

**PERBANDINGAN KONFIGURASI MONTAGE
PADA KLASIFIKASI GELOMBANG OTAK
BERDASARKAN STIMULASI BINAURAL BEATS
MENGUNAKAN METODE RANDOM FOREST**

SKRIPSI

Diajukan untuk Memenuhi Sebagian Syarat Guna
Memperoleh Gelar Sarjana Fisika dalam Ilmu Fisika



Diajukan Oleh:

RIZAL KRISDIYANTO

NIM : 2008026011

**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI WALISONGO
SEMARANG
2024**

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertandatangan di bawah ini:

Nama : Rizal Krisdiyanto

Nim : 2008026011

Jurusan : Fisika

Menyatakan bahwa skripsi yang berjudul:

**PERBANDINGAN KONFIGURASI MONTAGE PADA
KLASIFIKASI GELOMBANG OTAK BERDASARKAN
STIMULASI BINAURAL BEATS MENGGUNAKAN METODE
RANDOM FOREST**

Secara keseluruhan adalah hasil penelitian/karya saya sendiri,
kecuali bagian tertentu yang dirujuk sumbernya.

Semarang, 25 Juni 2024

Pembuat Pernyataan



Rizal Krisdiyanto

Nim: 2008026011



**KEMENTERIAN AGAMA REPUBLIK INDONESIA
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI WALISONGO SEMARANG
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI**

Alamat: Jln Prof. Dr. Hamka, Km 3, Semarang, Telp. 02476433366 Semarang 50185
Email: fst@walisongo.ac.id. Web: <http://fst.walisongo.ac.id>

PENGESAHAN

Naskah skripsi berikut ini:

Judul : Perbandingan Konfigurasi Montage Pada Klasifikasi Gelombang Otak
Berdasarkan Stimulasi Binaural Beats Menggunakan Metode Random Forest

Penulis : Rizal Krisdiyanto

NIM : 2008026011

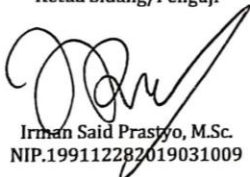
Program Studi : Fisika

Telah diujikan dalam sidang tugas akhir oleh Dewan Penguji Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo Semarang dan dapat diterima sebagai salah satu syarat memperoleh gelar sarjana dalam Ilmu Fisika.

Semarang, 27 Juni 2024

Dewan Penguji,

Ketua Sidang/Penguji


Irman Said Prasetyo, M.Sc.
NIP.199112282019031009

Penguji Utama I

Sekretaris Sidang/Penguji


Qisthi Fattyani, M.Pd.
NIP.198912162019032017

Penguji Utama II


Muhammad Ardi Khalif, M.Sc.
NIP.198210092011011010

Pembimbing I


Heni Sumarti, M.Si.
NIP.198710112019032009




Sheila Rully Anggita, S.Pd., M.Si.
NIP.199005052019032017

Pembimbing II


Dr. Hamdan Hadi Kusuma, M.Sc.
NIP.197703202009121002

NOTA DINAS

Semarang, 25 Juni 2024

Yth. Ketua Program Studi Fisika
Fakultas Sains dan Teknologi
UIN Walisongo Semarang

Assalamu'alaikum. wr. Wb

Dengan ini diberitahukan bahwa saya telah melakukan bimbingan, arahan, dan koreksi naskah skripsi dengan :

Judul : Perbandingan Konfigurasi Montage pada
Klasifikasi Gelombang Otak Berdasarkan
Stimulasi Binaural Beats Menggunakan Metode
Random Forest

Nama : Rizal Krisdiyanto

NIM : 2008026011

Jurusan : Fisika

Saya memandang bahwa skripsi tersebut sudah dapat diajukan kepada Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo untuk diujikan dalam sidang Munaqosyah.

Wassalamu'alaikum wr. wb

Pembimbing I,



Heni Sumarti, M.Si

NIP. 198710112019032009

NOTA DINAS

Semarang, 25 Juni 2024

Yth. Ketua Program Studi Fisika
Fakultas Sains dan Teknologi
UIN Walisongo Semarang

Assalamu'alaikum. wr. Wb

Dengan ini diberitahukan bahwa saya telah melakukan bimbingan, arahan, dan koreksi naskah skripsi dengan :

Judul : Perbandingan Konfigurasi Montage pada
Klasifikasi Gelombang Otak Berdasarkan
Stimulasi Binaural Beats Menggunakan Metode
Random Forest

Nama : Rizal Krisdiyanto

NIM : 2008026011

Jurusan : Fisika

Saya memandang bahwa skripsi tersebut sudah dapat diajukan kepada Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo untuk diujikan dalam sidang Munaqosyah.

Wassalamu'alaikum wr. wb

Pembimbing II,



Dr. Hamdan Hadi Kusuma, M.Sc
NID. 197703202009129002

ABSTRAK

Konfigurasi montage dalam elektroensefalogram (EEG) mengacu pada pengaturan elektroda dan metode pengolahan sinyal yang digunakan. Terdapat berbagai jenis konfigurasi montage yang dapat digunakan dalam analisis EEG, seperti *ear reference montage*, *longitudinal bipolar montage*, dan *transverse bipolar montage*. Penelitian ini bertujuan untuk membandingkan variasi *montage* dengan stimulasi binaural beats. Perekaman EEG dilakukan dua kali dengan durasi satu menit tanpa stimulasi dan satu menit dengan stimulasi binaural beats pada 20 responden tanpa gangguan neurologis, yang disebut sebagai sinyal EEG normal. Hasil perekaman dianalisis menggunakan analysis graph pada perangkat lunak EEG dengan variasi *montage ear reference*, *longitudinal bipolar*, dan *transverse bipolar*. Selanjutnya, data diklasifikasikan menggunakan metode Random Forest dengan aplikasi Weka. Hasil Akurasi yang diperoleh menggunakan *montage ear reference* adalah 90%, *montage longitudinal bipolar* 75%, dan *montage transverse bipolar* 67,5%. Hal tersebut menunjukkan bahwa *montage ear reference* merupakan konfigurasi terbaik untuk merekam sinyal EEG pada responden tanpa gangguan neurologis dibandingkan dengan *montage bipolar longitudinal* dan *bipolar transversal*.

Kata kunci : Perbandingan Montage, Binaural Beats, EEG

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis mampu menyelesaikan skripsi dengan judul "Perbandingan Konfigurasi Montage pada Klasifikasi Gelombang Otak Berdasarkan Stimulasi Binaural Beats Menggunakan Metode Random Forest". Skripsi ini disusun sebagai salah satu syarat untuk kelulusan di Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri (UIN) Walisongo Semarang.

Penulisan skripsi ini tidak lepas dari bantuan, dukungan, dan bimbingan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, dengan segala hormat, penulis ingin menyampaikan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Prof, Nizar, M.Ag. selaku Rektor Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang, yang telah memberikan kesempatan dan fasilitas yang diperlukan dalam menyelesaikan skripsi.
2. Prof. Dr. H. Musahadi, M.Ag. selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi yang telah memberikan kesempatan dan fasilitas yang diperlukan dalam menyelesaikan skripsi.
3. Alwiyah Nurhayati, M.Si., Ph.D. selaku Ketua Program Studi Fisika yang telah memberikan arahan dan dukungan selama penulis menyelesaikan skripsi ini.

4. Heni Sumarti, M.Si. selaku pembimbing pertama yang dengan sabar memberikan bimbingan, arahan, dan masukan yang sangat berharga dalam penyusunan skripsi ini.
5. Dr. Hamdan Hadi Kusuma, M.Sc. selaku pembimbing kedua yang telah memberikan bimbingan dalam menyusun skripsi ini.
6. Segenap para Dosen Fakultas Sains dan Teknologi yang telah memberikan ilmu dan pengalaman yang sangat berarti selama masa perkuliahan.
7. Orang tua dan kakak tercinta yang selalu mendoakan dan memberikan dukungan di segala kondisi serta selaku penyangga dana utama dalam segala hal sehingga penulis menyelesaikan skripsi ini.
8. Teman-teman Fisika Medis 2020, Amirul, Risma, dan Tika yang telah memberikan dukungan dan semangat dalam menyelesaikan skripsi ini.
9. Arinda dan Renanda serta teman-teman Fisika 2020, yang telah memberikan semangat, dukungan, dan kebersamaan selama penulis menyelesaikan studi dan skripsi ini.
10. Alfath dan Rizqul yang telah memberikan dukungan, semangat, dan menjadi tempat berkeluh kesah dalam menyelesaikan skripsi ini.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kata sempurna. Semoga skripsi ini dapat memberikan manfaat bagi pembaca dan pihak-pihak yang berkepentingan, serta dapat menjadi referensi yang berguna dalam penelitian-penelitian selanjutnya.

Semarang, 3 Juli 2024

Penulis

Rizal Krisdiyanto

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	I
PERNYATAAN KEASLIAN	II
PENGESAHAN.....	III
NOTA DINAS.....	IV
ABSTRAK.....	VI
KATA PENGANTAR.....	VII
DAFTAR ISI.....	X
DAFTAR TABEL	XIII
DAFTAR GAMBAR	XIV
DAFTAR LAMPIRAN	XV
BAB I	1
PENDAHULUAN.....	1
A. Latar Belakang.....	1
B. Rumusan Masalah	5
C. Tujuan Penelitian	6
D. Batasan Masalah.....	7
E. Manfaat Penelitian	8
BAB II.....	9
TEORI DAN KAJIAN PUSTAKA.....	9
A. Kajian Teori	9
1. Anatomi dan Fisiologi Otak.....	9
2. Aktivitas Kelistrikan Otak	14

3. EEG (Elektroensefalografi).....	15
4. Gelombang Otak.....	27
5. Fast Fourier Transform (FFT)	33
6. Binaural Beats	34
7. Random Forest	36
8. Weka	37
B. Kajian Pustaka yang Relevan	38
BAB III	40
METODE PENELITIAN	40
A. Jenis Penelitian	40
B. Tempat dan Waktu Penelitian	40
C. Sampel Penelitian.....	40
D. Alat dan Bahan.....	41
E. Prosedur Penelitian	43
F. Analisis Data	45
BAB IV.....	49
HASIL DAN PEMBAHASAN	49
A. Deskripsi Hasil Penelitian	49
B. Pengolahan Data.....	50
C. Hasil Pengolahan Data.....	51
D. Hasil Klasifikasi Data	61
BAB V	66
KESIMPULAN DAN SARAN	66
A. Kesimpulan.....	66

B. Saran.....	66
DAFTAR PUSTAKA	68
LAMPIRAN-LAMPIRAN	74

DAFTAR TABEL

Tabel	Judul	Halaman
Tabel 3.1	Confusion Matrix	46
Tabel 4.1	Hasil Perekaman variasi montage sebelum diberi stimulasi pada salah-satu responden	52
Tabel 4.2	Hasil Perekaman variasi montage sebelum diberi stimulasi pada salah-satu responden	52
Tabel 4.3	Hasil Prediksi Confusion Matrix dengan <i>Ear Reference Montage</i>	62
Tabel 4.4	Hasil Prediksi Confusion Matrix dengan <i>Longitudinal Bipolar Montage</i>	63
Tabel 4.5	Hasil Prediksi Confusion Matrix dengan <i>Transverse Bipolar Montage</i>	64

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Judul	Halaman
Gambar 2.1	Anatomi organ otak	9
Gambar 2.2.	Penempatan elektroda EEG sistem 10-20	17
Gambar 2.3	<i>Reference ear montage</i>	19
Gambar 2.4	Bipolar montage	23
Gambar 2.5	Perbedaan pola gelombang dari masing-masing jenis sinyal EEG	30
Gambar 2.6	Contoh binaural beats	35
Gambar 3.1	Prosedur pengambilan data EEG	44
Gambar 3.2	Prosedur pengolahan data EEG	46
Gambar 4.1.	Proses pengambilan data penelitian	49
Gambar 4.2	Proses variasi montage	51
Gambar 4.3	Persentase gelombang dengan <i>ear reference montage</i>	54
Gambar 4.4	Persentase gelombang dengan <i>longitudinal bipolar montage</i>	57
Gambar 4.5	Persentase gelombang dengan <i>transverse bipolar montage</i>	59

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran	Judul	Halaman
Lampiran 1	Proses Pengambilan Data EEG	74
Lampiran 2	Instrumen EEG yang Digunakan	75
Lampiran 3	Variasi Montage yang Digunakan	76
Lampiran 4	Data Gelombang EEG Hasil Variasi Montage	78
Lampiran 5	Hasil Proses Weka	84
Lampiran 6	Proses Pencatatan Data Responden Di Excel	99
Lampiran 7	Cek Plagiasi	100

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Otak adalah organ yang kompleks dan vital dalam sistem saraf manusia yang terdiri dari jutaan sel saraf yang saling terhubung, bekerja bersama untuk mengatur, dan mengendalikan berbagai fungsi tubuh serta proses kognitif dan emosional (Betts et al., 2013). Aktivitas listrik yang dihasilkan oleh sel-sel otak membentuk beberapa sinyal otak, antara lain gelombang delta, theta, alpha, dan beta. Gelombang delta berkisar 0,2 sampai 4 Hz terjadi ketika tubuh beristirahat, gelombang theta berkisar 4 sampai 8 Hz terjadi ketika tubuh dalam keadaan tidur atau meditasi, gelombang alpha berkisar 8 sampai 13 Hz terjadi saat tubuh keadaan terbangun atau nyaman, dan gelombang beta berkisar antara 13 sampai 30 Hz terjadi saat otak manusia melakukan kegiatan sehari-hari, seperti berkonsentrasi (Rana et al., 2017). Pola gelombang tersebut dapat diamati dan direkam menggunakan alat elektroensefalogram (EEG). EEG adalah pengukuran diagnostik yang digunakan untuk merekam dan menganalisis aktivitas listrik otak manusia. Pengukuran ini memberikan bukti tentang bagaimana otak berfungsi dari waktu ke waktu. Adanya pengukuran EEG ini sangat berguna dalam mendiagnosis berbagai kondisi neurologis, seperti epilepsi,

tumor otak, cedera kepala, gangguan tidur, demensia, serta dalam memantau kedalaman anestesi selama operasi (Siuly et al., 2016).

Pada prosedur pengukuran EEG, sejumlah piringan kecil yang disebut elektroda ditempatkan di berbagai lokasi di permukaan kulit kepala responden. Selama pengukuran berlangsung, elektroda mendeteksi muatan listrik kecil yang dihasilkan oleh aktivitas sel-sel otak. Sinyal listrik yang terdeteksi oleh elektroda kemudian diperkuat dan direkam sebagai grafik berupa garis bergelombang di layar komputer atau dalam bentuk rekaman yang dapat dicetak di atas kertas. Penempatan elektroda selama pengukuran EEG merupakan salah-satu hal yang penting, sebab berbagai lobus korteks serebral memiliki peran khusus dalam pemrosesan berbagai jenis aktivitas otak. Salah-satu metode standar yang digunakan untuk menentukan lokasi elektroda adalah sistem elektroda 10-20. Posisi elektroda ditandai dengan huruf dan nomor dalam sistem elektroda 10-20. Huruf F, T, C, P, dan O mewakili Frontal, Temporal, Central, Parietal, dan Occipital, masing-masing mengacu pada lobus korteks serebral yang berbeda. Angka genap digunakan untuk elektroda di belahan kanan kepala, sedangkan angka ganjil digunakan untuk elektroda di belahan kiri. Sementara itu, posisi elektroda di garis tengah kepala ditandai dengan z (Acharya & Acharya, 2019; Khakim &

Kusrohmaniah, 2021; Siuly et al., 2016). Penempatan elektroda yang tepat memungkinkan pemantauan aktivitas listrik otak di berbagai wilayah otak dengan presisi. Penempatan elektroda dalam prosedur pengukuran EEG disebut sebagai montage (Acharya & Acharya, 2019).

Konfigurasi montage dalam EEG mengacu pada pengaturan elektroda dan cara pengolahan sinyal yang digunakan. Sebuah montage EEG dapat terdiri dari 2 hingga 20 saluran, dengan pengaturan yang dapat disesuaikan sesuai kebutuhan. Terdapat berbagai jenis konfigurasi montage yang dapat digunakan dalam analisis EEG, seperti *bipolar longitudinal montage*, *referential montage*, dan *referential ear montage*. Setiap konfigurasi memiliki pengaturan elektroda yang berbeda dan metode pemrosesan sinyal yang digunakan untuk menghasilkan tampilan dan analisis yang lebih spesifik (Acharya & Acharya, 2019; Sazgar & Young, 2019). Kemudian, selama pengukuran EEG, seringkali terdapat stimulasi yang diberikan kepada responden sebagai bagian dari eksperimen atau studi yang sedang dilakukan. Stimulasi ini dapat berupa rangsangan suara atau bau-bauan yang disampaikan kepada responden ketika perekaman EEG (Amores et al., 2018).

Stimulasi binaural beats merupakan salah satu metode rangsangan yang dapat digunakan dalam pengukuran EEG. Binaural beats adalah fenomena dua nada yang sedikit berbeda

frekuensinya disampaikan ke telinga kanan dan kiri secara terpisah. Ini menghasilkan getaran atau "irama" yang terdengar dalam kepala saat otak mencoba menyeimbangkan dan menyatukan frekuensi, singkatnya binaural beats atau binaural tones terjadi saat otak menangkap suatu frekuensi baru dari hasil perbedaan frekuensi bunyi suara yang diperdengarkan ke telinga kiri dan telinga kanan (Park et al., 2018). Misalnya, frekuensi yang diperdengarkan telinga kiri sebesar 395 Hz dan telinga kanan 405 Hz, maka otak akan menangkap frekuensi binaural beat sebesar 10 Hz (Vernon et al., 2014). Rangsangan binaural beats dapat menstimulasikan gelombang yang sesuai dibutuhkan oleh otak dan binaural beats ini dapat dikatakan salah satu penerapan dari terapi otak (Larasati & Nawangsih, 2016).

Beberapa penelitian terdahulu yang berhubungan dengan montage EEG, Fraga et al. (2011) dalam penelitiannya mengklasifikasikan responden penderita alzheimer dan responden normal menggunakan algoritma klasifikasi SVM. Dengan menggunakan beberapa montage yang berbeda, hasil akurasi yang diperoleh, yaitu 82.13% untuk *montage Bipolar counterpart*, 51.88% untuk *montage longitudinal bipolar*, 48.96% untuk *montage crossed bipolar*, 41.47% untuk *montage biauricular reference*, dan 46.76% untuk *montage Cz reference*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa counterpart

bipolar *montage* lebih baik dibandingkan dengan *montage* yang lainnya. Selanjutnya, Najafi et al. (2022) dalam penelitiannya mengklasifikasi antara pasien epilepsi dan subjek non-epilepsi menggunakan konfigurasi *longitudinal bipolar montage* dengan memanfaatkan algoritma *Discrete Wavelet Transform* (DWT) untuk pengolahan sinyal. Selanjutnya, klasifikasi dilakukan dengan menggunakan model RNN-LSTM. Hasil penelitian menunjukkan bahwa model yang diusulkan mencapai akurasi sebesar 96,1%.

Pada penelitian sebelumnya, perbandingan *montage* dilakukan pada responden dengan gangguan neurologis, yaitu penderita Alzheimer dan epilepsi yang dikenal sebagai sinyal abnormal dalam perekaman EEG. Sementara dalam penelitian ini digunakan pada responden tanpa gangguan neurologis. Kurangnya studi yang membahas perbandingan *montage* EEG inilah, maka dilakukan penelitian untuk membandingkan *longitudinal bipolar montage*, *transverse bipolar montage*, dan *ear reference montage* dengan pemberian stimulasi binaural beats.

