**MATA KULIAH**

**METODE PENELITIAN**

**LITERATUR REVIEW BRAIN COMPUTER INTERFACE**

**Disusun Oleh:**

**KELOMPOK 3**

**SATRIO ANANDA [3411181144]**

**INDIARTO AJI BEGAWAN [3411181114]**

**DIYAS ISHLAHUDDIN [3411181XXX]**

**RAHMAT M. RAMDANI [3411181XXX]**

**AIG**

****

**JURUSAN INFORMATIKA**

**FAKULTAS SAINS DAN INFORMATIKA**

**UNIVERSITAS JENDERAL ACHMAD YANI**

**2021**

**LITERATUR**

* 1. **Keyword yang digunakan untuk pencaharian :**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| **Keyword** | **Sumber** | **Hasil Pencarian** |
| Brain Computer Interface | Science Direct (Research article) | 31,956 |
| IEEE Xplore | 8,603 |
|  |  |

* 1. **Hasil pencarian dalam bentuk tabel**

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **Database (misal IEEE explorer, science direct, google scholar, spinger, iop publishing)** | **Jumlah hasil pencarian yang muncul** | **Jumlah hasil filter setelah membaca abstrak** | **Referensi (dalam sitasi) hasil filter** |
| Science Direct | 31,956 | 322 | [1] [2] [3] |
| IEEE Xplore | 8,603 |  | [4] |
|  |  |  |  |
|  |  |  |  |
|  |  |  |  |

* 1. **Jumlah paper tiap tahun dalam keyword terkait dalam bentuk grafik (jumlah vs tahun)**

Gambar 1 Jumlah paper mengenai Brain-Computer Interfaces di IEEEXplore pada tahun 2011-2021

**LITERATUR REVIEW**

1. **Karakteristik data yang digunakan, meliputi:** 
   1. **Berikan sumber data (jika disebut dituliskan, jika merekam sendiri tuliskan).**

[1] Sumber data Berasal dari sebuah kompetisi yang sudah berjalan selama 4 kali Bernama BCI Competition, data yang diambil berasal dari kompetisi ke 4, tepatnya menggunakan data set ke 2b

[2] Sumber data Berasal dari sebuah kompetisi yang sudah berjalan selama 4 kali Bernama BCI Competition, data yang diambil berasal dari kompetisi ke 4, tepatnya menggunakan data set ke 2b

[3] Sumber data Berasal dari sebuah kompetisi yang sudah berjalan selama 4 kali Bernama BCI Competition, data yang diambil berasal dari kompetisi ke 4, tepatnya menggunakan data set ke 2b

[4] Data EEG didapatkan dari tujuh orang laki-laki dewasa berusia kurang lebih 27 tahun yang memiliki pendengaran dan pengelihatan yang baik dan tidak memiliki kelainan jiwa.

[5] Data EEG diperolah dari sepuluh orang relawan yang sehat (dua orang perempuan dan delapan orang laki-laki) berusia 21 sampai dengan 26 tahun. Seluruh partisipan memiliki pengelihatan yang sehat. Masing-masing partisipan telah membacan dan menyelesaikan formulis kesanggupan terhadap penelitian tersebut. Sinyal EEG direkam dalam kabin yang terlindungi.

[6] Aktivitas EEG msing-masing subjek direkam menggunakan 32 kanal menggunakan elektroda.

[7] Data bersumber dari lima subjek yang berusia sekitar 30 tahun yang sehat dan tidak memiliki gangguan pergerakan otot. Seluruh subjek telah mengetahui menggenai BCI.

* 1. **Jumlah kelas dan sebutkan kelas yang digunakan**

[1] Terdapat 4 kelas pada data BCI Competition 2a, dengan isi kelas diantaranya ialah Tangan Kanan, Tangan Kiri, Kaki dan Lidah

[2]Terdapat 4 kelas pada data BCI Competition 2a, dengan isi kelas diantaranya ialah Tangan Kanan, Tangan Kiri, Kaki dan Lidah

[3] Terdapat 4 kelas pada data BCI Competition 2a, dengan isi kelas diantaranya ialah Tangan Kanan, Tangan Kiri, Kaki dan Lidah

[4]Kelas yang digunakan pada penelitian ini berjumlah tiga buah yaitu audio, visual dan audio-visual (Hybrid)

[5]Terdapat empat buah kelas yaitu AR-Pos1, AR-Pos2, AR-Pos3, dan AR-Pos4 yang merepresentasikan posisi target yang diletakkan sejarar lalu masing-masing target menjauh secara vertical dari titik tengah.

[6] Penelitian ini menggunakan dua buah kelas yaitu hair-covered dan no-haird-bearing (NHB).

[7] Terdapat dua buah kelas yang digunakan pada penelitian ini yaitu motor imagenery atau rileks.

* 1. **Dimensi data misalnya ukuran tiap durasi waktu satu set data, kanal (sinyal EEG), stimulasi (jika ada, khusus sinyal EEG).**

[1] Menggunakan 22 kanal dengan frekuensi sampling sebesar 250Hz, disegmentasi dengan waktu 2 detik menghasilkan 250Hz x 22 kanal x 2 detik = 11,000 titik data pada setiap segmen, dan total 9 subyek x 4 kelas x 2 perulangan = 64 set data.

