan antara identitas subyek realita dan identitas subyek hasil identifikasi menggunakan integrasi antara program antar-muka dan pembelajaran mesin terpilih secara *real-time*. Terlihat bahwa dalam program antar-muka *real-time* ini, persentase verifikasi adalah 80% pada tiga subyek.

IV. KESIMPULAN

Berdasarkan percobaan yang telah dilakukan, didapati beberapa kesimpulan.

- 1) Sinyal elektroensefalografi (EEG) dapat diakuisisi dengan perangkat keras instrumentasi satu *lead* berbasis Arduino Nano dengan penguatan sebesar 3×10^4 .
- 2) Elektroda Ag/AgCl *disposable* dapat digunakan untuk akuisisi sinyal EEG dengan konfigurasi pemasangan elektroda berupa Fp2 untuk sinyal masukan, A2 untuk referensi, dan A1 untuk *common-mode*.
- 3) Metode agar sinyal EEG dapat menjadi fitur autentikasi dengan persentase verifikasi 96% adalah dengan

melakukan filter digital Butterworth orde 3 lebar pita 4-14Hz, *window* Hamming, *Fast Fourier Transform* berbasis Accord.Math, 128 bin, normalisasi, dan dikenali menggunakan Jaringan Syaraf Tiruan dengan 10 neuron dan iterasi 1×10^6 .

- 4) Program antar-muka yang telah mengimplementasikan metode pengolahan sinyal EEG terpilih berbasis .NET memiliki persentase verifikasi 80%.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] I. Nakanishi, S. Baba, dan C. Miyamoto, "EEG based biometric authentication using new spectral features," 2009, hlm. 651–654.
- [2] Candra Yudianto, Muhammad Rivai, dan Tasripan, "Sistem Pengamanan Gudang Senjata menggunakan RFID dan Sidik Jari," *J. Tek. ITS*, vol. 7, 2018.
- [3] A. K. Jain, P. Flynn, dan A. A. Ross, Ed., *Handbook of biometrics*. New York, NY: Springer, 2008.
- [4] T. Matsumoto, H. Matsumoto, K. Yamada, dan S. Hishino, "Impact of Artificial 'Gummy' Fingers on Fingerprint Systems," *Proc SPIE*, vol. 4677, hlm. 275–289, Jan 2002.
- [5] C. Miyamoto, S. Baba, dan I. Nakanishi, "Biometric person authentication using new spectral features of electroencephalogram (EEG)," 2009, hlm. 1–4.
- [6] S. Sanei dan J. Chambers, *EEG signal processing*. Chichester, England; Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2007.
- [7] M. Teplan, "Fundamentals of EEG Measurements," *Meas. Sci. Rev.*, vol. 2, 2002.
- [8] Charles Kitchin dan Lew Counts, *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifier 3rd Edition*. 2007.
- [9] L. Zhang, X. Guo, X. Wu, dan B. Zhou, "Low-cost circuit design of EEG signal acquisition for the brain-computer interface system," 2013, hlm. 245–250.
- [10] Thomas Kugelstadt, "Getting the most out of your instrumentation amplifier design," *Analog Appl. J.*, 4Q 2005.
- [11] A. Webb, *Principles of biomedical instrumentation*. Cambridge, United Kingdom; New York, NY, USA: Cambridge University Press, 2018.
- [12] Fathan Nur Hakim, Achmad Arifin, dan Tasripan, "Rancang Bangun Sistem Kontrol Navigasi Kursi Roda Listrik menggunakan Sinyal EEG," Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2017.
- [13] S. Winder, *Analog and digital filter design*, 2. ed. Amsterdam: Newnes, 2002.
- [14] Muhammad Rivai, Tasripan, dan Sumandari, "Pengenalan Pola Sinyal Suara Kerusakan Motor Listrik menggunakan Neural Network," *J. Electr. Electron. Eng.*, vol. 5, Okt 2007.
- [15] M. A. Hassan dan E. A. Mahmoud, "A Comparison between Windowing FIR Filters for Extracting the EEG Components," *J. Biosens. Bioelectron.*, vol. 06, no. 04, 2015.
- [16] C. R. Souza, "The Accord.NET Framework." São Carlos, Brazil, Des-2014.
- [17] L. Wang, Ed., *Support vector machines: theory and applications*. Berlin: Springer, 2005.
- [18] Helmy Widyantara, Muhammad Rivai, dan Djoko Purwanto, "Neural Network for Electronic Nose using Field Programmable Analog Arrays," *Int. J. Electr. Comput. Eng. IJECE*, vol. 2, hlm. 739–747, Des 2012.
- [19] F. Budiman, M. A. Nursyeha, M. Rivai, dan Suwito, "Pengenalan Suara Burung Menggunakan Mel Frequency Cepstrum Coefficient dan Jaringan Syaraf Tiruan pada Sistem Pengusir Hama Burung," *J. Nas. Tek. ELEKTRO*, vol. 5, no. 1, Mar 2016.
- [20] N. Na dan H.-J. Suk, "Adaptive display luminance for viewing smartphones under low illuminance," *Opt. Express*, vol. 23, no. 13, hlm. 16912, Jun 2015.
- [21] A. K. Jain, Ed., *Biometrics: personal identification in networked society*, 1. softcover print. New York, NY: Springer, 2006.