B. Rumusan Masalah

Berdasarkan pemahaman terhadap konteks masalah yang telah dijelaskan sebelumnya, maka masalah yang diidentifikasi dalam penelitian ini dapat dirumuskan sebagai berikut:

1. Bagaimana perbandingan hasil perekaman sinyal EEG dengan menggunakan *montage ear reference*, *longitudinal bipolar*, dan *transverse bipolar* dalam kondisi sebelum diberi stimulasi dan setelah diberi stimulasi binaural beats pada responden tanpa gangguan neurologis?
2. Bagaimana tingkat akurasi metode klasifikasi dalam perbandingan konfigurasi *montage* (*longitudinal bipolar montage*, *transverse bipolar montage*, dan *ear reference*) dengan kondisi tanpa stimulasi dan diberi stimulasi *binaural beats*?

C. Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk memberikan jawaban terhadap rumusan masalah yang telah disebutkan sebelumnya. Berikut adalah beberapa tujuan yang ingin dicapai melalui penelitian ini:

1. Untuk mengetahui perbandingan hasil perekaman sinyal EEG dengan menggunakan *montage ear reference*, *longitudinal bipolar*, dan *transverse bipolar* dalam kondisi sebelum diberi stimulasi dan setelah diberi stimulasi binaural beats pada responden tanpa gangguan neurologis.
2. Untuk mengetahui tingkat akurasi metode klasifikasi dalam perbandingan konfigurasi *montage* (*longitudinal*

bipolar montage, transverse bipolar montage, dan ear reference) dengan kondisi tanpa stimulasi dan diberi stimulasi *binaural beats*.

D. Batasan Masalah

Diperlukan pembatasan masalah penelitian untuk memastikan kesesuaian dengan tujuan utama yang ingin dicapai. Dalam penelitian ini, batasan masalahnya adalah sebagai berikut:

1. Konfigurasi *montage* yang digunakan adalah *longitudinal bipolar montage, transverse bipolar montage, dan ear reference*.
2. Stimulasi *binaural beats* yang digunakan adalah *binaural beat* beta 20 Hz dengan frekuensi telinga kiri sebesar 380 Hz dan telinga kanan 400 Hz.
3. Jumlah responden yang digunakan dalam penelitian sebanyak 20 mahasiswa Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang yang berusia 17-21 tahun.
4. Proses klasifikasi gelombang otak yang dilakukan dalam penelitian menggunakan metode Random Forest dengan aplikasi Weka.

E. Manfaat Penelitian

Beberapa manfaat yang terdapat pada penelitian, antara lain:

1. Bagi Pembaca dan Peneliti

Dapat meningkatkan pemahaman dan pengalaman dalam melakukan eksperimen perekaman aktivitas gelombang otak menggunakan EEG, terutama dalam hal pengaturan konfigurasi *montage*.

2. Bagi Institusi

Dapat berperan sebagai tambahan literatur yang berguna dalam pengembangan ilmu pengetahuan di bidang kesehatan dan menjadi pemicu untuk penelitian lanjutan di masa yang akan datang.

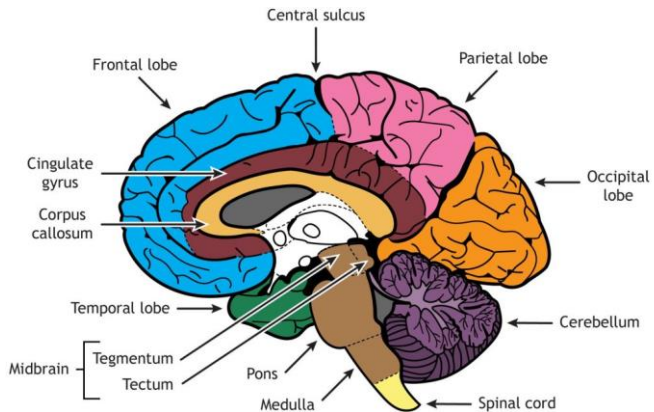
BAB II

TEORI DAN KAJIAN PUSTAKA

A. Kajian Teori

1. Anatomi dan Fisiologi Otak

Otak adalah organ yang kompleks, terdiri dari berbagai bagian yang bekerja bersama sebagai satu kesatuan yang utuh. Beberapa bagian utama otak meliputi medula, pons, dan otak tengah yang secara kolektif disebut batang otak. Selain itu, terdapat juga otak kecil, hipotalamus, talamus, dan otak besar. Setiap bagian memiliki peran dan fungsi khusus dalam pengaturan berbagai aspek aktivitas tubuh manusia (Scanlon & Sanders, 2018). Bagian-bagian dari otak tersebut ditunjukkan pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Anatomi Organ Otak Bagian midsagital otak dilihat dari sisi kiri (Scanlon & Sanders, 2018)

a. Medula

Medula terletak dari sumsum tulang belakang hingga pons, di depan otak kecil. Medula penting karena mengandung pusat pengaturan vital tubuh seperti detak jantung, diameter pembuluh darah, tekanan darah, dan pernapasan. Cedera pada medula bisa fatal karena manusia tidak dapat hidup tanpa fungsinya. Medula juga mengandung pusat refleks untuk batuk, bersin, menelan, dan muntah (Carter, 2019).

b. Pons

Bagian otak menonjol dari atas medula, memiliki dua pusat pernapasan yang bekerja dengan medula untuk mengatur ritme pernapasan. Pons mengandung banyak neuron yang menghubungkan medula dengan bagian otak lainnya, berfungsi sebagai jembatan penting dalam sistem saraf pusat. Pons vital dalam mengatur fungsi tubuh dan memastikan koordinasi otak (Vishram Singh, 2010).

c. Otak Tengah

Otak tengah membentang dari pons hingga hipotalamus, melingkupi saluran air otak (aqueductus mesencephali) yang menghubungkan

ventrikel ketiga dan keempat. Otak tengah mengintegrasikan refleks visual dan pendengaran, seperti koordinasi gerakan mata dan memutar kepala. Otak tengah juga terlibat dalam refleks meluruskan untuk menjaga posisi kepala dan keseimbangan tubuh, penting dalam koordinasi aktivitas saraf di otak dan tubuh (Catani & De Schotten, 2012).

d. Otak Kecil

Otak kecil terletak di bawah ventrikel keempat, mengendalikan gerakan tubuh, koordinasi, tonus otot, jalur gerakan, serta postur dan keseimbangan. Fungsi-fungsi ini berlangsung tanpa kesadaran dan mengatur sensasi seperti tekstur dan berat objek, serta keseimbangan tubuh menggunakan informasi dari reseptor telinga (Forstmann et al., 2015).

e. Talamus

Talamus Terletak di atas hipotalamus dan di bawah otak besar, talamus memproses dan mengintegrasikan impuls sensorik sebelum dikirim ke otak besar. Talamus penting dalam pengaturan dan pemrosesan sensasi seperti panas, sentuhan, dan bentuk, serta berperan dalam

kewaspadaan, kesadaran, dan ingatan (Tortora & Derrickson, 2018).

f. Otak Besar

Otak besar adalah bagian terbesar dari otak manusia, terdiri dari dua belahan yang dipisahkan oleh fisura longitudinal dan dihubungkan oleh corpus callosum. Setiap belahan memiliki ventrikel lateral. Permukaan otak besar (korteks serebral) terdiri dari materi abu-abu dengan badan sel neuron, sementara di dalamnya terdapat materi putih yang menghubungkan berbagai bagian otak. Lipatan pada korteks serebral disebut gyri, dengan lekukan di antaranya disebut sulkus, memungkinkan lebih banyak neuron. Korteks serebral dibagi menjadi lobus frontal, parietal, temporal, dan oksipital (Mai et al., 2015).

i Lobus Frontal

Lobus frontal mengontrol gerakan sukarela seperti tangan dan wajah, serta mempelajari keterampilan motorik dan urutan gerakan. Korteks prefrontal mengatur respons emosional, perilaku sosial, dan perencanaan masa depan. Area Broca mengendalikan gerakan mulut dalam

berbicara dan berkontribusi pada pengaturan emosi dan produksi bicara (Betts et al., 2013).

ii Lobus Parietal

Area sensorik lobus parietal menerima impuls dari reseptor kulit dan otot, dengan pemetaan kontralateral tubuh. Khususnya sensitif terhadap sensasi tangan dan wajah, serta memahami posisi dan gerakan tubuh. Juga mengatur sensasi rasa makanan dan pengenalan rasa, memproses sensasi kulit, informasi otot, dan sensasi pengecap (Betts et al., 2013).

iii Lobus Temporal

Lobus temporal mencakup daerah penciuman untuk merasakan dan membedakan bau, serta area pendengaran untuk memahami kata-kata dan suara khusus. Area bicara di lobus temporal dan parietal kiri penting dalam proses berpikir dan berbicara dengan menggunakan bahasa (Nowinski, 2011).

iv Lobus oksipital

Lobus oksipital, atau korteks visual, penting untuk pengolahan informasi visual

seperti warna, bentuk, dan gerakan. Area asosiasi visual membantu menghubungkan informasi visual dengan pengetahuan sebelumnya dan memahami situasi, serta menilai jarak, kedalaman, dan orientasi dalam ruang tiga dimensi (Tortora & Derrickson, 2018).

2. Aktivitas Kelistrikan Otak

Aktivitas kelistrikan pada otak manusia melibatkan sebuah sistem yang sangat kompleks di mana terjadi perpindahan ion dari satu sisi ke sisi yang lain pada sel saraf atau neuron. Struktur dasar dari sel saraf ini mencakup lapisan yang disebut membran sel, di mana ion-ion seperti natrium (Na), kalium (K), klorida (Cl), dan protein A- berada di dalam sel. Proses ini terkait erat dengan respons terhadap rangsangan eksternal yang cukup kuat, melewati suatu ambang stimulus yang disebut dengan nilai ambang. Ketika suatu rangsangan mencapai neuron dan melewati nilai ambang tersebut, terjadi fenomena depolarisasi membran yang bersifat berkelanjutan dan irreversible. Ion-ion natrium (Na⁺) akan mengalir masuk ke dalam sel dengan kecepatan yang signifikan, menyebabkan kenaikan potensial membran secara cepat. Pada tahap

ini, terbentuklah apa yang dikenal sebagai potensial aksi, yaitu perubahan mendadak dan sementara dalam potensial membran yang memungkinkan transmisi sinyal melalui neuron. Proses perambatan impuls potensial aksi ini dapat melibatkan sinaps, yaitu persambungan antar dua neuron. Neuron yang bertindak sebagai pengirim informasi dikenal sebagai neuron presinaptik, sementara neuron yang berada di luar sinaps dan menerima informasi disebut neuron postsinaptik. Penjumlahan potensial aksi yang terjadi pada dendrit di neuron postsinaptik menjadi aspek yang dapat terukur menggunakan alat seperti Elektroensefalogram (EEG), yang merekam aktivitas listrik di permukaan kulit kepala dan memberikan pemahaman lebih lanjut mengenai fungsi kelistrikan otak manusia (Akbar et al., 2016).

3. EEG (Elektroensefalografi)

EEG adalah suatu pengukuran diagnostik yang digunakan untuk merekam dan menganalisis aktivitas listrik otak manusia. Pengukuran ini memberikan bukti tentang bagaimana otak berfungsi dari waktu ke waktu. Adanya pengukuran EEG ini sangat berguna dalam mendiagnosis berbagai kondisi neurologis pada otak manusia, seperti epilepsi, tumor otak, cedera kepala,

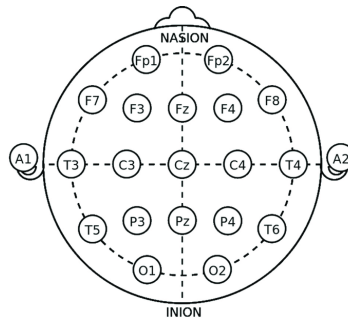
gangguan tidur, demensia, serta dalam memantau kedalaman anestesi selama operasi apabila diperlukan (Siuly et al., 2016).

a. Sejarah

Selama lebih dari satu abad, EEG telah mengalami kemajuan besar. Richard Caton pada tahun 1875 menemukan arus listrik di otak, tetapi belum dapat direkam secara akurat. Pada tahun 1924, Hans Berger memperkuat sinyal listrik pada kulit kepala manusia dan menggambarkan hasil rekaman secara grafis. Berger mengidentifikasi bahwa aktivitas EEG berubah sesuai dengan status fungsional otak. Penemuan ini menjadi dasar penting bagi pengembangan aplikasi EEG saat ini. Berger juga memperkenalkan istilah "elektroensefalografi" (electroencephalogram) dan pada tahun 1934, Edgar Adrian dan Matthews memverifikasi konsep gelombang otak manusia. Penemuan ini membantu memperdalam pemahaman tentang fungsi dan interpretasi sinyal EEG (Khakim & Kusrohmaniah, 2021; Siuly et al., 2016).

Sejak saat itu, teknologi EEG terus berkembang dengan pesat. Perangkat EEG modern

menggunakan elektroda yang ditempatkan di kulit kepala untuk merekam dan mengukur aktivitas listrik yang dihasilkan oleh otak. Data EEG yang tercatat kemudian dianalisis dan diinterpretasikan oleh para ahli untuk mengidentifikasi pola gelombang khas, frekuensi, amplitudo, dan interaksi antara berbagai area otak. Aplikasi EEG saat ini sangat beragam, termasuk dalam diagnosis dan pemantauan gangguan neurologis, studi pola tidur, penelitian kognitif, serta dalam bidang neurofeedback dan pengembangan antarmuka otak-komputer (Siuly et al., 2016).



Gambar 2.2 Penempatan Elektroda EEG Sistem 10-20 (Park et al., 2018)

b. Elektroda

Pada pengukuran EEG, elektroda ditempatkan di berbagai lokasi di kulit kepala untuk mendeteksi aktivitas listrik otak. Standar yang umum

digunakan adalah sistem internasional 10-20 yang ditunjukkan pada Gambar 2.2. Setiap elektroda diberi label yang menggambarkan posisinya dengan kombinasi huruf dan angka. Huruf pertama menunjukkan wilayah otak terkait, huruf kedua menunjukkan posisi spesifik, dan angka menunjukkan letak lateral elektroda (Acharya & Acharya, 2019).

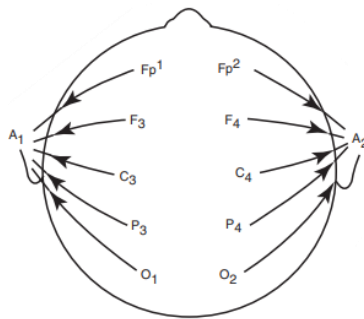
Elektroda dalam EEG terbuat dari logam konduktif seperti perak atau emas dan terpasang pada kabel dengan sensor untuk merekam potensial listrik. Penempatan elektroda harus hati-hati dan kulit kepala dibersihkan sebelumnya. Elektroda referensi digunakan sebagai titik nol untuk membandingkan perbedaan potensial. Dengan penggunaan elektroda yang sesuai, EEG memberikan informasi akurat tentang aktivitas listrik otak terkait kondisi dan proses kognitif (Siuly et al., 2016).

c. *Montage*

Rekaman Elektroensefalogram (EEG) melibatkan satu unit yang disebut 'channel'. Jumlah elektroda yang digunakan tidak selalu sama dengan jumlah channel, karena setiap channel dianggap

sebagai sumber data yang terpisah. Setiap channel terdiri dari tiga komponen utama, yaitu elektroda yang aktif, ground, dan elektroda referensi (Luck, 2014). Jika A mengacu pada elektroda yang aktif, G mengacu pada ground, dan R mengacu pada elektroda referensi, maka (Khakim & Kusrohmaniah, 2021):

$$\text{Channel} = (A - G) - (R - G) = A - R \quad (2.1)$$



Gambar 2.3 *Reference Ear Montage* (Sazgar & Young, 2019)

Potensial listrik yang dihasilkan oleh EEG diukur dalam voltase (V), mencerminkan perbedaan potensial listrik antara dua sumber yang berbeda. Channel terbentuk melalui perhitungan selisih antara sinyal elektroda yang aktif dan elektroda referensi. Cara untuk menetapkan channel, yakni menentukan elektroda yang menjadi referensi, menjadi suatu standar yang

disebut sebagai *montage* (Khakim & Kusrohmaniah, 2021).

Konfigurasi *montage* dalam EEG mengacu pada pengaturan elektroda dan cara pengolahan sinyal yang digunakan. *Montage* menentukan bagaimana sinyal dari elektroda-elektroda yang dipasang di kepala direkam, dihubungkan, dan diinterpretasikan (Sazgar & Young, 2019). Beberapa jenis konfigurasi *montage* antara lain:

1. *Reference Montage*

Reference montage merujuk pada setiap saluran (sumber data) yang merupakan perbedaan antara setiap elektroda dengan satu elektroda referensi utama. Satu elektroda digunakan sebagai referensi untuk semua elektroda yang aktif dalam metode ini. Lokasi elektroda referensi tidak ditetapkan secara spesifik dalam sistem 10-20, tetapi ada rekomendasi untuk menggunakan elektroda yang terletak di tengah kepala, seperti Cz dan Pz, sebagai elektroda referensi (Sinha et al., 2016). Selain itu, lokasi referensi umum lainnya termasuk di daerah telinga (*linked ear*), mastoid, atau ujung hidung, meskipun ada

argumen yang menyarankan untuk tidak menggunakan referensi tersebut (Nunez & A Srinivasan, 2006; Sinha et al., 2016). Salah-satu *reference montage* yang umum digunakan, yaitu *ear reference* yang ditunjukkan pada Gambar 2.3 (Sazgar & Young, 2019).

i. *Cz Reference*

Montage ini menggunakan elektroda Cz sebagai *reference* utama dalam semua channelnya. Semua elektroda selain Cz dalam *montage* ini sebagai elektroda yang aktif dan elektroda Cz sebagai *reference*. Sebagai contoh, channel satu elektroda C4 sebagai elektroda yang aktif dan Cz sebagai *reference*. Channel berikutnya elektroda P4 sebagai elektroda yang aktif dan Cz sebagai *reference*. Dengan perumusan sebagai berikut (Beniczky & Schomer, 2020):

$$\text{Channel 1: } (C4-G) - (Cz-G) = (C4-Cz) \quad (2.2)$$

$$\text{Channel 2: } (P4-G) - (Cz-G) = (P4-Cz) \quad (2.3)$$

ii. *Pz Reference*

Montage ini menggunakan elektroda Pz sebagai *reference* utama dalam semua channelnya. Semua elektroda selain Pz

dalam *montage* ini sebagai elektroda yang aktif dan elektroda Pz sebagai reference (Beniczky & Schomer, 2020).

iii. Ear Reference

Montage ini menggunakan elektroda A1 dan A2 sebagai reference utama dalam semua channelnya. Semua elektroda selain A1 dan A2 dalam *montage* ini sebagai elektroda yang aktif dan elektroda A1 dan A2 sebagai reference. Sebagai contoh, channel satu elektroda Fp1 sebagai elektroda yang aktif dan A1 sebagai reference. Channel berikutnya elektroda Fp2 sebagai elektroda yang aktif dan A2 sebagai reference. Dengan perumusan sebagai berikut (Beniczky & Schomer, 2020):

Channel 1:

$$(Fp1-G) - (A1-G) = (Fp1-A1) \quad (2.4)$$

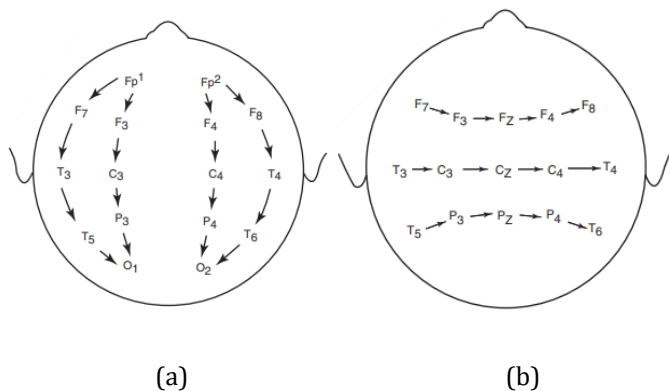
Channel 2:

$$(Fp2-G) - (A1-G) = (Fp2-A2) \quad (2.5)$$

2. Bipolar Montage

Setiap saluran merupakan perbedaan antara satu elektroda dengan elektroda terdekatnya. Nama saluran dalam *montage*

bipolar mewakili dua elektroda, contohnya saluran Fp1-F3 dihasilkan dari perbedaan sinyal yang tercatat pada elektroda Fp1 dan F3. Dalam montage bipolar, semua elektroda dapat dianggap sebagai elektroda referensi untuk elektroda terdekatnya (Sazgar & Young, 2019). Terdapat dua jenis bipolar montage yang umum, yaitu *longitudinal bipolar montage* dan *transverse bipolar montage* (Sazgar & Young, 2019).