[2] Menggunakan 22 kanal dengan frekuensi sampling sebesar 250Hz, disegmentasi dengan waktu 2 detik menghasilkan 250Hz x 22 kanal x 2 detik = 11,000 titik data pada setiap segmen, dan total 9 subyek x 4 kelas x 2 perulangan = 64 set data.

[3] Menggunakan 22 kanal dengan frekuensi sampling sebesar 250Hz, disegmentasi dengan waktu 2 detik menghasilkan 250Hz x 22 kanal x 2 detik = 11,000 titik data pada setiap segmen, dan total 9 subyek x 4 kelas x 2 perulangan = 64 set data.

[4] Penelitian ini menggunakan alat CleveMedBioRadio untuk menerima data EEG. Sinyal EEG memiliki tujuh buah kanal yaitu P7, P8, Pz, C3, C4, Cz, dan Fz yang memiliki sinyal dominan P300. Elektroda EEG diletakkan pada kulit kepala berdasarkan sistem internasinal 10/20. Data dari masing-masing kanal EEG diisolasi agar menghasilkan 400 sinyal poin dengan 800 ms jendela sinyal menggunakan sample frekuensi sebesar 500 Hz. Dari 400 poin dataset yang diterima, dilakukan pengurangan sinyal point menjadi 40 poin data yang menghasilkan total 280 poin dataset. Satu stimulasi berlangsung selama 400ms dengan 275ms untuk memberikan stimulus bagi mode audio, visual, dan audio-visual (hybrid) lalu dilanjutkan dengan 125 ms waktu istirahat sebagai waktu tunggu antar dua stimulai yang dinamakan inter stimulus interval time.

[5] Sinyal EEG dibeli label pada saat awal dan akhir cahaya berkedip. Terdapat sembilan buah kanal yang digunakan yaitu Oz, O1, O2, Pz, POz, PO3, PO4, PO7, dan PO8 yang dipilih untuk melakukan SSVEP recognition.

[6] Sinyal EEG diambilng dengan sampling rate 500 Hz dengan 16 bit kuantisasi. Enam elektroda yaitu Fp1, Fp2, F7, F8, A1, dan A2 diletakan dibagian kepala yang kemudian akan dikenal dengan kanal NHB (Non Hair Bearing). Kanal F7 dan F8 mengukur aktifitas otak dibagian frontal dan kanal A1 dan A2 mengukur aktivitas otan pada area mastoid kanan dan kiri. Masing-masing sinyal EEG akan melalui pita dengan frekuensi 1-50 Hz agar menghilangkan arus frekuensi rendah DC san noise yang dihasilkan perangkat power di frekuensi 60 Hz. Data EEG yang telah di filter selanjutnya dilakukan downsampling ke frekuensi 250 Hz untuk mengurangi beban komputasional. Data tersebut kemudian dibersihkan menggunakan procedure Artifact Subspace Reconstruction (ASR) yang disediakan EGLAB.

[7] Sinyal EEG direkam menggunakan 32 elektroda (FZ, FC5, FC1, FCZ, FC2, FC6, C3, Cz, C4, CP5, CP1, CP2, CP6, P3, Pz, P4, PO7, PO3, PO4, PO8, FC3, FC4, C5, C1, C2, C6, CP3, CPz, CP4, P1,dan P2) dari system actiCap yang ditempatkan pada system 10-10 internasional. Masing-masing sinyal kemudian diperkuat menggunakan BrainAmp amplifier lalu ditransmisikan menggunakan BrainVision recoreder software. Ground elektroda ditempatkan di sebelah kanan dan kiri lubang telinga. Sampling frekuansi yang digunakan adalah pada frekuensi 500 Hz.

1. **Metode-metode yang digunakan (uraikan tiap bagian metode : ekstraksi dan identifikasi)**
2. **Pra proses**

[1] Melakukan filter data menjadi 2 pita frekuensi yaitu alpha dan beta, hal itu karena penggunaan pita frekuensi yang berbeda menunjukan respon yang berbeda pada setiap subjek untuk diklasifikasikan, dan penggunaan pira frekuensi alpha, beta dan gamma menunjukan respon terbaik dalam klasfikasi motor imagery.

[2] Informasi EEG yang berguna didistribusikan atau poto dalam theta (4-8Hz), ˛alpha 1 (8-10Hz), ˛alpha 2 (10-13Hz), beta 1 (13-20Hz) dan beta 2 (20-30Hz) gelombang, untuk meningkatkan rasio signal-to- noise, sinyal EEG disaring oleh filter band-pass Butterworth.