Gambar 2.4 Bipolar Montage (a) *Longitudinal Bipolar Montage* dan (b) *Transverse Bipolar Montage* (Sazgar & Young, 2019)

i. *Longitudinal Bipolar Montage*

Pada Gambar 2.4 (a) terdapat ilustrasi *longitudinal bipolar montage*. Channel satu dalam montage ini dimulai dari bagian depan dan dilanjutkan ke belakang.

Elektroda di bagian depan (Fp1, Fp2) berfungsi sebagai elektroda yang aktif dan dihubungkan ke elektroda di bagian belakang (F7, F3, F4, F5) sebagai elektroda referensi. Pada channel berikutnya, elektroda yang tadinya berperan sebagai referensi (F7, F3, F4, F5) di channel sebelumnya kini menjadi elektroda aktif, dan elektroda yang berada di bagian belakangnya (T3, C3, C4, T4) menjadi elektroda referensi, dan seterusnya. Dengan perumusannya sebagai berikut (Beniczky & Schomer, 2020):

Channel 1:

$$(Fp1-G) - (F7-G) = (Fp1-F7) \quad (2.6)$$

Channel 2:

$$(F7-G) - (T3-G) = (F7-T3) \quad (2.7)$$

ii. Transverse Bipolar Montage

Gambar 2.4 (b) merupakan ilustrasi transverse bipolar montage, channel pertama dimulai dari sisi kiri dan berlanjut ke sisi kanan. Elektroda F7 di sisi kiri berfungsi sebagai elektroda yang aktif, terhubung dengan elektroda F3 di sisi kanan

sebagai elektroda referensi. Pada channel berikutnya, elektroda yang sebelumnya menjadi elektroda referensi (F3) dalam channel sebelumnya kini berperan sebagai elektroda yang aktif, dan elektroda di belakangnya (F2) berfungsi sebagai elektroda referensi, dan seterusnya. Dengan perumusannya sebagai berikut (Beniczky & Schomer, 2020):

$$\text{Channel 1: } (F7-G) - (F3-G) = (F7-F3) \quad (2.8)$$

$$\text{Channel 2: } (F3-G) - (F2-G) = (F3-F2) \quad (2.9)$$

Pemakaian bipolar montages bermanfaat untuk menganalisis pelepasan yang sangat terlokalisasi, terutama ketika terdapat perbedaan besar dalam potensial antar channel-channel yang berdekatan. Keuntungan besar lainnya adalah bahwa artefak umumnya lebih rendah dibandingkan dengan reference montage karena eliminasi artefak dari referensi yang terkontaminasi. Namun, ada beberapa keterbatasan, seperti distorsi bentuk dan terutama amplitudo gelombang. Potensial dengan bidang yang luas dapat dibatalkan sehingga channel-channel di

mana kedua elektroda mengambil potensial yang serupa dapat menunjukkan gelombang dengan amplitudo rendah atau tidak ada gelombang, sementara channel lain mungkin menunjukkan gelombang dengan amplitudo lebih tinggi karena adanya perbedaan potensial yang lebih besar (Acharya & Acharya, 2019).

3. Average Reference Montage

Ada beberapa jenis montage lain yang dapat digunakan, seperti Average Common Reference Montage dan Laplacian Montage. Average Common Reference Montage menggunakan semua elektroda sebagai referensi, yang berarti data dari semua elektroda diambil reratanya sebagai referensi untuk setiap elektroda. Montage ini disarankan untuk digunakan dalam EEG yang memiliki jumlah elektroda yang banyak, minimal 64 hingga 128 atau lebih (Nunez & A Srinivasan, 2006). Sementara itu, Laplacian Montage menggunakan rerata sinyal dari elektroda terdekat dengan satu elektroda tertentu. Setiap jenis montage memiliki kelebihan dan kekurangan (Nunez & Srinivasan, 2006).

Penelitian ini tidak digunakan jenis average montage yang dikarenakan jumlah elektroda yang digunakan tidak mencapai minimum (64 elektroda).

4. Gelombang Otak

Gelombang otak dalam konteks EEG dapat dianggap sebagai gelombang listrik yang termasuk dalam kategori gelombang elektromagnetik. Meskipun gelombang otak dipicu oleh aktivitas listrik dalam otak manusia, proses pengukuran dan pemantauannya dilakukan melalui pendekatan elektromagnetik. Metode ini melibatkan penggunaan elektroda yang dapat menangkap dan merekam perubahan medan elektromagnetik yang timbul akibat aktivitas neuron dalam otak. Oleh karena itu, gelombang otak merupakan gelombang elektromagnetik (Idris, 2020).

Perekaman EEG menghasilkan informasi tentang perubahan potensial listrik otak yang berasal dari sekelompok elektroda. Informasi ini mencakup karakteristik bentuk gelombang, termasuk frekuensi dan amplitudo dalamnya (Bronzino, 2015).

a. Frekuensi Gelombang

Frekuensi mengacu pada aktivitas berulang berirama dalam satuan Hz (siklus per detik).

Terdapat lima gelombang otak utama yang dibedakan berdasarkan rentang frekuensinya. Gelombang-gelombang ini, seperti delta, theta, alpha, beta, dan gamma, memiliki karakteristik frekuensi yang khas dan memberikan informasi penting tentang aktivitas otak pada berbagai kondisi dan keadaan mental (Siuly et al., 2016).

b. Amplitudo Gelombang

Amplitudo adalah nilai simpangan maksimum gelombang dalam suatu medium. Terdapat dua jenis gelombang berdasarkan amplitudonya, gelombang berjalan dan gelombang diam (stasioner). gelombang berjalan memiliki amplitudo tetap di setiap titiknya, dan gelombang diam (stasioner) memiliki amplitudo yang berubah-ubah pada setiap titiknya. Gelombang otak termasuk dalam kategori gelombang stasioner karena amplitudonya mengalami perubahan pada setiap detiknya (Siuly et al., 2016).

c. Karakteristik dan Sifat Sinyal EEG

Sinyal EEG memiliki karakteristik dan sifat yang beragam, mulai dari frekuensi hingga masing-masing gelombang otak yang teridentifikasi. Frekuensi merupakan salah satu aspek penting

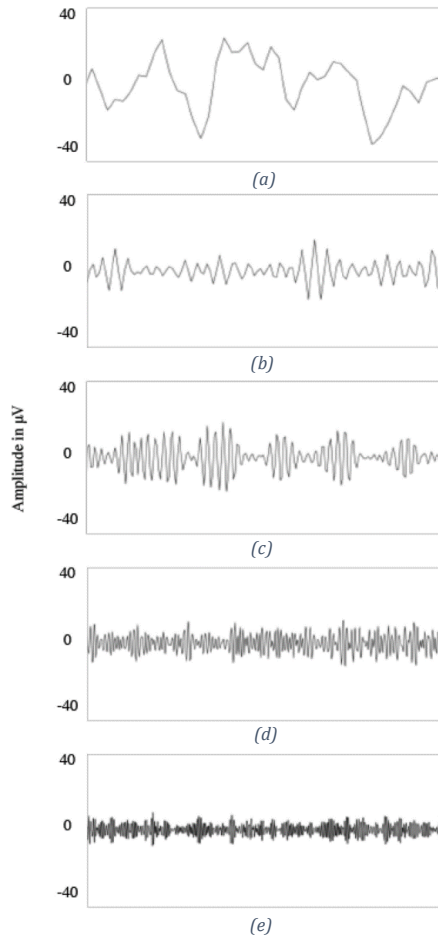
dalam mengevaluasi kelainan pada EEG klinis dan memahami perilaku fungsional dalam penelitian kognitif. Frekuensi mengacu pada aktivitas berulang berirama dalam satuan Hz (siklus per detik), dan jumlah siklus dalam detik dihitung sebagai frekuensi. Terdapat lima gelombang otak utama yang dibedakan berdasarkan rentang frekuensinya yang berbeda dalam perekaman EEG (Siuly et al., 2016). Perbedaan pola gelombang otak dari masing-masing sinyal ditunjukkan pada Gambar 2.5 yang dapat dijelaskan sebagai berikut (Siuly et al., 2016; Teplan, 2002):

1) Gelombang Delta

Memiliki rentang frekuensi (0,5–4) Hz. Gelombang ini ditandai oleh amplitudo yang tinggi dan kecepatan gelombang yang lambat. Gelombang delta terkait dengan tidur nyenyak.

2) Gelombang Theta

Terletak antara (4–8) Hz, dengan amplitudo yang biasanya lebih besar dari 20 μ V. Gelombang theta muncul sebagai respons terhadap tekanan emosional, seperti frustrasi dan kekecewaan, serta dalam keadaan ketidaksadaran dan meditasi yang dalam.



Gambar 2.5 Perbedaan Pola Gelombang Dari Masing-Masing Jenis Sinyal EEG (a) Delta, (b) Theta, (c) Alpha, (d) Beta, dan (e) Gamma (Z. Wang & Mengoni, 2022)

3) Gelombang Alfa

Memiliki rentang frekuensi 8 hingga 12 Hz, dengan amplitudo sekitar (30–50) μV .

Gelombang alfa muncul terutama di daerah posterior kepala (lobus oksipital) ketika mata subjek tertutup atau dalam keadaan relaksasi. Gelombang ini umumnya dikaitkan dengan aktivitas mental yang intens, stres, dan ketegangan.

4) Gelombang Beta

Berada dalam rentang frekuensi (12–30) Hz. Gelombang beta terlihat dalam amplitudo rendah dan frekuensi yang bervariasi secara simetris di kedua sisi di area frontal. Gelombang beta muncul saat otak terangsang dan aktif terlibat dalam aktivitas mental yang intens. Gelombang-gelombang ini biasanya terkait dengan pikiran yang sangat terlibat, seperti kegiatan aktif, perhatian aktif, dan fokus pada dunia luar atau pemecahan masalah konkret.

5) Gelombang Gamma

Memiliki frekuensi di atas 30 Hz, dengan beberapa definisi yang membatasi frekuensi maksimumnya sekitar 80 atau 100 Hz. Gelombang gamma terkait dengan berbagai fungsi kognitif dan motorik.

d. Proses Pengukuran Aktivitas Otak Menggunakan EEG

Umumnya, dalam pengukuran aktivitas otak menggunakan EEG, terdapat empat langkah penting yang dilakukan. Pertama, sinyal bioelektrik dalam bentuk potensial listrik diubah menjadi arus elektrik melalui proses transduksi menggunakan elektroda. Sinyal ini dihasilkan oleh otak dan transduksi dilakukan dengan menempatkan elektroda pada kulit kepala. Elektroda berperan sebagai perantara antara aktivitas listrik otak dan instrumen pengukuran. Setelah itu, langkah transmisi dilakukan untuk mengirimkan sinyal dari elektroda ke amplifier. Hal ini penting karena sinyal yang diterima oleh amplifier biasanya sangat lemah, dan proses transmisi memastikan sinyal tersebut tidak mengalami distorsi atau gangguan dari interferensi eksternal. Setelah melewati transmisi, sinyal EEG diperkuat melalui proses amplifikasi yang dilakukan oleh amplifier. Amplifier berfungsi untuk menguatkan sinyal EEG agar amplitudonya lebih besar dan lebih mudah untuk dianalisis. Tujuannya adalah meningkatkan kejelasan sinyal dan mengurangi noise yang

mungkin terjadi selama pengukuran. Terakhir, dalam langkah konversi, sinyal analog diubah menjadi format digital. Proses konversi ini penting agar data dapat diproses menggunakan perangkat komputer atau elektronik lainnya. Sinyal analog dikonversi menjadi serangkaian angka digital yang merepresentasikan amplitudo sinyal pada interval waktu tertentu. Data digital ini dapat disimpan, dianalisis, dan diekspor untuk analisis lebih lanjut (Khakim & Kusrohmaniah, 2021).

5. Fast Fourier Transform (FFT)

FFT adalah sebuah algoritma transformasi Fourier yang dikembangkan dari algoritma Discrete Fourier Transform (DFT) pada tahun 1822. FFT ditemukan oleh J. Fourier pada tahun 1965. Algoritma FFT digunakan untuk mengubah sinyal dari domain waktu $f(t)$ ke domain frekuensi $f(\omega)$. Dengan perumusan dari transformasi fourier sebagai berikut (Suwanto et al., 2019):

$$x(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi\omega t} dt \quad (2.10)$$

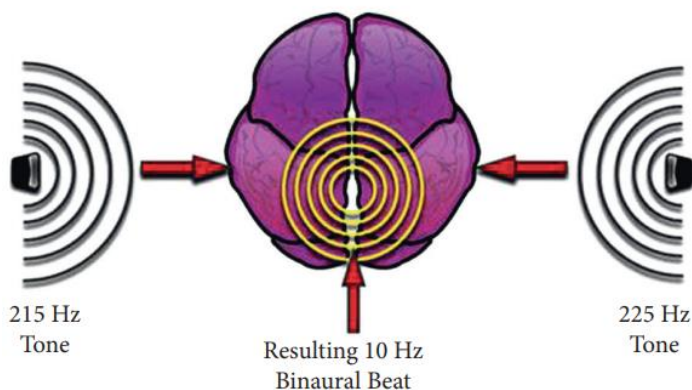
Dengan $x(\omega)$ merupakan domain frekuensi, $x(t)$ merupakan domain waktu, $e^{-j2\pi\omega t}$ merupakan konstanta dengan j yaitu imajiner, ω merupakan frekuensi, dan t merupakan waktu.

6. Binaural Beats

Binaural beat pertama kali diperkenalkan oleh Heinrich Wilhelm Dove, seorang ahli fisika dan meteorologi Prusia, pada tahun 1839. Namun, pemahaman yang lebih luas mengenai Binaural Beat dan popularitasnya berkembang melalui kontribusi Dr. Gerald Oster, seorang dokter ahli biofisika, melalui makalah terkenalnya yang berjudul 'Auditory Beats in the Brain' yang diterbitkan pada tahun 1973. Dalam makalah tersebut, Oster mengusulkan gagasan bahwa perubahan perilaku fisiologis dapat terjadi dengan mengatur spektrum Binaural Beat. Seiring berjalannya waktu, selama 45 tahun berikutnya, melalui penelitian yang luas, Binaural Beat telah digunakan oleh komunitas global untuk merangsang otak menuju berbagai kondisi gelombang otak yang bermanfaat, seperti mengurangi stres, meningkatkan fokus, memfasilitasi tidur, mengurangi rasa sakit, dan memberikan manfaat lainnya (On et al., 2013).

Binaural beats adalah fenomena di mana dua nada yang sedikit berbeda frekuensinya disampaikan ke telinga kanan dan kiri secara terpisah. Ini menghasilkan getaran atau "irama" yang terdengar dalam kepala saat otak mencoba menyeimbangkan dan

menyatukan frekuensi, singkatnya binaural beats atau binaural tones terjadi saat otak menangkap suatu frekuensi baru dari hasil perbedaan frekuensi bunyi suara yang diperdengarkan ke telinga kiri dan telinga kanan (Park et al., 2018). Pada Gambar 2.6 terdapat contoh kasus di mana telinga kiri menerima rangsangan suara dengan frekuensi 215 Hz, sedangkan telinga kanan menerima rangsangan suara dengan frekuensi 225 Hz. Akibat dari perbedaan frekuensi ini, terjadi interferensi binaural beat dengan frekuensi sebesar 10 Hz (Abadin et al., 2021). Rangsangan binaural beats dapat menstimulasikan gelombang yang sesuai dibutuhkan oleh otak dan binaural beats ini dapat dikatakan salah satu penerapan dari terapi otak (Larasati & Nawangsih, 2016).



Gambar 2.6 Contoh Binaural Beats (Abadin et al., 2021)

7. Random Forest

Random Forest ialah algoritma *machine learning* populer yang termasuk dalam keluarga algoritma *ensemble learning*. Algoritma ini adalah algoritma *supervised learning* yang dapat digunakan untuk tugas-tugas klasifikasi dan regresi. Ide dasar dari algoritma Random Forest adalah melatih sejumlah besar pohon keputusan pada subset acak dari data training, kemudian menggabungkan prediksi mereka untuk membuat prediksi akhir. Setiap pohon keputusan dilatih pada subset acak dari data training dan menggunakan subset acak untuk membuat prediksi. Prediksi akhir dibuat dengan mengambil suara mayoritas (untuk tugas-tugas klasifikasi) atau prediksi rata-rata (untuk tugas-tugas regresi) dari semua pohon keputusan (Biau & Scornet, 2016). Kemudian, Metode Random Forest dapat digunakan untuk menentukan peringkat fitur berdasarkan pengaruhnya dalam klasifikasi dan kepentingan fitur ini dinilai oleh indeks kriteria Gini impurity. Indeks Gini adalah ukuran kekuatan prediksi variabel pada regresi atau klasifikasi. Indeks Gini dapat ditentukan dengan (Sarica et al., 2017):

$$Gini\ Impurity = 1 - \sum_{j=1}^n (p_j)^2 \quad (2.11)$$

Dengan n merupakan jumlah kelas target, j adalah kelas target, dan P adalah rasio kelas target.

8. Weka

Weka adalah sebuah perangkat lunak open-source yang didistribusikan di bawah Lisensi Publik Umum GNU. Dikembangkan oleh University of Waikato di Selandia Baru, Weka menawarkan berbagai fitur untuk analisis dan pemrosesan data. Perangkat lunak ini ditulis menggunakan bahasa pemrograman Java, sehingga dapat dijalankan pada berbagai platform komputasi modern. Salah satu keunggulan Weka adalah menyediakan kumpulan lengkap teknik preprocessing dan pemodelan data. Hal ini memungkinkan pengguna untuk melakukan berbagai tugas seperti klasifikasi, regresi, pengelompokan, asosiasi, pemrosesan teks, dan visualisasi data. Weka mendukung berbagai format data dan memiliki antarmuka pengguna grafis yang mudah digunakan. Selain itu, Weka juga mendukung *deep learning* untuk mempelajari representasi data kompleks melalui jaringan saraf tiruan (Bouckaert et al., 2013).

B. Kajian Pustaka yang Relevan

Beberapa referensi dari penelitian terdahulu yang digunakan dalam penelitian ini, antara lain:

1. Fraga et al. (2011) dalam penelitiannya mengklasifikasikan responden penderita alzheimer dan responden normal menggunakan algoritma klasifikasi SVM. Dengan menggunakan beberapa montage yang berbeda, hasil akurasi yang diperoleh, yaitu 82.13% untuk montage Bipolar counterpart, 51.88% untuk *montage longitudinal bipolar*, 48.96% untuk *montage crossed bipolar*, 41.47% untuk montage *biauricular reference*, dan 46.76% untuk montage *Cz reference*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa *transverse bipolar montage (counterpart dan crossed)* lebih baik dibandingkan dengan *longitudinal bipolar montage*. Penelitian sebelumnya menggunakan membandingkan beberapa montage dengan metode klasifikasi SVM. Penelitian ini menggunakan beberapa montage dengan metode klasifikasi Random Forest.
2. Lopez et al. (2017) dalam penelitiannya menggunakan sistem klasifikasi Hidden Markov Model (HMM) yang berfokus pada analisis perbedaan statistik antara dua jenis montage referensial (*Linked Ear* dan *Averaged Reference*). Hasil klasifikasi menunjukkan bahwa sistem

yang dilatih pada data LE secara signifikan mengungguli sistem yang hanya dilatih pada data AR dengan presentasi masing-masing sebesar 77,2% vs. 61,4%. Pada penelitian ini menggunakan dua jenis montage, yaitu *linked ear* dan *averaged reference*. Pada penelitian yang dilakukan menggunakan *longitudinal bipolar montage*, *longitudinal bipolar montage*, dan *ear reference*.

3. Penelitian yang berkaitan dengan binaural beats juga dilakukan oleh Park et al. (2018) dengan membandingkan binaural beat alpha dan beta terhadap peningkatan sikap atensi. Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa ketika diberi binaural beat beta yang terjadi adalah gelombang beta naik secara signifikan dan begitu pula ketika diberi binaural beat alfa yang terjadi adalah gelombang alfa naik secara signifikan. Penelitian sebelumnya membandingkan dua jenis binaural beats dan penelitian yang dilakukan hanya menggunakan satu jenis binaural beats, yaitu binaural beat beta.
4. Penggunaan metode klasifikasi Random Forest terkait EEG telah dilakukan Basri & Arif (2021) untuk mengklasifikasi seizure. Hasil klasifikasi mendapatkan akurasi sebesar 96%.

BAB III

METODE PENELITIAN

A. Jenis Penelitian

Penelitian yang akan dilakukan termasuk dalam metode kuantitatif dengan pendekatan eksperimen.

B. Tempat dan Waktu Penelitian

Pengambilan data EEG dilakukan di Laboratorium Fisika Modern Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang yang dilakukan pada Desember 2023 – Februari 2024.

C. Sampel Penelitian

Sebanyak 20 mahasiswa dari Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang menjadi sampel dalam penelitian ini. Partisipan memiliki rentang usia antara 17 hingga 21 tahun, rentang usia ini termasuk dalam kategori kelompok remaja akhir (BKKBN, 2021). Terdapat kriteria dalam pemilihan sampel penelitian, yaitu kriteria inklusi dan eksklusi. Kriteria inklusi merujuk pada kriteria yang digunakan untuk memilih sampel atau individu yang diinginkan dalam penelitian sesuai dengan tujuan penelitian yang telah ditetapkan. Sementara, kriteria eksklusi adalah kriteria khusus yang menyebabkan calon responden tidak memenuhi syarat dan tidak memenuhi syarat untuk

menjadi bagian dari penelitian (Ul'fah Hernaeny, 2021). Kriteria inklusi dalam penelitian ini merupakan status mahasiswa aktif UIN Walisongo Semarang dengan rentang usia 17-21 tahun, tidak sedang mengonsumsi obat-obatan yang dapat mempengaruhi fungsi kognitif atau aktivitas otak, tidak memiliki riwayat penyakit gangguan saraf dan neurologis, dan tidak memiliki gangguan pendengaran. Sementara, kriteria eksklusi dalam penelitian ini merupakan kriteria yang bukan termasuk kriteria inklusi.

D. Alat dan Bahan

1. EEG

Tipe EEG yang digunakan dalam penelitian memiliki spesifikasi KT88, dengan instrumennya sebagai berikut:

- a. Terdapat 16 saluran EEG.
- b. Tingkat pengambilan sampel adalah 100 titik per detik.
- c. Arus bocor pasien kurang dari 10 A.
- d. Tingkat kebisingan sebesar $5\mu\text{Vp-p}$.
- e. CMRR mencapai 90 dB.
- f. Akurasi mencapai 12 bit.
- g. Impedansi masukan adalah 100 M Ω .
- h. Kecepatan tampilan (kecepatan kertas) adalah 5,10,15,30,60,120 mm/s.

- i. Terdapat pembesaran berganda sebesar 10000.
 - j. Filter konstan menggunakan undang-undang digital gratis.
 - k. Amplitudo dapat dipilih dari pilihan berikut: 1, 1,5, 2, 3, 5, 7,5, 10, 12, 15, 20, 30, 50 mm/50 V.
 - l. Kecepatan pemutaran dapat dipilih dari pilihan berikut: 1 kali, 2 kali, 3 kali, 10 kali, 20 kali, 40 kali, 60 kali.
 - m. Penekanan interferensi 50 Hz sebesar 30 dB.
 - n. Jenis keamanan adalah kelas II dengan tipe BF yang diterapkan pada bagian tertentu.
2. Audio Binaural Beats

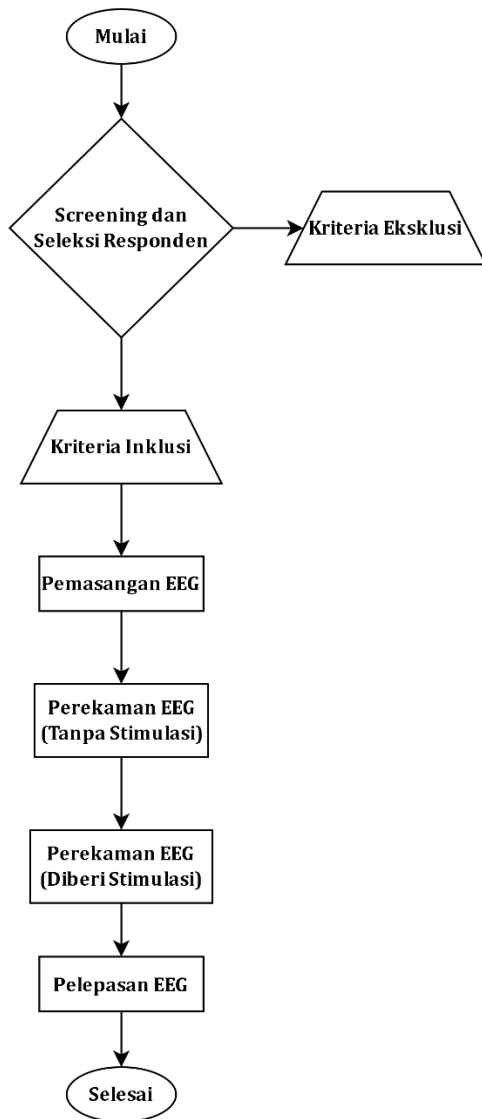
Audio binaural beats yang digunakan memiliki frekuensi sebesar 20 Hz, dengan frekuensi kiri 380 Hz dan frekuensi kanan 400 Hz. Kemudian, audio yang dipakai dalam penelitian dibuat menggunakan aplikasi Audacity. Vernon et al. (2014) mengatakan bahwa untuk mendapatkan frekuensi yang baik digunakan *binaural beats* mendekati 400 Hz.

3. *Earphone*

Penelitian ini menggunakan *earphone* stereo sebagai alat pendukung pemberian stimulasi selama pengukuran EEG.

E. Prosedur Penelitian

Alur pengambilan data EEG dalam penelitian ditunjukkan pada Gambar 3.1 yang dimulai dengan screening dan seleksi responden berkaitan kondisi fisik, mental, dan kesehatan berdasarkan kriteria inklusi dan eksklusi yang digunakan. Apabila responden termasuk dalam kriteria eksklusi, maka penelitian terhadap responden tersebut tidak dilanjutkan. Sementara, apabila responden memenuhi kriteria inklusi, maka responden dapat melanjutkan ke tahap pengambilan data yang dimulai dengan pemasangan EEG. Proses pemasangan EEG diawali dengan pengukuran kepala menggunakan meteran, yang bertujuan untuk mengetahui panjang dan lebar kepala responden. Informasi ini sangat penting untuk memastikan peletakan elektroda yang tepat pada posisi yang sesuai. Selanjutnya, selama satu menit aktivitas sinyal otak direkam sembari menutup mata, sinyal ini termasuk sinyal otak kondisi rileks tanpa stimulasi. Setelah pengukuran aktivitas sinyal otak kondisi rileks, responden diberi stimulasi mendengarkan audio binaural beats yang sudah disiapkan dengan menggunakan *earphone* dan direkam aktivitas sinyal otak selama satu menit. Tahap akhir, alat EEG dilepas dari kepala responden yang menandakan bahwa seluruh proses pengambilan data telah selesai dilakukan.



Gambar 3.1 Prosedur Pengambilan Data EEG

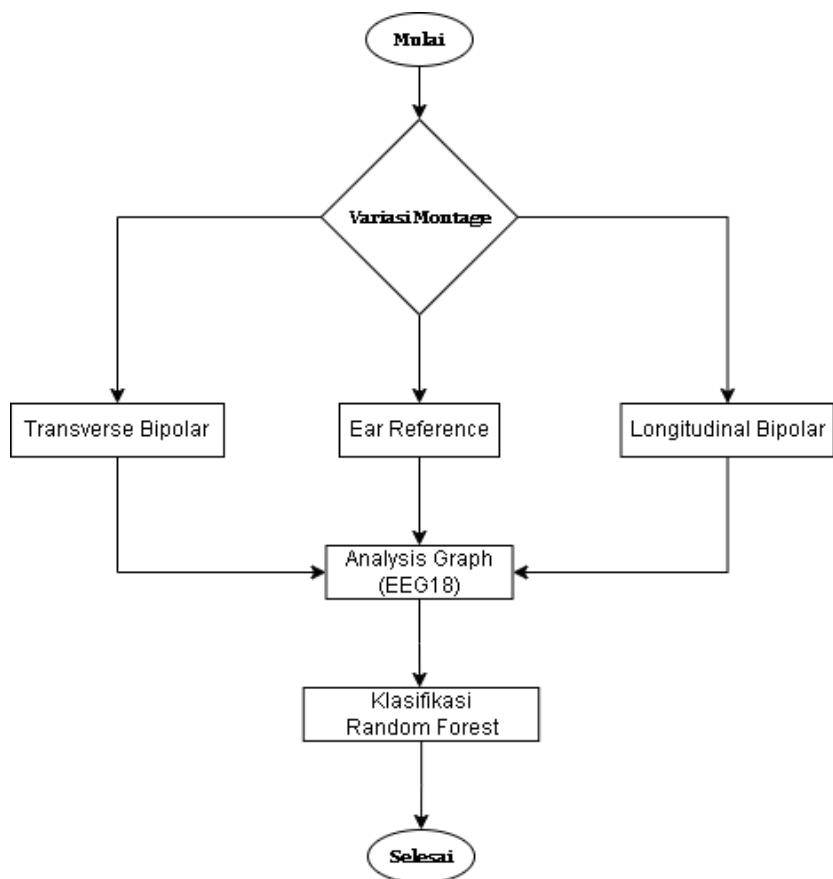
Gambar 3.2 menunjukkan prosedur pengolahan data. Tahap awal data EEG yang telah direkam kemudian divariasikan montagenya, yaitu *ear reference*, *longitudinal bipolar*, dan *transverse bipolar*. Setelah itu, data yang telah direkam dianalisis di dalam aplikasi EEG pada bagian data *analysis graph*, yang berfungsi untuk menampilkan besaran frekuensi dari masing-masing channel yang ada. *Analysis Graph* digunakan untuk mengubah data hasil rekaman EEG yang awalnya berupa waktu diubah ke frekuensi. Transformasi yang digunakan pada tahap ini adalah transformasi fourier yang sudah terkandung di dalam software EEG. Kemudian, data frekuensi dari setiap channel dicatat dan dihitung menggunakan aplikasi Excel untuk menentukan besaran gelombang delta, theta, alfa, dan beta dari semua channel yang telah direkam untuk setiap responden penelitian. Setelah semua data frekuensi gelombang tercatat, ubah format file dari excel ke CSV. Tahap akhir adalah mengklasifikasikan data menggunakan metode Random Forest dengan aplikasi Weka.

F. Analisis Data

Tahapan analisis data dalam penelitian dilakukan untuk menguji *accuracy*, *precision*, dan *recall* menggunakan metode *Confusion Matrix*. Skema *Confusion Matrix* ditunjukkan pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1. *Confusion Matrix*

	Prediksi <i>True</i>	Prediksi <i>False</i>
Aktual <i>True</i>	TP	FN
Aktual <i>False</i>	FP	TN



Gambar 3.2 Prosedur Pengolahan Data EEG

Akurasi merujuk pada persentase keberhasilan dalam mengklasifikasikan data dengan benar setelah diuji berdasarkan hasil klasifikasi. Presisi adalah rasio antara jumlah kasus yang diprediksi sebagai positif dan benar positif terhadap keseluruhan data yang benar-benar positif. Sementara itu, *recall* adalah rasio antara jumlah kasus yang benar-benar positif yang diprediksi sebagai positif secara benar terhadap keseluruhan data yang benar-benar positif (Mayadewi & Rosely, 2015). Dengan perhitungannya sebagai berikut (Frank et al., 2017) :

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + FP + FN + TN} \times 100\% \quad (3.1)$$

$$Precision = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\% \quad (3.2)$$

$$Recall = \frac{TN}{TN + FP} \times 100\% \quad (3.3)$$

TP (*true positive*) merujuk pada data yang ditemukan sebagai positif oleh sistem dan diklasifikasi sebagai positif. TN (*true negative*) merujuk pada data yang ditemukan sebagai negatif oleh sistem dan diklasifikasi sebagai negatif. FP (*false negative*) merujuk pada data yang sebenarnya negatif, tetapi diklasifikasi sebagai positif oleh sistem. FN (*false positive*) merujuk pada data yang sebenarnya positif, tetapi diklasifikasi sebagai negatif oleh sistem.

Dalam penelitian ini, data positif yaitu data EEG yang diberi stimulasi binaural beats sedangkan data negatif yaitu data tanpa stimulasi. Maka, TP (*true positive*) merupakan data EEG dengan stimulasi dan diklasifikasikan sebagai data yang diberi stimulasi oleh sistem. TN (*true negative*) merupakan data EEG tanpa stimulasi dan diklasifikasikan sebagai data tanpa stimulasi oleh sistem. FP (*false positive*) merupakan data EEG tanpa stimulasi dan diklasifikasikan sebagai data yang diberi stimulasi oleh sistem. FN (*false negative*) merupakan data EEG yang diberi stimulasi dan diklasifikasikan sebagai data tanpa diberi stimulasi oleh sistem.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Deskripsi Hasil Penelitian

Proses pengambilan data pada responden dimulai dengan persiapan alat dan bahan yang akan digunakan. Langkah pertama adalah mengukur kepala responden menggunakan meteran untuk menentukan penempatan elektroda secara akurat. Setelah pengukuran selesai, elektroda EEG dipasang dengan menggunakan sistem 10-20, yang merupakan standar internasional untuk penempatan elektroda dalam elektroensefalografi.



Gambar 4.1 Proses pengambilan data penelitian

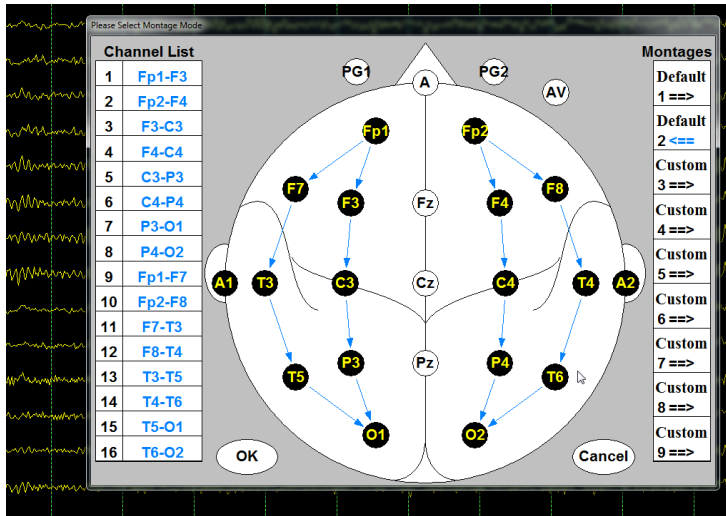
Setelah pemasangan elektroda selesai, dilakukan perekaman EEG sebanyak dua kali, yang ditunjukkan pada Gambar 4.1. Perekaman pertama dilakukan tanpa

memberikan stimulasi apapun kepada responden, bertujuan untuk mendapatkan data dasar aktivitas otak dalam kondisi rileks tanpa stimulasi. Perekaman ini berlangsung selama 60 detik. Perekaman kedua dilakukan setelah memberikan stimulasi binaural beats kepada responden. Stimulasi ini bertujuan untuk melihat perubahan aktivitas otak sebagai respon terhadap rangsangan yang diberikan. Sama seperti perekaman pertama, perekaman kedua berlangsung selama 60 detik.

B. Pengolahan Data

Setelah proses pengambilan data dari responden, data yang diperoleh kemudian diolah. Tahap pertama dalam pengolahan data adalah melakukan variasi montage, yaitu *ear reference*, *transverse bipolar*, dan *longitudinal bipolar*, yang ditunjukkan pada Gambar 4.2. Setelah itu, data yang telah direkam dianalisis di dalam aplikasi EEG pada bagian data *analysis graph*, yang berfungsi untuk menampilkan besaran frekuensi dari masing-masing channel yang ada. Kemudian, data frekuensi setiap channel dicatat dan dilanjutkan menghitung besaran masing-masing gelombang delta, theta, alpha, dan beta. Proses ini melibatkan penjumlahan semua frekuensi dari seluruh channel, yang kemudian digunakan untuk menghitung

persentase setiap gelombang. Setelah itu, tahapan awal diulangi dengan variasi montage yang berbeda.



Gambar 4.2 Proses variasi montage

C. Hasil Pengolahan Data

Penelitian ini dilakukan terhadap 20 responden dengan menggunakan tiga variasi montage, yaitu *ear reference*, *longitudinal bipolar*, dan *transverse bipolar*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa gelombang yang direkam oleh ketiga variasi montage tersebut berbeda-beda.

Pada pengambilan data tanpa stimulasi, didapati bahwa setiap variasi montage merekam frekuensi gelombang yang berbeda untuk setiap responden. Pada Tabel 4.1, yang merupakan salah satu data responden tanpa stimulasi, terlihat bahwa ketiga variasi montage

memberikan hasil yang berbeda-beda. Montage *transversal bipolar* mencatat nilai gelombang beta tertinggi, diikuti oleh *ear reference* dan *longitudinal bipolar*.

Tabel 4.1 Perekaman tanpa stimulasi pada salah-satu responden

Montage	Delta	Theta	Alfa	Beta
Ear	29,9	13,61	50,39	6,09
Longitudinal	38,81	13,35	43,13	4,72
Transversal	51,07	12,42	28,77	7,75

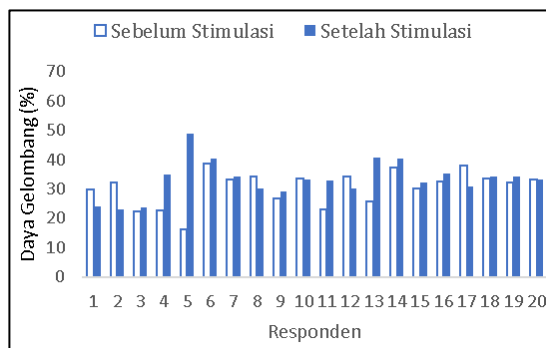
Tabel 4.2 Perekaman dengan stimulasi pada salah-satu responden

Montage	Delta	Theta	Alfa	Beta
Ear	23,97	15,05	54,45	6,54
Longitudinal	57,13	22,25	65,5	20,21
Transversal	45,23	11,21	29,09	14,47

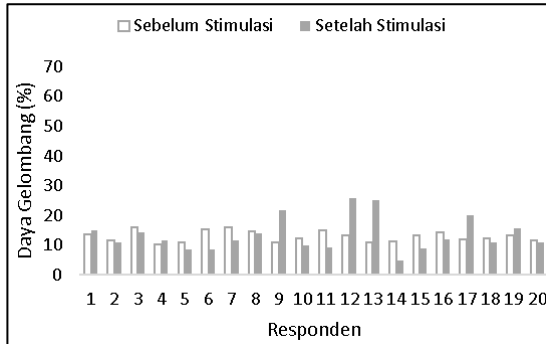
Setelah pemberian stimulasi, hasil penelitian juga menunjukkan perbedaan frekuensi gelombang yang direkam oleh setiap variasi montage untuk masing-masing responden. Tabel 4.2, yang merupakan salah satu data responden setelah pemberian stimulasi, terlihat bahwa ketiga variasi montage mendapatkan nilai gelombang beta yang berbeda. Montage *longitudinal bipolar* mencatat nilai gelombang beta tertinggi, diikuti oleh *ear reference* dan *transverse bipolar*.

Perbedaan hasil yang diperoleh dari ketiga variasi montage ini disebabkan karena responden dalam penelitian

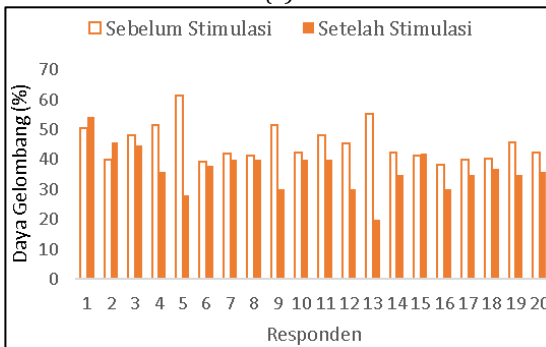
tidak mengalami gangguan neurologis (bukan sinyal abnormal). Sinyal abnormal pada EEG terdapat pada responden dengan kondisi neurologis seperti epilepsi (Siuly et al., 2016). Penderita alzheimer atau responden yang termasuk kedalam sinyal abnormal, potensial terlokalisasi di satu titik, sementara untuk responden yang bukan termasuk kedalam sinyal abnormal, potensial tidak terlokalisasi dalam satu titik (Acharya & Acharya, 2019). Sehingga, dapat dilihat pada Tabel, bahwa pada responden yang sama hasil perekaman menggunakan variasi montage mendapatkan hasil yang berbeda. Acharya & Acharya (2019) menjelaskan bahwa variasi montage tertentu dapat digunakan untuk melokalisasi perubahan potensial secara akurat. Misalnya, montage bipolar dapat digunakan untuk merekam aktivitas epilepsi fokal yang merupakan aktivitas otak abnormal dan memicu perubahan potensial yang terlokalisasi.



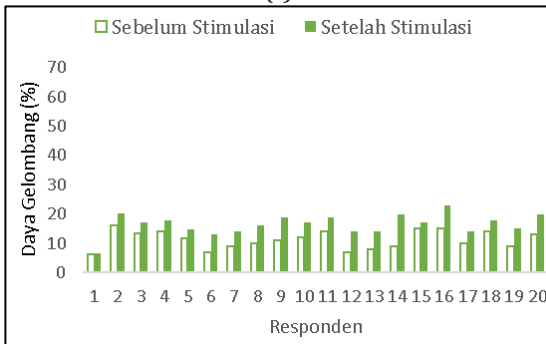
(a)



(b)



(c)



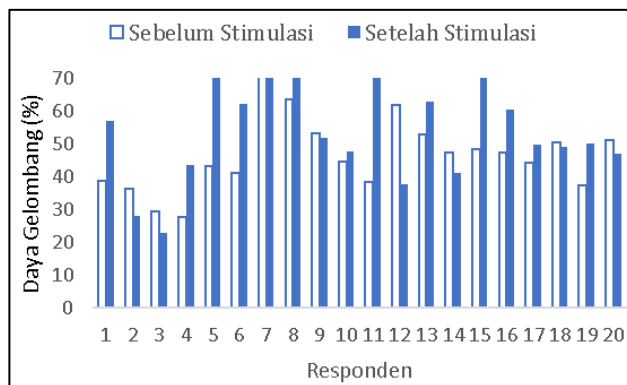
(d)

Gambar 4.3 Persentase gelombang dengan *ear reference montage* (a) delta, (b) theta, (c) alpha, dan (d) beta

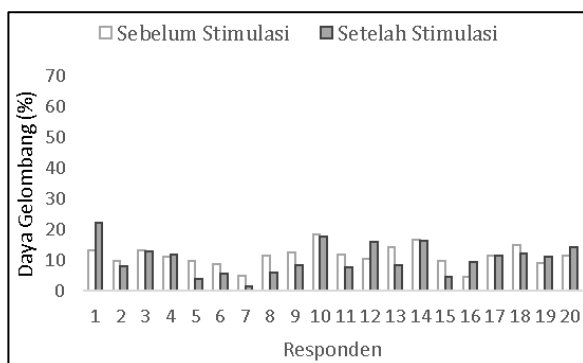
Gambar 4.3 menunjukkan persentase gelombang otak sebelum dan setelah stimulasi dengan *ear reference montage*. Setelah diberi stimulasi, 5 responden mengalami penurunan gelombang delta, 13 responden mengalami penurunan gelombang theta, 16 responden mengalami penurunan gelombang alpha, dan semua responden mengalami kenaikan gelombang beta. Gelombang alfa biasanya terkait dengan keadaan relaksasi yang waspada, di mana pikiran tenang namun tetap fokus. Sementara, gelombang beta, dikaitkan dengan aktivitas mental yang intens dan fokus yang tajam. Sebaliknya, gelombang theta cenderung muncul ketika seseorang tidak dapat berkonsentrasi, mengantuk, atau sedang berada dalam tahap awal tidur. Dengan kata lain, dominasi gelombang theta menunjukkan keadaan kurangnya perhatian dan konsentrasi. Sementara gelombang delta berkaitan dengan kondisi tidur nyenyak (Park et al., 2018; Z. Wang & Mengoni, 2022). Hal ini menunjukkan setelah diberi stimulasi responden mengalami kenaikan atensi dan konsentrasi, yang berarti kondisi kognitif responden meningkat setelah diberikan stimulasi.

Gambar 4.4 menunjukkan persentase gelombang otak sebelum dan setelah stimulasi dengan *longitudinal bipolar montage*. Setelah diberi stimulasi, 7 responden mengalami

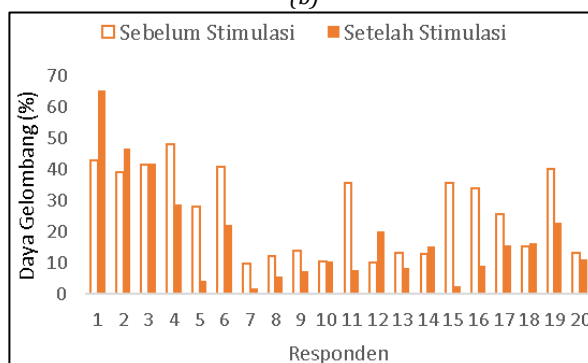
penurunan gelombang delta, 13 responden mengalami penurunan gelombang theta, 13 responden mengalami penurunan gelombang alpha, dan 3 responden mengalami penurunan gelombang beta. Sementara, hasil variasi *transverse bipolar montage* didapatkan bahwa 8 responden mengalami penurunan gelombang delta, 13 responden mengalami penurunan gelombang theta, 13 responden mengalami penurunan gelombang alpha, dan 4 responden mengalami penurunan gelombang beta, yang ditunjukkan pada Gambar 4.5. Hasil perekaman EEG dengan stimulasi gelombang binaural beats beta menggunakan variasi *longitudinal bipolar montage* dan *transverse bipolar montage* menunjukkan bahwa, setelah diberi stimulasi kondisi responden mengalami kenaikan atensi dan konsentrasi ditandai dengan kenaikan gelombang beta dan penurunan gelombang delta, theta, dan alpha.



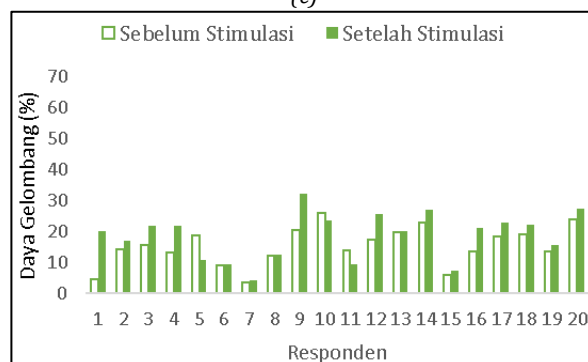
(a)



(b)

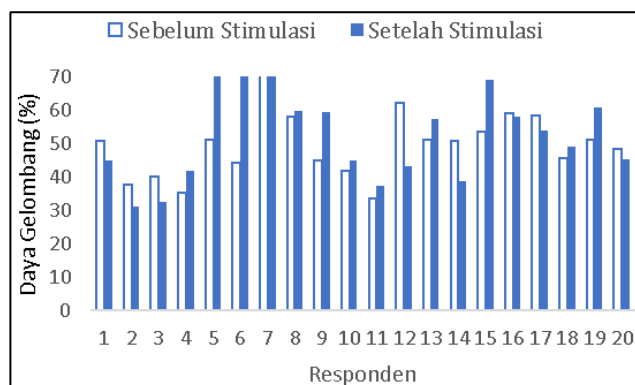


(c)

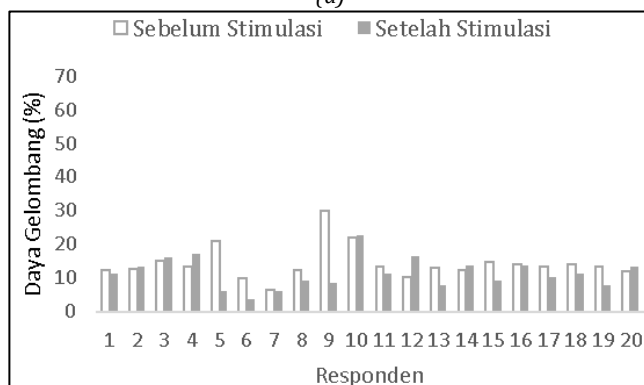


(d)

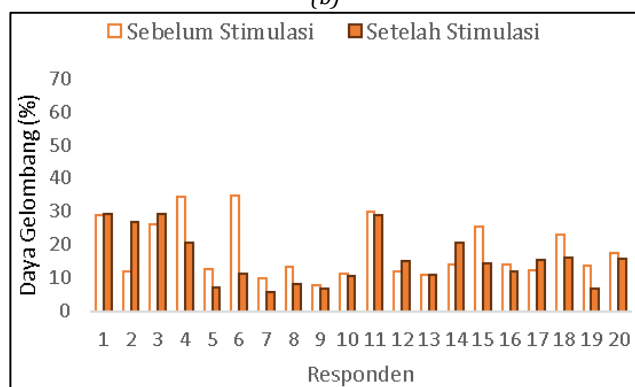
Gambar 4.4 Persentase gelombang dengan *longitudinal bipolar montage* (a) delta, (b) theta, (c) alpha, dan (d) beta



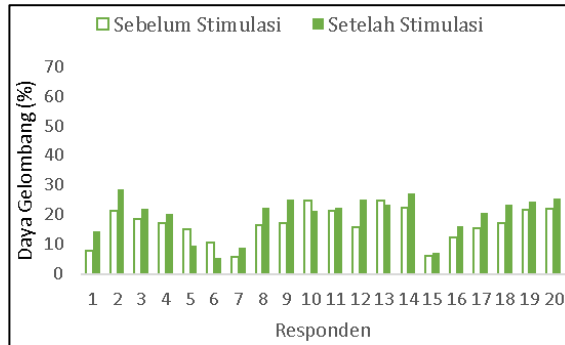
(a)



(b)



(c)



(d)

Gambar 4.5 Persentase gelombang dengan *transverse bipolar montage* (a) delta, (b) theta, (c) alpha, dan (d) beta

Temuan ini didukung oleh beberapa penelitian terdahulu. Park et al. (2018) dalam penelitiannya menggunakan binaural beats alpha dan beta untuk membandingkan hasil stimulasinya. Hasil perekaman didapatkan bahwa setelah diberi perlakuan binaural beats beta, gelombang beta mengalami kenaikan gelombang pada *channel* AF7, AF8, Tp9, dan Tp10. Kemudian, Daniel et al. (2019) menggunakan frekuensi binaural beats sebesar 25 Hz dan memberikan kuesioner sebelum dan sesudah perlakuan. Penelitiannya dapat meningkatkan gelombang beta dan berdasar kuesioner didapati bahwa perlakuan dapat menurunkan gangguan emosi responden.

Nurhadi & Syihabuddin (2021) dalam penelitiannya menggunakan frekuensi binaural beats sebesar 15 Hz dengan perlakuan membaca artikel dapat meningkatkan

atensi responden ketika membaca artikel, atensi ini salah satu bentuk konsentrasi kerja otak. Wang et al. (2022) dalam penelitiannya menggunakan frekuensi binaural beats sebesar 15 Hz untuk meningkatkan Konektivitas Jaringan Otak Fungsional dalam Keadaan Kelelahan Mental. Perlakuan yang diberikan menyebabkan kinerja otak dalam tugas kewaspadaan visual lebih berkonsentrasi. Selain itu, disebutkan bahwa mendengarkan audio binaural beats 15 Hz juga berkontribusi pada peningkatan kinerja memori otak.

Berdasarkan Gambar 4.3, 4.4, dan 4.5, perekaman EEG dengan stimulasi binaural beats beta menggunakan variasi montage menghasilkan rekaman yang berbeda. Setelah diberikan stimulasi, perekaman dengan *ear reference montage* menunjukkan kenaikan gelombang beta pada semua responden. Sebaliknya, perekaman dengan *longitudinal bipolar* menunjukkan penurunan gelombang beta pada 3 responden, dan dengan *transverse bipolar* menunjukkan penurunan pada 4 responden. Hasil ini menunjukkan bahwa variasi montage dapat menghasilkan perbedaan dalam perekaman yang sama. Selain itu, responden dalam penelitian ini bukan penderita neurologis dan tidak memiliki sinyal EEG yang abnormal, sehingga

perekaman mereka tidak terlokalisasi pada satu titik, yang menyebabkan hasil yang berbeda dengan variasi montage.

D. Hasil Klasifikasi Data

Data setiap frekuensi gelombang otak yang telah diperoleh kemudian diberi penamaan untuk setiap responden penelitian. Keterangan "tanpa stimulasi" merupakan data penelitian terhadap responden tanpa diberi stimulasi, sementara keterangan "stimulasi" merupakan data penelitian terhadap responden yang diberi stimulasi binaural beats, yang ditunjukkan pada lampiran 4.

Setelah pelabelan dilakukan, tahapan klasifikasi dilanjutkan menggunakan metode Random Forest melalui aplikasi Weka. Proses klasifikasi ini melibatkan dua tahap penting, yaitu penggunaan Training Set dan metode Cross-Validation. Dalam Cross-Validation, data dibagi menjadi beberapa subset yang disebut k-fold validation, yang kemudian digunakan sebagai data pengujian untuk evaluasi model. K-Fold Cross-Validation adalah metode pengujian yang digunakan untuk mengevaluasi performa suatu metode algoritma dengan cara membagi sampel data menjadi beberapa kelompok (folds) sebanyak nilai K, kemudian menguji metode algoritma tersebut secara acak pada setiap fold untuk menghasilkan nilai kinerja (Cahyanti

et al., 2020). Nilai k-fold 5, 10, 15, 20, dan 25 digunakan dalam penelitian ini.

Tabel 4.3 Hasil Prediksi Confusion Matrix dengan *Ear Reference Montage*

No	k-Fold	Akurasi (%)	Presisi (%)	Recall (%)
1	5	80	80	80
2	10	82,5	90	75
3	15	85	90	80
4	20	90	90	90
5	25	85	90	80

Tabel 4.3, 4.4, dan 4.5 menunjukkan hasil klasifikasi menggunakan *montage ear reference*, *longitudinal bipolar*, dan *transverse bipolar*. Hasil cross-validation terbaik dengan *ear reference* diperoleh pada k-Fold 20, yang berarti pengujian dilakukan dalam 20 tahap. Kemudian, hasil cross-validation terbaik dengan *longitudinal bipolar* juga diperoleh pada k-Fold 20. Sementara itu, *untuk transverse bipolar*, hasil cross-validation terbaik diperoleh pada k-Fold 25.

Hasil ini berbeda dengan penelitian yang dilakukan oleh Krishnan et al. (2020). Penelitiannya memperoleh nilai akurasi terbaik dengan 10-fold menggunakan metode klasifikasi Random Forest. Tujuan dari penelitian tersebut adalah untuk mendeteksi kondisi skizofrenia dengan metode Multivariate Empirical Mode Decomposition

(MEMD) untuk mendekomposisi sinyal EEG menjadi Intrinsic Mode Functions (IMF). Selanjutnya, penelitian yang dilakukan oleh Hutapea & Tanzil Furqon (2018) mengklasifikasi skizofrenia dengan menerapkan metode Modified K-Nearest Neighbors (MKNN) dan menguji nilai k dari 1 hingga 10. Hasil optimal ditemukan pada nilai k=7. Perbedaan penelitian sebelumnya dan penelitian ini dikarenakan perbedaan metode yang dilakukan.

Nilai akurasi terbaik yang didapatkan dalam penelitian ini menggunakan *montage ear reference* sebesar 90% dengan k-Fold 20. Sementara itu, nilai akurasi terbaik dari *montage longitudinal bipolar* sebesar 75% dengan k-Fold 20, dan nilai akurasi terbaik dari *montage transverse bipolar* sebesar 67,5% dengan k-Fold 25. Dari hasil akurasi yang didapatkan, *ear reference* mampu merekam sinyal otak yang lebih akurat dibandingkan dengan variasi montage yang lainnya.

Tabel 4.4 Hasil Prediksi Confusion Matrix dengan *Longitudinal Bipolar Montage*

No	k-Fold	Akurasi (%)	Presisi (%)	Recall (%)
1	5	67,5	65%	70%
2	10	72,5	80%	65%
3	15	72,5	75%	70%
4	20	75	80%	70%
5	25	70	70%	70%

Tabel 4.5 Hasil Prediksi Confusion Matrix dengan *Transverse Bipolar Montage*

No	k-Fold	Akurasi (%)	Presisi (%)	Recall (%)
1	5	57,5	65	50
2	10	62,5	65	60
3	15	65	60	70
4	20	62,5	65	60
5	25	67,5	65	70

Nilai akurasi yang diperoleh dalam penelitian ini berbeda dengan penelitian yang dilakukan oleh Trambaiolli et al. (2011) yang mengklasifikasi penderita Alzheimer. Penelitiannya menghasilkan nilai akurasi *montage transverse bipolar* sebesar 81,32%, *longitudinal bipolar* sebesar 72,72%, dan *ear reference* sebesar 70,22%. Perbedaan hasil ini disebabkan oleh perbedaan kondisi neurologis pada responden yang diteliti. Penelitian sebelumnya dilakukan pada responden dengan gangguan neurologis yang termasuk dalam sinyal EEG abnormal, sementara pada penelitian ini dilakukan pada responden tanpa gangguan neurologis (bukan termasuk sinyal EEG abnormal).

Acharya & Acharya (2019) mengatakan bahwa variasi montage seperti bipolar dapat digunakan untuk melokalisasi perubahan potensial secara akurat yang

diperlukan untuk merekam aktivitas epilepsi fokal, yang termasuk dalam aktivitas otak abnormal dan merupakan fenomena yang memicu perubahan potensial terlokalisasi. Dapat dikatakan bahwa pada sinyal EEG abnormal, potensial terlokalisasi di satu titik, sementara pada sinyal EEG normal, potensial tidak terlokalisasi.

Hal ini menyebabkan data *ear reference* yang diperoleh memiliki nilai akurasi tertinggi dibandingkan dengan *longitudinal* dan *transverse bipolar montage*. *Ear reference* mampu mewakili seluruh titik di kepala, sedangkan *longitudinal* dan *transverse bipolar* hanya mewakili sebagian titik yang lebih terlokalisir. Akibatnya, hasil akurasi yang didapatkan lebih rendah karena responden tidak mengalami lonjakan potensial di satu titik.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

A. Kesimpulan

Kesimpulan pada penelitian ini adalah:

1. Penggunaan *montage ear reference* merupakan konfigurasi terbaik untuk merekam responden tanpa gangguan neurologis, dimana potensial tidak terlokalisasi. Sementara itu, *montage longitudinal bipolar* dan *transverse bipolar* lebih optimal untuk merekam responden dengan gangguan neurologis seperti alzheimer atau epilepsi yang memiliki potensial terlokalisasi di satu titik.
2. Akurasi terbaik yang diperoleh dari penelitian menggunakan *ear reference* montage sebesar 90% dengan k-Fold 20. Sementara itu, akurasi terbaik dari *montage longitudinal bipolar* sebesar 75% dengan k-Fold 20, dan akurasi terbaik dari *montage transverse bipolar* sebesar 67,5% dengan k-Fold 25.

B. Saran

Saran pada penelitian ini adalah:

1. Dalam rangka memperluas cakupan analisis saat membandingkan *reference montage*, disarankan untuk menambahkan jenis *reference montage* lain, seperti Cz dan Pz *reference*.

2. Sebagai langkah untuk meningkatkan analisis perbandingan, disarankan untuk menambahkan jenis *montage* lain, seperti *average common reference montage* dan *laplacian montage*.

DAFTAR PUSTAKA

- Abadin, A. F. M. Z., Imtiaz, A., Ahmed, M. M., & Dutta, M. (2021). A Brief Study of Binaural Beat: A Means of Brain-Computer Interfacing. *Advances in Human-Computer Interaction*, 2021. <https://doi.org/10.1155/2021/6814208>
- Acharya, J. N., & Acharya, V. J. (2019). Overview of EEG Montages and Principles of Localization. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 36(5), 325–329. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000538>
- Akbar, Y., Handayani, N., Arif, I., Nurul, S., & Haryanto, F. (2016). Entropi Spektral Resting State Sinyal Electroencefalogram pada Penderita Skizofrenia. *Prosiding Snips 2016, May*, 806–811.
- Amores, J., Richer, R., Zhao, N., Maes, P., & Eskofier, B. M. (2018). Promoting Relaxation Using Virtual Reality, Olfactory Interfaces and Wearable EEG. *2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN 2018, 2018-Janua*, 98–101. <https://doi.org/10.1109/BSN.2018.8329668>
- Basri, A., & Arif, M. (2021). Classification of Seizure Types Using Random Forest Classifier. *Advances in Science and Technology Research Journal*, 15(3), 167–178. <https://doi.org/10.12913/22998624/140542>
- Beniczky, S., & Schomer, D. L. (2020). Electroencephalography: Basic Biophysical and Technological Aspects Important for Clinical Applications. *Epileptic Disorders*, 22(6), 697–715. <https://doi.org/10.1684/epd.2020.1217>
- Betts, J. G., Desaix, P., Johnson, E., Johnson, J. E., Korol, O., Kruse, D., Poe, B., Wise, J., Womble, M. D., & Young, K. A. (2013). Anatomy and Physiology. In T. OpenStax College, Rice

- University Houston (Ed.), *Acta Oto-Laryngologica* (Vol. 19, Issue S20).
- Biau, G., & Scornet, E. (2016). A Random Forest Guided Tour. *Test*, 25(2), 197–227. <https://doi.org/10.1007/s11749-016-0481-7>
- BKKBN. (2021). *Saatnya Remaja Indonesia Melek Kesehatan Reproduksi*.
- Bouckaert, R., Frank, E., Hall, M., & Kirkby, R. (2013). *WEKA Manual for Version 3-7-10*. <http://ftp.jaist.ac.jp/pub/sourceforge/w/project/we/weka/documentation/3.7.x/WekaManual-3-7-10.pdf>
- Cahyanti, D., Rahmayani, A., & Husniar, S. A. (2020). Analisis Performa Metode KNN pada Dataset Pasien Pengidap Kanker Payudara. *Indonesian Journal of Data and Science*, 1(2), 39–43. <https://doi.org/10.33096/ijodas.v1i2.13>
- Carter, R. (2019). *The Brain Book: An Illustrated Guide To Its Structure, Functions, And Disorders*. Dorling Kindersley Ltd.
- Catani, M., & De Schotten, M. T. (2012). *Atlas of Human Brain Connections*. Oxford University Press, USA.
- Daniel, R., Mahajan, R., Chandra, S., & Chauhan, R. P. (2019). The Effect of Binaural Auditory Beats on Electroencephalography Power and Mood. *Researchgate.Net*, April 2021.
- Forstmann, B. U., Keuken, M. C., & Alkemade, A. (2015). An Introduction To Human Brain Anatomy. *An Introduction to Model-Based Cognitive Neuroscience*.
- Frank, E., Hall, M. A., & Witten, I. H. (2017). The WEKA Workbench. *Data Mining*, 553–571. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-804291-5.00024-6>

- Hutapea, A., & Tanzil Furqon, M. (2018). Penerapan Algoritme Modified K-Nearest Neighbour pada Pengklasifikasian Penyakit Kejiwaan Skizofrenia. *Jurnal Pengembangan Teknologi Informasi Dan Ilmu Komputer*, 2(10), 3957–3961. <http://j-ptiik.ub.ac.id>
- Idris, Z. (2020). Quantum Physics Perspective on Electromagnetic and Quantum Fields Inside the Brain. *Malaysian Journal of Medical Sciences*, 27(1), 1–5. <https://doi.org/10.21315/mjms2020.27.1.1>
- Khakim, Z., & Kusrohmaniah, S. (2021). Dasar - Dasar Electroencephalography (EEG) Bagi Riset Psikologi. *Buletin Psikologi*, 29(1), 92. <https://doi.org/10.22146/buletinpsikologi.52328>
- Krishnan, P. T., Joseph Raj, A. N., Balasubramanian, P., & Chen, Y. (2020). Schizophrenia Detection using Multivariate Empirical Mode Decomposition and Entropy Measures From Multichannel EEG Signal. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 40(3), 1124–1139. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2020.05.008>
- Larasati, A. C., & Nawangsih, E. (2016). Pengaruh Pemberian Binaural Beats Terhadap Tingkat Inattention pada Siswa MI Asih Putera (Penelitian pada Siswa yang Mengalami Gangguan Pemusatan Perhatian). *Prosiding Psikologi*, 2(2), 430–435.
- Lopez, S., Gross, A., Yang, S., Golmohammadi, M., Obeid, I., & Picone, J. (2017). An Analysis of Two Common Reference Points for EEGs. *2016 IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium, SPMB 2016 - Proceedings*, 1–14. <https://doi.org/10.1109/SPMB.2016.7846854>
- Mai, J. K., Majtanik, M., & Paxinos, G. (2015). *Atlas of The Human Brain*. Academic Press.
- Mayadewi, P., & Rosely, E. (2015). Prediksi Nilai Proyek Akhir

- Mahasiswa Menggunakan Algoritma Klasifikasi Data Mining. *Seminar Nasional Sistem Informasi Indonesia, November*, 329–334.
- Najafi, T., Jaafar, R., Remli, R., & Wan Zaidi, W. A. (2022). A Classification Model of EEG Signals Based on RNN-LSTM for Diagnosing Focal and Generalized Epilepsy. *Sensors*, 22(19). <https://doi.org/10.3390/s22197269>
- Nowinski, W. L. (2011). *Introduction to Brain Anatomy*. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-9997-9_2
- Nunez, P. L., & A Srinivasan, R. (2006). *Electric Fields of the Brain: the Neurophysics of EEG*. Oxford University Press, USA.
- Nurhadi, J., & Syihabuddin, S. (2021). Meningkatkan Aktivitas Memori Kerja Berbantuan Binaural Beats. *Pedagogi: Jurnal Ilmu Pendidikan*, 21(2), 99–106. <https://doi.org/10.24036/pedagogi.v21i2.1086>
- On, F. R., Jailani, R., Norhazman, H., & Zaini, N. M. (2013). Binaural Beat Effect on Brainwaves Based on EEG. *Proceedings - 2013 IEEE 9th International Colloquium on Signal Processing and Its Applications, CSPA 2013*, 339–343. <https://doi.org/10.1109/CSPA.2013.6530068>
- Park, J., Kwon, H., Kang, S., & Lee, Y. (2018). The Effect of Binaural Beat-Based Audiovisual Stimulation on Brain Waves and Concentration. *9th International Conference on Information and Communication Technology Convergence: ICT Convergence Powered by Smart Intelligence, ICTC 2018*, 420–423. <https://doi.org/10.1109/ICTC.2018.8539512>
- Rana, A. Q., Ghouse, A. T., & Govindarajan, R. (2017). *Basics of Electroencephalography (EEG)*. 3–9. https://doi.org/10.1007/978-3-319-39342-1_1

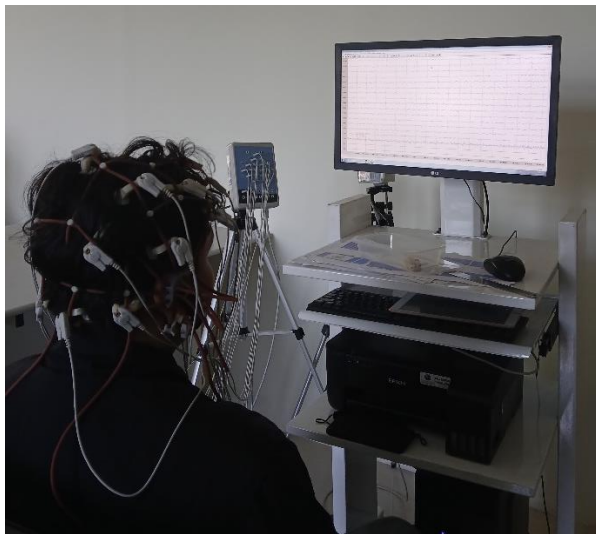
- Sarica, A., Cerasa, A., & Quattrone, A. (2017). Random Forest Algorithm For the Classification of Neuroimaging Data in Alzheimer's Disease: A Systematic Review. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 9(OCT), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2017.00329>
- Sazgar, M., & Young, M. G. (2019). Overview of EEG, Electrode Placement, and Montages. *Absolute Epilepsy and EEG Rotation Review: Essentials for Trainees*, 117–125. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-03511-2>
- Scanlon, V. C., & Sanders, T. (2018). *Essentials of Anatomy and Physiology*. FA Davis.
- Sinha, S. R., Sullivan, L. R., Sabau, D., Orta, D. S. J., Dombrowski, K. E., Halford, J. J., Hani, A. J., Drislane, F. W., & Stecker, M. M. (2016). American Clinical Neurophysiology Society Guideline 1: Minimum Technical Requirements for Performing Clinical Electroencephalography. *Neurodiagnostic Journal*, 56(4), 235–244. <https://doi.org/10.1080/21646821.2016.1245527>
- Siuly, S., Li, Y., & Zhang, Y. (2016). EEG Signal Analysis and Classification Techniques and Applications. In *Springer*.
- Suwanto, S., Bisri, M. H., Novitasari, D. C. R., & Asyhar, A. H. (2019). Classification of EEG Signals using Fast Fourier Transform (FFT) and Adaptive Neuro Fuzzy Inference System (ANFIS). *Jurnal Matematika "MANTIK,"* 5(1), 35–44. <https://doi.org/10.15642/mantik.2019.5.1.35-44>
- Teplan, M. (2002). Fundamentals of EEG Measurement. *Measurement Science Review*, 2, 1–11.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. H. (2018). *Principles of Anatomy and Physiology*. John Wiley & Sons.
- Trambaiolli, L., Lorena, A., Fraga, F., Kanda, P., Nitrini, R., & Anghinah, R. (2011). Does EEG Montage Influence

- Alzheimer's Disease Electroclinic Diagnosis?
International Journal of Alzheimer's Disease, 2011.
<https://doi.org/10.4061/2011/761891>
- Ul'fah Hernaeny, M. P. (2021). Populasi dan Sampel. *Pengantar Statistika*, 1, 42.
- Vernon, D., Peryer, G., Louch, J., & Shaw, M. (2014). Tracking EEG Changes in Response to Alpha and Beta Binaural Beats. *International Journal of Psychophysiology*, 93(1), 134–139.
<https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2012.10.008>
- Vishram Singh, M. (2010). Textbook of Clinical Neuroanatomy. *Thieme Journal*, 6(11), 951–952.
- Wang, X., Lu, H., He, Y., Sun, K., Feng, T., & Zhu, X. (2022). Listening to 15 Hz Binaural Beats Enhances the Connectivity of Functional Brain Networks in the Mental Fatigue State—An EEG Study. *Brain Sciences*, 12(9).
<https://doi.org/10.3390/brainsci12091161>
- Wang, Z., & Mengoni, P. (2022). Seizure Classification with Selected Frequency Bands and EEG Montages: a Natural Language Processing Approach. *Brain Informatics*, 9(1).
<https://doi.org/10.1186/s40708-022-00159-3>

LAMPIRAN-LAMPIRAN

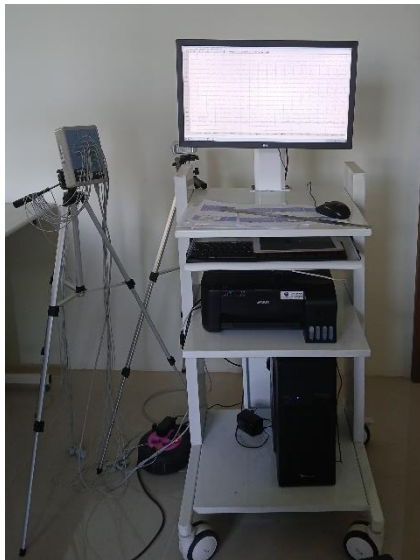
Lampiran 1

Proses pengambilan data EEG pada responden



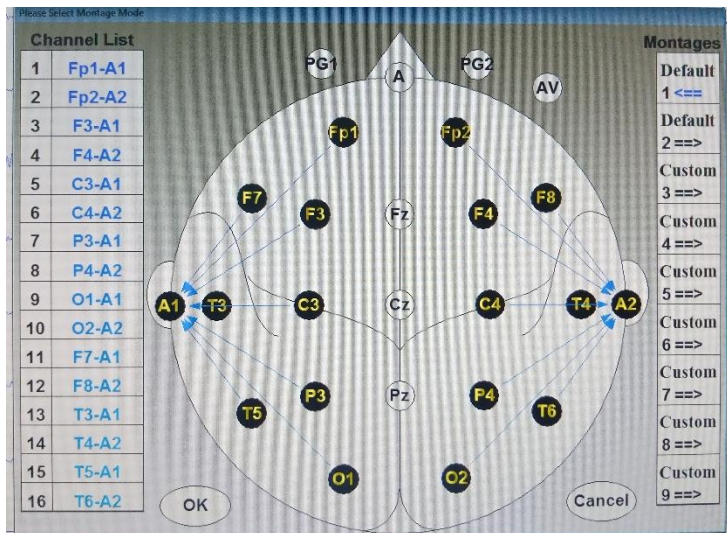
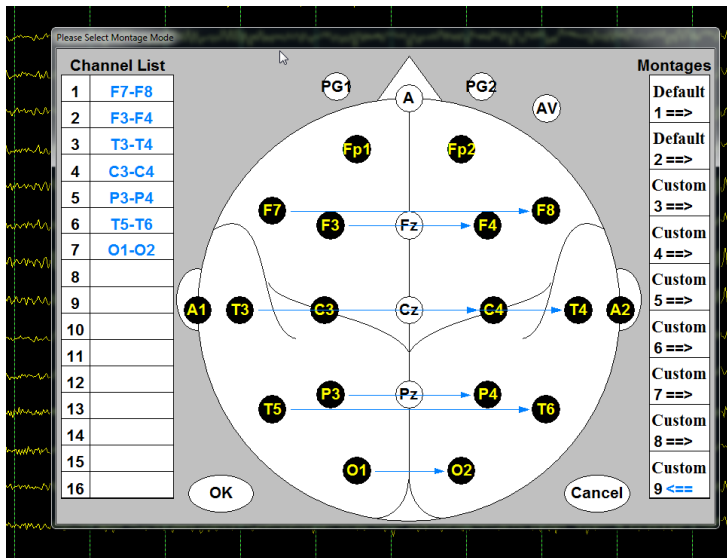
Lampiran 2

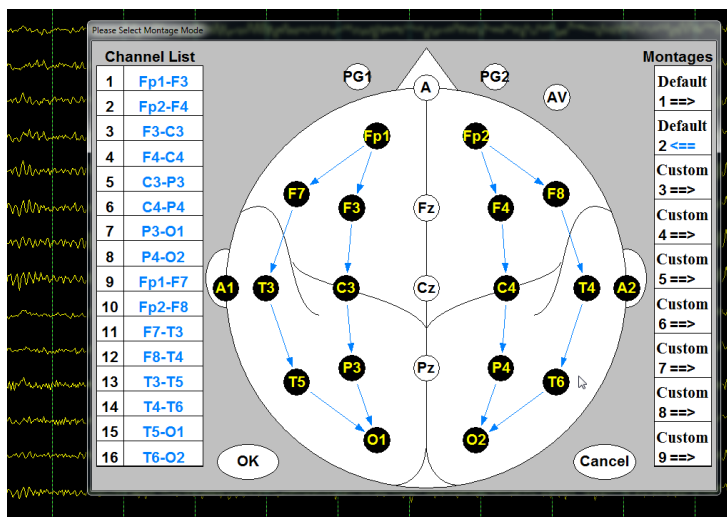
Instrumen EEG



Lampiran 3

Variasi montage yang digunakan





Lampiran 4

Data Gelombang EEG hasil variasi montage

Ear reference montage

Responden	Deltha	Theta	Alpha	Beta
Tanpa Stimulasi	29,90	13,61	50,39	6,09
Tanpa Stimulasi	32,20	11,55	40,07	16,18
Tanpa Stimulasi	22,44	16,01	48,16	13,39
Tanpa Stimulasi	22,69	10,43	51,63	14,19
Tanpa Stimulasi	16,12	10,78	61,48	11,62
Tanpa Stimulasi	38,60	15,20	39,20	7,00
Tanpa Stimulasi	33,10	16,01	41,89	9,00
Tanpa Stimulasi	34,12	14,57	41,31	10,00
Tanpa Stimulasi	26,62	10,78	51,60	11,00
Tanpa Stimulasi	33,50	12,20	42,30	12,00
Tanpa Stimulasi	22,89	15,10	48,01	14,00
Tanpa Stimulasi	34,30	13,40	45,30	7,00
Tanpa Stimulasi	25,70	10,90	55,40	8,00
Tanpa Stimulasi	37,29	11,21	42,50	9,00
Tanpa Stimulasi	30,20	13,40	41,40	15,00
Tanpa Stimulasi	32,60	14,20	38,20	15,00
Tanpa Stimulasi	37,90	12,10	40,00	10,00
Tanpa Stimulasi	33,47	12,20	40,33	14,00
Tanpa Stimulasi	32,07	13,22	45,71	9,00

Tanpa Stimulasi	33,04	11,56	42,40	13,00
Stimulasi	23,97	15,05	54,45	6,54
Stimulasi	22,98	11,02	45,85	20,14
Stimulasi	23,57	14,48	44,67	17,28
Stimulasi	34,92	11,59	35,79	17,69
Stimulasi	48,72	8,47	28,03	14,78
Stimulasi	40,40	8,60	38,00	13,00
Stimulasi	34,30	11,70	40,00	14,00
Stimulasi	30,10	13,90	40,00	16,00
Stimulasi	29,10	21,90	30,00	19,00
Stimulasi	33,21	9,79	40,00	17,00
Stimulasi	32,80	9,20	40,00	19,00
Stimulasi	30,20	25,80	30,00	14,00
Stimulasi	40,70	25,30	20,00	14,00
Stimulasi	40,20	4,80	35,00	20,00
Stimulasi	32,20	8,80	42,00	17,00
Stimulasi	35,10	11,90	30,00	23,00
Stimulasi	30,90	20,10	35,00	14,00
Stimulasi	34,10	10,90	37,00	18,00
Stimulasi	34,20	15,80	35,00	15,00
Stimulasi	33,10	10,90	36,00	20,00

Longitudinal bipolar montage

Responden	Delta	Theta	Alpha	Beta
Tanpa Stimulasi	38,81	13,35	43,13	4,72
Tanpa Stimulasi	36,60	9,92	39,17	14,31
Tanpa Stimulasi	29,37	13,37	41,64	15,62
Tanpa Stimulasi	27,74	11,10	48,01	13,15
Tanpa Stimulasi	43,24	9,71	28,04	18,92
Tanpa Stimulasi	41,22	8,93	40,86	8,99
Tanpa Stimulasi	81,93	5,01	9,92	3,68
Tanpa Stimulasi	63,87	11,72	12,11	12,29
Tanpa Stimulasi	53,24	12,53	13,81	20,42
Tanpa Stimulasi	44,79	18,56	10,45	26,21
Tanpa Stimulasi	38,36	12,06	35,68	13,90
Tanpa Stimulasi	61,96	10,53	10,13	17,38
Tanpa Stimulasi	52,88	14,16	13,24	19,72
Tanpa Stimulasi	47,51	16,74	12,83	22,92
Tanpa Stimulasi	37,30	9,10	40,10	13,50
Tanpa Stimulasi	47,50	4,70	34,10	13,70
Tanpa Stimulasi	44,52	11,48	25,70	18,30
Tanpa Stimulasi	50,50	15,10	15,30	19,10
Tanpa Stimulasi	48,40	9,90	35,60	6,10
Tanpa Stimulasi	51,30	11,40	13,20	24,10
Stimulasi	57,13	22,25	65,50	20,21
Stimulasi	28,08	8,20	46,69	17,02

Stimulasi	23,05	12,94	42,03	21,97
Stimulasi	43,65	11,85	28,97	22,00
Stimulasi	80,75	3,92	4,32	11,01
Stimulasi	62,37	5,77	22,37	9,49
Stimulasi	92,32	1,47	1,92	4,29
Stimulasi	75,77	5,98	5,61	12,65
Stimulasi	52,09	8,43	7,26	32,22
Stimulasi	47,83	17,69	10,61	23,67
Stimulasi	74,87	7,87	7,86	9,39
Stimulasi	37,94	16,17	20,04	25,85
Stimulasi	62,92	8,34	8,58	20,16
Stimulasi	41,27	16,49	15,30	26,93
Stimulasi	50,25	11,25	22,90	15,60
Stimulasi	60,45	9,40	9,01	21,14
Stimulasi	49,80	11,60	15,70	22,90
Stimulasi	49,21	12,18	16,31	22,30
Stimulasi	85,54	4,66	2,50	7,30
Stimulasi	47,21	14,39	11,10	27,30

Transverse bipolar montage

Responden	Delta	Theta	Alpha	Beta
Tanpa Stimulasi	51,07	12,42	28,77	7,75
Tanpa Stimulasi	37,96	12,67	12,10	21,27

Tanpa Stimulasi	40,14	15,14	26,19	18,53
Tanpa Stimulasi	35,24	13,20	34,51	17,00
Tanpa Stimulasi	51,25	20,95	12,66	15,14
Tanpa Stimulasi	44,46	10,05	34,80	10,69
Tanpa Stimulasi	77,85	6,31	10,05	5,79
Tanpa Stimulasi	58,03	12,24	13,34	16,39
Tanpa Stimulasi	44,93	29,86	7,95	17,26
Tanpa Stimulasi	41,86	22,11	11,29	24,74
Tanpa Stimulasi	33,61	13,34	29,85	21,21
Tanpa Stimulasi	62,29	10,09	11,92	15,69
Tanpa Stimulasi	51,23	13,06	10,97	24,74
Tanpa Stimulasi	50,99	12,46	14,13	22,42
Tanpa Stimulasi	53,79	14,70	25,30	6,21
Tanpa Stimulasi	59,29	14,20	14,20	12,31
Tanpa Stimulasi	58,69	13,50	12,21	15,60
Tanpa Stimulasi	45,59	14,21	23,10	17,10
Tanpa Stimulasi	51,39	13,20	13,70	21,71
Tanpa Stimulasi	48,58	11,90	17,40	22,12
Stimulasi	45,23	11,21	29,09	14,47
Stimulasi	31,19	13,33	26,78	28,69
Stimulasi	32,56	16,14	29,39	21,92
Stimulasi	41,97	17,00	20,68	20,35
Stimulasi	76,42	6,02	7,14	9,70
Stimulasi	79,56	3,66	11,25	5,34

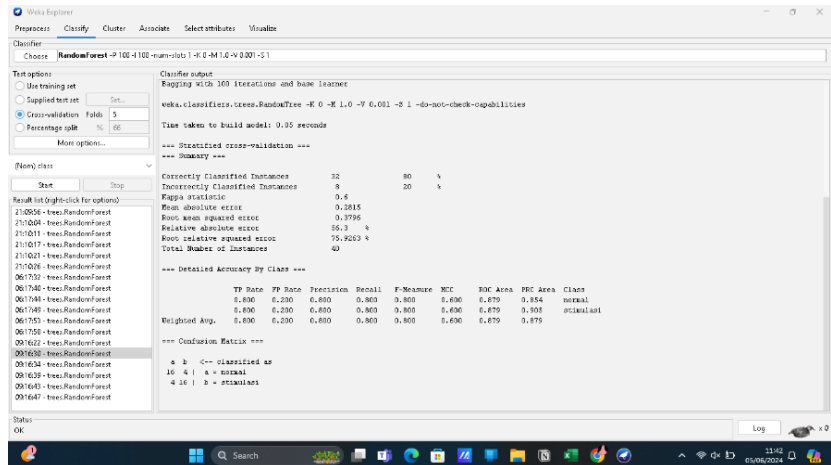
Stimulasi	79,56	5,97	5,66	8,81
Stimulasi	60,04	9,29	8,31	22,36
Stimulasi	59,65	8,58	6,78	24,99
Stimulasi	45,20	22,66	10,66	21,47
Stimulasi	37,36	11,34	28,96	22,34
Stimulasi	43,47	16,49	15,07	24,95
Stimulasi	57,62	7,98	11,03	23,36
Stimulasi	38,72	13,68	20,53	27,07
Stimulasi	69,19	9,20	14,30	7,31
Stimulasi	58,30	13,80	11,90	16,00
Stimulasi	53,90	10,10	15,30	20,70
Stimulasi	49,05	11,34	16,21	23,40
Stimulasi	60,92	8,00	6,78	24,30
Stimulasi	45,50	13,20	15,70	25,60

Lampiran 5

Hasil proses weka

1. Ear reference montage

5-Fold cross validation



Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{16 + 16}{16 + 4 + 4 + 16} \times 100\% = 80\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{16}{16 + 4} \times 100\% = 80\%$$

$$\text{Recall} = \frac{16}{16 + 4} \times 100\% = 80\%$$

10-Fold cross validation

Weka Explorer

Preprocess | **Classify** | Cluster | Associate | Select attributes | Visualize

Classifier: **RandomForest** → 100-4100-euro-data1-453-M-1.0-0.001-51

Test options:
☐ Untraining set
☐ Supplied test set
☒ Cross-validation Folds: **10**
☐ Percentage split %: **66**
 More options...

Classifier output:
 Mapping with 160 iterations and base learner
 weka.classifiers.trees.RandomTree -M 0 -M 1.0 -V 6.001 -S 1 -do-not-check-capabilities
 Time taken to build model: 0.01 seconds

=== Stratified cross-validation ===
 === Summary ===

Correctly Classified Instances	33	82.5 %
Incorrectly Classified Instances	7	17.5 %
Kappa statistic	0.65	
Mean absolute error	0.1497	
Root mean squared error	0.359	
Relative absolute error	69.35 %	
Root relative squared error	71.7935 %	
Total Number of Instances	40	

=== Detailed Accuracy By Class ===

	TP Rate	FP Rate	Precision	Recall	F-Measure	MCC	ROC Area	PIC Area	Class
0.590	6.250	0.793	0.303	0.337	0.457	0.598	0.871	normal	
0.750	6.130	0.682	0.710	0.311	0.497	0.598	0.504	stimulant	
Weighted Avg.	0.625	6.175	0.632	0.625	0.624	0.457	0.598	0.698	

=== Confusion Matrix ===

	1	2	<-- classified as
10	33	7	a = normal
5	15	5	b = stimulant

Status: OK

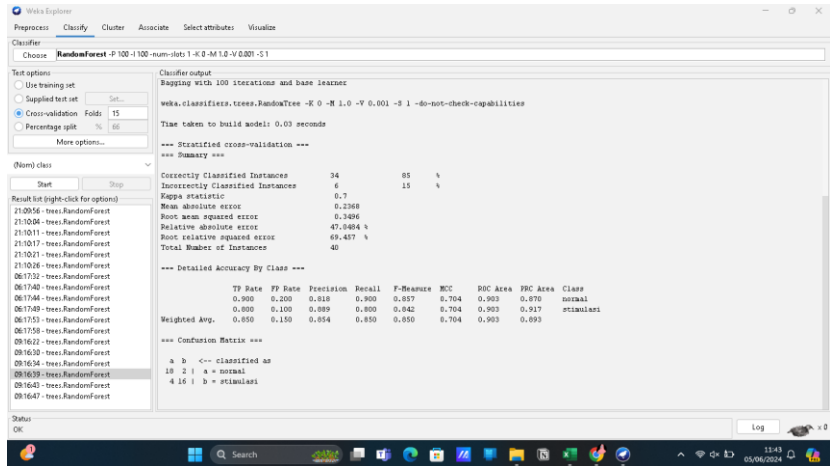
Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{18 + 15}{18 + 5 + 2 + 15} \times 100\% = 82,5\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{18}{18 + 2} \times 100\% = 90\%$$

$$\text{Recall} = \frac{15}{15 + 5} \times 100\% = 75\%$$

15-Fold cross validation



Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{18+16}{18+4+2+16} \times 100\% = 85\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{18}{18+2} \times 100\% = 90\%$$

$$\text{Recall} = \frac{16}{16+2} \times 100\% = 80\%$$

20-Fold cross validation

Classifier
Choose **RandomForest** -P 100 -I 100 -num-sets 1 -K 3 -M 1.0 -V 0.001 -S 1

Test options
☐ Use training set
☐ Supplied test set
☒ Cross-validation Folds: 20
☐ Percentage split % 66
 More options...

Classifier output
 Mapping with 100 iterations and base learner
 weka.classifiers.trees.RandomTree -K 0 -M 1.0 -V 0.001 -S 1 -do-not-check-capabilities
 Time taken to build model: 0.01 seconds
 --- Stratified cross-validation ---
 === Summary ===

Correctly Classified Instances	36	90	%
Incorrectly Classified Instances	4	10	%
Ranks statistic	6.9		
Mean absolute error	0.2362		
Root mean squared error	0.3466		
Relative absolute error	47.25 %		
Root relative squared error	69.3275 %		
Total Number of Instances	40		

 --- Detailed Accuracy By Class ---

	TP Rate	FP Rate	Precision	Recall	F-Measure	MCC	ROC Area	PRC Area	Class
Weighted Avg.	0.900	0.100	0.900	0.900	0.900	0.800	0.900	0.664	normal
	0.900	0.100	0.900	0.900	0.900	0.800	0.900	0.921	stimulus

 --- Confusion Matrix ---

```

a b <-- classified as
18 2 | a = normal
2 18 | b = stimulus
  
```

Result list (right-click for options)
 21:09:56 - trees.RandomForest
 21:10:04 - trees.RandomForest
 21:10:11 - trees.RandomForest
 21:10:17 - trees.RandomForest
 21:10:21 - trees.RandomForest
 21:10:26 - trees.RandomForest
 06:17:32 - trees.RandomForest
 06:17:40 - trees.RandomForest
 06:17:44 - trees.RandomForest
 06:17:48 - trees.RandomForest
 06:17:53 - trees.RandomForest
 06:17:58 - trees.RandomForest
 09:16:21 - trees.RandomForest
 09:16:30 - trees.RandomForest
 09:16:34 - trees.RandomForest
 09:16:39 - trees.RandomForest
 09:16:43 - trees.RandomForest
 09:16:47 - trees.RandomForest

Status: OK

Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{18 + 18}{18 + 2 + 2 + 18} \times 100\% = 90\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{18}{18 + 2} \times 100\% = 90\%$$

$$\text{Recall} = \frac{18}{18 + 2} \times 100\% = 90\%$$

25-Fold cross validation

Classifier
Choose **RandomForest** -P 100 -I 100 -num-sets 1 -K 3 -M 1.0 -V 0.001 -S 1

Test options
☐ Use training set
☐ Supplied test set
☒ Cross-validation Folds: 25
☐ Percentage split %: 66
 More options...

Classifier output
 Mapping with 100 iterations and base learner
 weka.classifiers.trees.RandomTree -K 0 -M 1.0 -V 0.001 -S 1 -do-not-check-capabilities
 Time taken to build model: 0 seconds
 --- Stratified cross-validation ---
 --- Summary ---

Correctly Classified Instances	34	85	%
Incorrectly Classified Instances	6	15	%
Kappa statistic	0.7		
Mean absolute error	0.236		
Root mean squared error	0.355		
Relative absolute error	46.3139 %		
Root relative squared error	70.8661 %		
Total Number of Instances	40		

 --- Detailed Accuracy By Class ---

	TP Rate	FP Rate	Precision	Recall	F-Measure	MCC	ROC Area	PRC Area	Class
Weighted Avg.	0.900	0.100	0.909	0.800	0.842	0.704	0.686	0.494	normal
	0.850	0.150	0.854	0.850	0.850	0.704	0.686	0.471	stimulus

 --- Confusion Matrix ---

```

a b  <-- classified as
16 2 | a = normal
 4 16 | b = stimulus
  
```

(Nom) class
 Shut Stop
 Result list (right-click for options)
 21:09:56 - trees.RandomForest
 21:10:04 - trees.RandomForest
 21:10:11 - trees.RandomForest
 21:10:17 - trees.RandomForest
 21:10:21 - trees.RandomForest
 21:10:26 - trees.RandomForest
 06:17:32 - trees.RandomForest
 06:17:40 - trees.RandomForest
 06:17:44 - trees.RandomForest
 06:17:49 - trees.RandomForest
 06:17:53 - trees.RandomForest
 06:17:58 - trees.RandomForest
 09:16:21 - trees.RandomForest
 09:16:30 - trees.RandomForest
 09:16:34 - trees.RandomForest
 09:16:39 - trees.RandomForest
 09:16:43 - trees.RandomForest
 09:16:47 - trees.RandomForest

Status: OK Log x 0

Perhitungan confusion matrix:

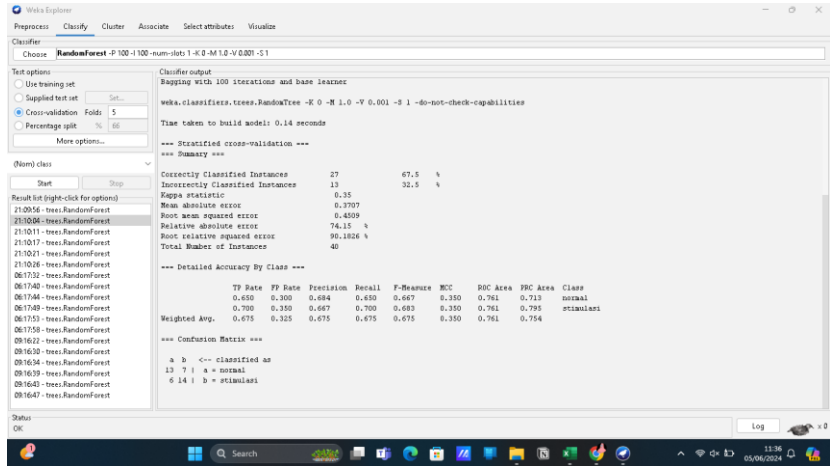
$$\text{Akurasi} = \frac{18 + 16}{18 + 4 + 2 + 16} \times 100\% = 85\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{18}{18 + 2} \times 100\% = 90\%$$

$$\text{Recall} = \frac{16}{16 + 4} \times 100\% = 80\%$$

2. Longitudinal bipolar montage

5-Fold cross validation



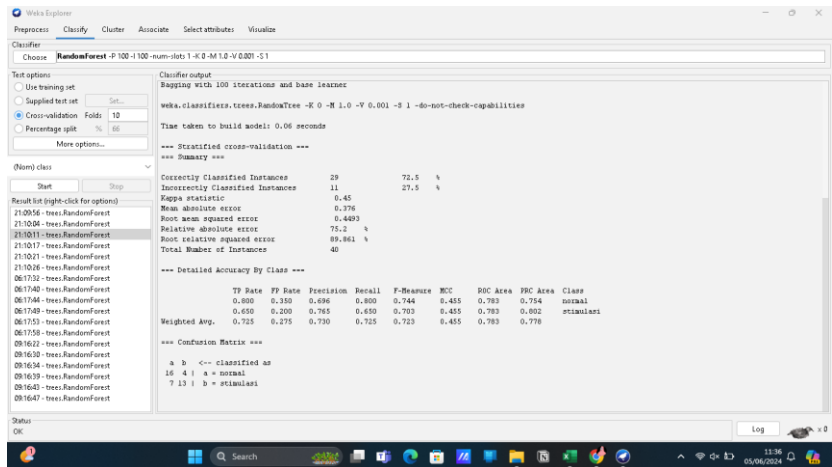
Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{13 + 14}{13 + 6 + 7 + 14} \times 100\% = 67,5\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{13}{13 + 7} \times 100\% = 65\%$$

$$\text{Recall} = \frac{14}{14 + 6} \times 100\% = 70\%$$

10-Fold cross validation



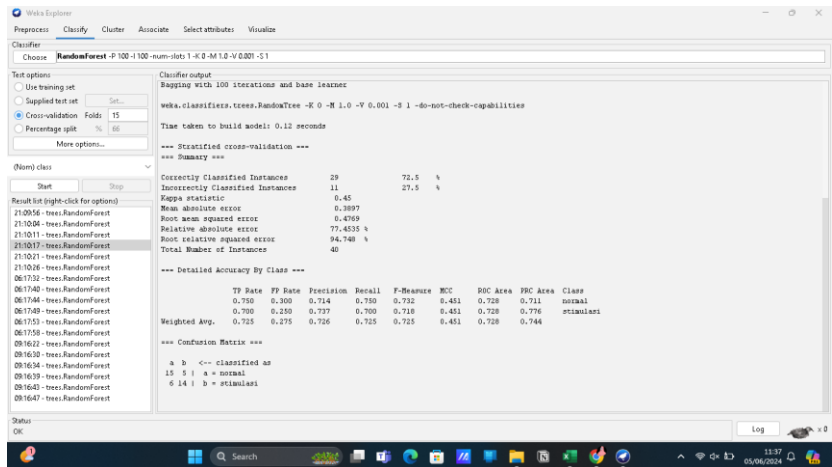
Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{16 + 13}{16 + 7 + 4 + 13} \times 100\% = 72,5\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{16}{16 + 4} \times 100\% = 80\%$$

$$\text{Recall} = \frac{13}{13 + 7} \times 100\% = 65\%$$

15-Fold cross validation



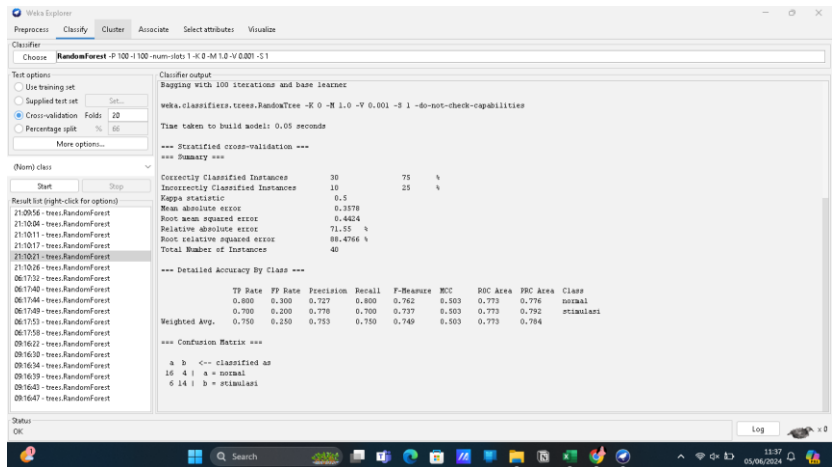
Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{15 + 14}{15 + 6 + 5 + 14} \times 100\% = 72,5\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{15}{15 + 5} \times 100\% = 75\%$$

$$\text{Recall} = \frac{14}{14 + 6} \times 100\% = 70\%$$

20-Fold cross validation



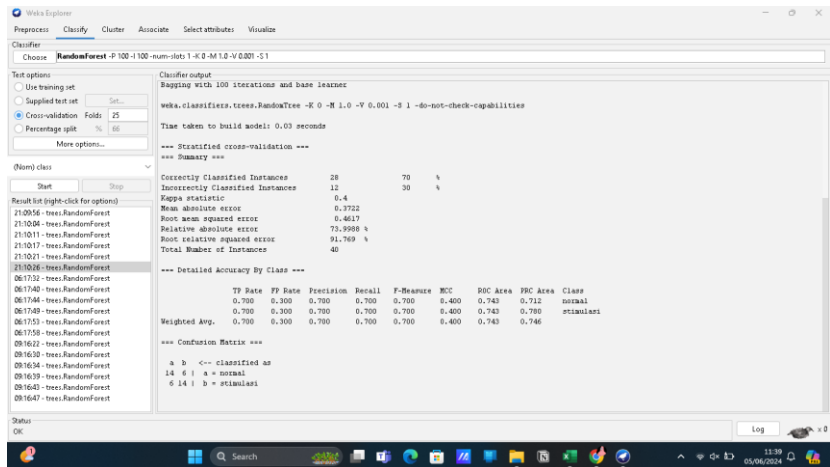
Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{16 + 14}{16 + 6 + 5 + 14} \times 100\% = 75\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{16}{16 + 4} \times 100\% = 80\%$$

$$\text{Recall} = \frac{14}{14 + 6} \times 100\% = 70\%$$

25-Fold cross validation



Perhitungan confusion matrix:

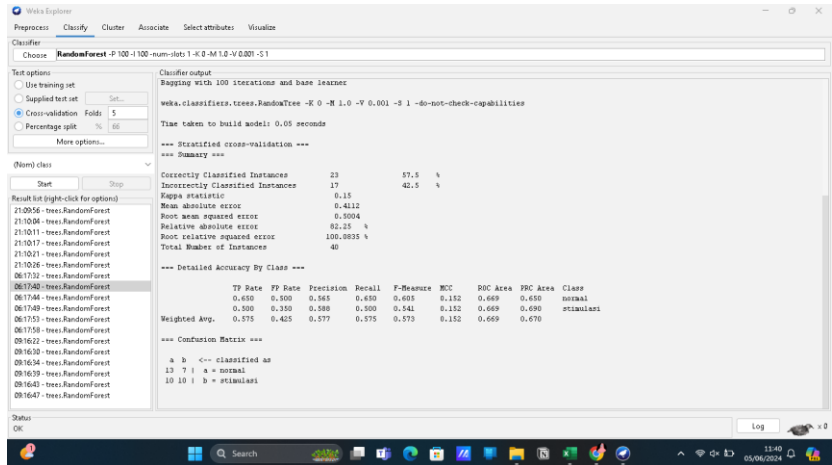
$$\text{Akurasi} = \frac{14 + 14}{14 + 6 + 6 + 14} \times 100\% = 70\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{14}{14 + 6} \times 100\% = 70\%$$

$$\text{Recall} = \frac{14}{14 + 6} \times 100\% = 70\%$$

3. Transverse bipolar montage

5-Fold cross validation



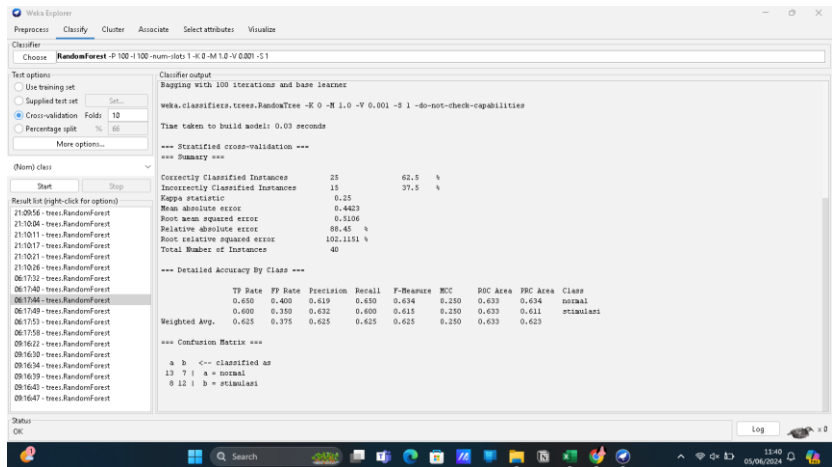
Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{13 + 10}{13 + 10 + 7 + 10} \times 100\% = 57,5\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{13}{13 + 7} \times 100\% = 65\%$$

$$\text{Recall} = \frac{10}{10 + 10} \times 100\% = 50\%$$

10-Fold cross validation



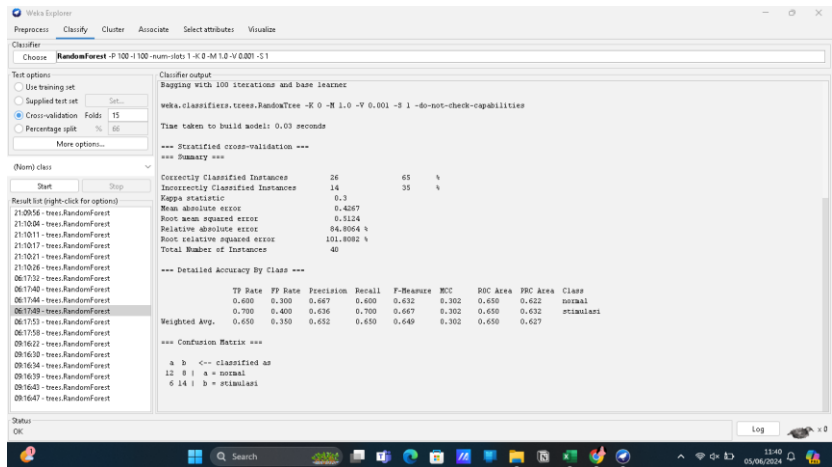
Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{13 + 12}{13 + 8 + 7 + 12} \times 100\% = 62,5\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{13}{13 + 7} \times 100\% = 65\%$$

$$\text{Recall} = \frac{12}{12 + 8} \times 100\% = 60\%$$

15-Fold cross validation



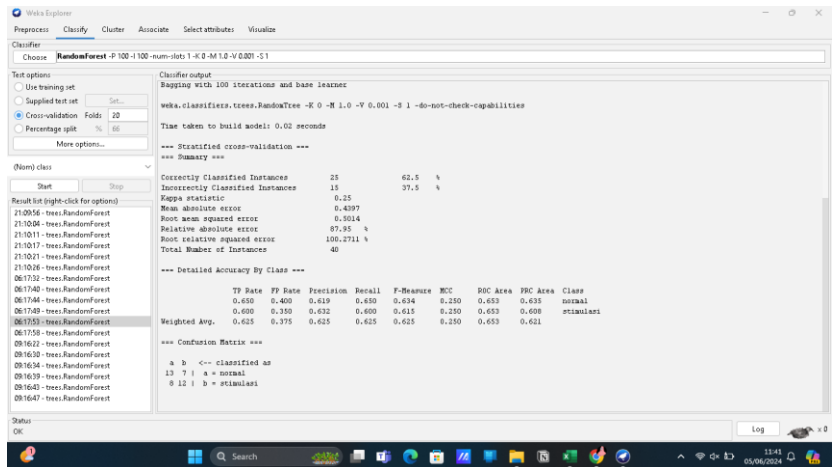
Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{12 + 14}{12 + 6 + 8 + 14} \times 100\% = 66\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{12}{12 + 8} \times 100\% = 60\%$$

$$\text{Recall} = \frac{14}{14 + 6} \times 100\% = 70\%$$

20-Fold cross validation



Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{13 + 12}{13 + 8 + 7 + 12} \times 100\% = 62,5\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{13}{13 + 7} \times 100\% = 65\%$$

$$\text{Recall} = \frac{12}{12 + 8} \times 100\% = 60\%$$

25-Fold cross validation

Weka Explorer

Preprocess Classify Cluster Associate Select attributes Visualize

Classifier: RandomForest -P 100 -I 100 -num-slots 1 -K 2 -M 1.0 -V 0.001 -S 1

Test options:

- ☐ Use training set
- ☐ Supplied test set
- ☒ Cross-validation Folds: 25
- ☐ Percentage split: % 65

More options...

(Name) class

Start Stop

Result list (right-click for options)

- 21:09:56 - trees.RandomForest
- 21:10:04 - trees.RandomForest
- 21:10:11 - trees.RandomForest
- 21:10:17 - trees.RandomForest
- 21:10:21 - trees.RandomForest
- 21:10:26 - trees.RandomForest
- 06:17:32 - trees.RandomForest
- 06:17:40 - trees.RandomForest
- 06:17:44 - trees.RandomForest
- 06:17:49 - trees.RandomForest
- 06:17:53 - trees.RandomForest
- 06:17:58 - trees.RandomForest
- 09:16:22 - trees.RandomForest
- 09:16:30 - trees.RandomForest
- 09:16:34 - trees.RandomForest
- 09:16:39 - trees.RandomForest
- 09:16:43 - trees.RandomForest
- 09:16:47 - trees.RandomForest

Classifier output

Bagging with 100 iterations and base learner

weka.classifiers.trees.RandomTree -K 0 -M 1.0 -V 0.001 -S 1 -do-not-check-capabilities

Time taken to build model: 0.01 seconds

=== Stratified cross-validation ===

=== Summary ===

Correctly Classified Instances	27	67.5 %
Incorrectly Classified Instances	13	32.5 %
Kappa statistic	0.35	
Mean Absolute Error	0.4827	
Root Mean Squared Error	0.5065	
Relative Absolute Error	86.0255 %	
Root Relative Squared Error	100.4953 %	
Total Number of Instances	40	

=== Detailed Accuracy By Class ===

	TP Rate	FP Rate	Precision	Recall	F-Measure	ROC Area	ROC Area	ROC Area	Class
0.650	0.300	0.684	0.680	0.667	0.350	0.655	0.634	normal	
0.700	0.350	0.667	0.700	0.683	0.350	0.655	0.625	stimulant	
Weighted Avg.	0.675	0.325	0.675	0.675	0.350	0.655	0.630		

=== Confusion Matrix ===

a b <-- classified as

13 7 | a = normal

6 14 | b = stimulant

Status: OK

Log

Perhitungan confusion matrix:

$$\text{Akurasi} = \frac{13 + 14}{13 + 6 + 7 + 14} \times 100\% = 67,5\%$$

$$\text{Presisi} = \frac{13}{13 + 7} \times 100\% = 65\%$$

$$\text{Recall} = \frac{14}{14 + 6} \times 100\% = 70\%$$

Lampiran 6

Proses pencatatan data responden di excel

	F0-A1	F0-A2	F7-A1	F9-A1	F4-A2	F0-A2	T3-A1	C3-A1	C3-A1	F4-A2	T5-A1	P9-A1	P4-A2	
6	frekuensi	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	
7	1	10,80	1	8,90	1	5,90	1	4,10	1	1,80	1	1,00	1	1,00
8	2	5,80	2	5,80	2	2,90	2	2,00	2	0,70	2	1,00	2	1,00
9	3	4,00	3	4,00	3	0,00	3	0,00	3	0,00	3	0,00	3	0,00
10	4	1,00	4	2,00	4	0,50	4	0,50	4	0,00	4	1,00	4	0,00
11	5	0,50	5	0,50	5	0,00	5	0,00	5	0,00	5	0,00	5	0,00
12	6	1,00	6	1,00	6	0,00	6	0,00	6	0,00	6	0,00	6	0,00
13	7	1,00	7	1,00	7	0,00	7	0,00	7	0,00	7	0,00	7	0,00
14	8	1,00	8	1,00	8	0,00	8	0,00	8	0,00	8	0,00	8	0,00
15	9	1,00	9	1,00	9	0,00	9	0,00	9	0,00	9	0,00	9	0,00
16	10	1,00	10	1,00	10	0,00	10	0,00	10	0,00	10	0,00	10	0,00
17	11	1,00	11	1,00	11	0,00	11	0,00	11	0,00	11	0,00	11	0,00
18	12	1,00	12	1,00	12	0,00	12	0,00	12	0,00	12	0,00	12	0,00
19	13	1,00	13	1,00	13	0,00	13	0,00	13	0,00	13	0,00	13	0,00
20	14	0,00	14	0,00	14	0,00	14	0,00	14	0,00	14	0,00	14	0,00
21	15	0,00	15	0,00	15	0,00	15	0,00	15	0,00	15	0,00	15	0,00
22	16	0,00	16	0,00	16	0,00	16	0,00	16	0,00	16	0,00	16	0,00
23	17	0,00	17	0,00	17	0,00	17	0,00	17	0,00	17	0,00	17	0,00
24	18	0,00	18	0,00	18	0,00	18	0,00	18	0,00	18	0,00	18	0,00
25	19	0,00	19	0,00	19	0,00	19	0,00	19	0,00	19	0,00	19	0,00
26	20	0,00	20	0,00	20	0,00	20	0,00	20	0,00	20	0,00	20	0,00
27	21	0,00	21	0,00	21	0,00	21	0,00	21	0,00	21	0,00	21	0,00
28	22	0,00	22	0,00	22	0,00	22	0,00	22	0,00	22	0,00	22	0,00
29	23	0,00	23	0,00	23	0,00	23	0,00	23	0,00	23	0,00	23	0,00
30	24	0,00	24	0,00	24	0,00	24	0,00	24	0,00	24	0,00	24	0,00
31	25	0,00	25	0,00	25	0,00	25	0,00	25	0,00	25	0,00	25	0,00

	F0-A1	F0-A2	F7-A1	F9-A1	T4-A1	T5-A1	C3-A1	C4-A1	T4-A2	T5-A2	P9-A1	P4-A2	T6-A2	
1	frekuensi intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	
2	1	5,00	1	5,00	1	4,00	1	3,00	1	1,00	1	1,00	1	1,00
3	2	5,00	2	5,00	2	2,00	2	0,00	2	0,00	2	1,00	2	1,00
4	3	2,00	3	0,00	3	0,00	3	0,00	3	0,00	3	0,00	3	0,00
5	4	1,00	4	0,00	4	1,00	4	0,00	4	0,00	4	0,00	4	0,00
6	5	1,00	5	0,00	5	0,00	5	0,00	5	0,00	5	0,00	5	0,00
7	6	1,00	6	0,00	6	0,00	6	0,00	6	0,00	6	0,00	6	0,00
8	7	1,00	7	0,00	7	0,00	7	0,00	7	0,00	7	0,00	7	0,00
9	8	1,00	8	0,00	8	0,00	8	0,00	8	0,00	8	0,00	8	0,00
10	9	1,00	9	0,00	9	0,00	9	0,00	9	0,00	9	0,00	9	0,00
11	10	1,00	10	0,00	10	0,00	10	0,00	10	0,00	10	0,00	10	0,00
12	11	1,00	11	0,00	11	0,00	11	0,00	11	0,00	11	0,00	11	0,00
13	12	1,00	12	0,00	12	0,00	12	0,00	12	0,00	12	0,00	12	0,00
14	13	1,00	13	0,00	13	0,00	13	0,00	13	0,00	13	0,00	13	0,00
15	14	0,00	14	0,00	14	0,00	14	0,00	14	0,00	14	0,00	14	0,00
16	15	0,00	15	0,00	15	0,00	15	0,00	15	0,00	15	0,00	15	0,00
17	16	0,00	16	0,00	16	0,00	16	0,00	16	0,00	16	0,00	16	0,00
18	17	0,00	17	0,00	17	0,00	17	0,00	17	0,00	17	0,00	17	0,00
19	18	0,00	18	0,00	18	0,00	18	0,00	18	0,00	18	0,00	18	0,00
20	19	0,00	19	0,00	19	0,00	19	0,00	19	0,00	19	0,00	19	0,00
21	20	0,00	20	0,00	20	0,00	20	0,00	20	0,00	20	0,00	20	0,00
22	21	0,00	21	0,00	21	0,00	21	0,00	21	0,00	21	0,00	21	0,00
23	22	0,00	22	0,00	22	0,00	22	0,00	22	0,00	22	0,00	22	0,00
24	23	0,00	23	0,00	23	0,00	23	0,00	23	0,00	23	0,00	23	0,00
25	24	0,00	24	0,00	24	0,00	24	0,00	24	0,00	24	0,00	24	0,00
26	25	0,00	25	0,00	25	0,00	25	0,00	25	0,00	25	0,00	25	0,00

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	F7-F8	F3-F4	T3-T4	C3-C4	P3-P4	T5-T6	O1-O2							
2	frekuensi intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas	intensitas							
3	1	5,40	1	0,99	1	9,90	1	9,10	1	34,50	1	14,20	1	4,80
4	2	4,30	2	0,99	2	6,50	2	7,90	2	4,31	2	5,33	2	3,62
5	3	3,10	3	0,99	3	3,72	3	5,69	3	2,15	3	2,67	3	2,20
6	4	2,35	4	0,93	4	2,48	4	4,00	4	1,50	4	1,78	4	1,35
7	5	2,01	5	0,87	5	1,86	5	3,00	5	1,00	5	0,85	5	1,00
8	6	1,75	6	0,79	6	1,70	6	2,00	6	1,00	6	0,85	6	0,85
9	7	1,68	7	0,70	7	1,70	7	1,71	7	1,00	7	0,85	7	0,60
10	8	1,68	8	0,70	8	1,70	8	1,50	8	1,00	8	0,85	8	0,60
11	9	2,80	9	0,70	9	1,70	9	1,17	9	1,50	9	0,85	9	0,60
12	10	1,95	10	0,70	10	1,70	10	1,00	10	1,50	10	0,85	10	0,60
13	11	1,00	11	0,78	11	1,70	11	1,00	11	1,50	11	0,85	11	0,60
14	12	1,95	12	0,80	12	1,70	12	1,00	12	1,50	12	0,85	12	0,60
15	13	1,68	13	0,70	13	1,24	13	1,00	13	0,70	13	0,80	13	0,60
16	14	1,40	14	0,60	14	1,15	14	0,90	14	0,60	14	0,75	14	0,60
17	15	1,34	15	0,40	15	1,15	15	0,80	15	0,50	15	0,70	15	0,50
18	16	1,10	16	0,35	16	1,10	16	0,60	16	0,50	16	0,60	16	0,35
19	17	0,90	17	0,25	17	1,10	17	0,57	17	0,40	17	0,50	17	0,30
20	18	0,90	18	0,20	18	1,10	18	0,55	18	0,40	18	0,50	18	0,25
21	19	0,90	19	0,20	19	1,10	19	0,55	19	0,30	19	0,50	19	0,20
22	20	0,90	20	0,25	20	1,10	20	0,55	20	0,30	20	0,40	20	0,20

Lampiran 7

skripsi Rizal.pdf			
ORIGINALITY REPORT			
12%	12%	0%	%
SIMILARITY INDEX	INTERNET SOURCES	PUBLICATIONS	STUDENT PAPERS
PRIMARY SOURCES			
1	journal.ugm.ac.id Internet Source	4%	
2	eprints.walisongo.ac.id Internet Source	2%	
3	repository.unhas.ac.id Internet Source	1%	
4	www.researchgate.net Internet Source	1%	
5	repository.its.ac.id Internet Source	1%	
6	jurnal.ugm.ac.id Internet Source	1%	
7	text-id.123dok.com Internet Source	1%	
8	jabbarbtj.blogspot.com Internet Source	<1%	
9	docplayer.info Internet Source	<1%	
10	artikelpendidikan.id Internet Source	<1%	