[3] Pada tahap pra proses terdapat penggunaan metode OVR-FBCSP, metode ini merupakan salah satu varian algoritma FBCSP yang dapat menangani Motor Imagery multi-kelas, didalamnya sinyal disaring dengan menggunakan filter bank dengan sembilan filter subbandpass, filter ini merupakan tipe II Chebyshev yang dimulai dari 4 Hz dan dengan subbandwidth 4 Hz (4-8 Hz, 8-12 Hz, ...). menghasilkan 4 kelas OVR-FBCSP, dengan menggabungkan empat filter CSP one-versus-rest (OVR), digunakan untuk menghitung setiap output dari bank filter. dan pada bagian akhir sinyal yang ditransformasikan secara spasial.

[4] Penelitian menggunakan fifth order Butterworth band pass filter yang memiliki 0.1 dan 35 Hz pemotong frekuensi. Filter ini digunakan untuk mengeliminasi noise sinyal elektrik dan menerima sinyal EEG yang memiliki frekuensi dominan pada otak. Sinyal EEG juga sangat sensitive terhadap kedipan mata, pergerakan bola mata, dan pergerakan otot-otot pada seluruh bagian tubuh subjek maka dari itu digunakan proses winsorization untuk menghilangkan hal-hal yang dapat mengganggu data sinyal. Sebanyak 10% nilai ekstrem dalam sample sinya EEG dari masing-masing elektroda akan digantikan dengan nilai ekstrem dari sample masing-masing elektroda. Setelah dilakukan pra-proses dihasilkan adanya penambahan sekitar 17 dB signal to noise ratio (SNR).

[5] Sinyal EEG disegmentasi lalu diberi label pada saat awal dan akhir cahaya berpendar. Nilai kecenderungan yang berada di data yang telah disegmentasi dihilngkan dan data di filter menggunakan bandpass filter untuk memotong frekuensi 5 sampai 40 Hz supaya dapat menghilangkan noise dari komponen DC dan frekuensi tinggi dari benda-benda yang didalamnya terdapat noise dari jalur power.

[6] Pada penelitian ini menggunakan sinyal pada frekuensi theta (4-8 Hz), alpha (8-13 Hz), dan beta (13-30 Hz) yang kemudian akan dikasifikasi berdasarkan data yang ada.

[7] Sinyal EEG di filter pada frekuensi 50 Hz untuk mengilangkan noise yang disebabkan kabel power. Lalu dilanjutkan dengan high-pass filter pada frekuensi 0.5 Hz. Empat buah pita filter digunakan untuk mendapatkan sinyal alpha dan beta pada frekuensi 5-10 Hz, 10-15 Hz, 15-20 Hz, dan 20-25 Hz. Subjek tidak diperkenankan untuk berkedip, menelan atau mengunyah pada saat periode penelitian.

1. **Metode ekstraksi sinyal, penanganan kanal, dan identifikasi (khusus sinyal EEG), metode identifikasi arah spasial dan arah temporal (video, dapat disederhanakan), metode prediksi (cuaca)**

[1] Ekstraksi fitur menggunaakan CNN multi layer dimana sinyal akan masuk pada 4 CNN yang memiliki arsitektur yang berbeda, pada CNN pertama hanya memiliki satu pooling, pada CNN kedua memiliki dua pooling dan begitu pula seterusnya sampai CNN ke empat, dalam CNN konvolusi pertama dilakukan diseluruh sample waktu (temporal) dan konvolusi kedua dilakukan di semua saluran channel (sparsial). Hasil luaran dari seluruh CNN (1-4) akan gabungkan dengan congkat, kemudian masuk pada klassifikasi dengan 2 tipe yaitu dengan Multi Layer Perceptron dan tipe lainnya adalah menggunakan autoencoder, penamaan CNN yang menggunakan klasifikasi MPL dinamakan dengan MCNN dan penamaan CNN dengan klasifikasi autoencoder dinamakan dengan CCNN.

[2] Metode ekstraksi sinyal menggunakan CNN, dimana dalam pengunaannya mencoba dengan 2 varian CNN, kedua varian arsitektur CNN yang digunakan diantaranya ialah Compact CNN dan Shallow CNN, metode ekstraksi sinyal ini merupakan ekstraski spasial dari sinyal EEG, kemudian hasil dari CNN akan menjadi nilai masuk pada metode selanjutnya yaitu LSTM (RNN), metode LSTM (RNN) merupakan metode identifikasi untuk mendapatkan kelas dengan bantuan Fully Connected (FC) dan fungsi aktivasi softmax. Penamaan untuk penggunaan metode Compact CNN dan LSTM menjadi Series Compact Convolusional Recurent Nueral Network (SCCRNN) dan untuk Shallow CNN dan LSTM menjadi Series Shallow Convolusional Recurent Nueral Network (SSCRNN), Selain penggunaan kedua series tersebut terdapat kombinasi antara hasil luaran dari LSTM dan ekstarsi fitur dari CNN, keduanya dikombinasikan pada FC untuk diindetifikasi, kombinasi ini dinamakan dengan PSCCRNN dan PSSCRNN, dimana huruf P tersebut ialah parallel.

[3] Metode Ekstraksi fitur spatial yang digunakan ialah CNN, namun penggunaan CNN ini tidak sebatas hanya satu kali, hal ini karena hasil luaran dari CNN pertama (Ekstraksi spatial) akan masuk pada LSTM (RNN) dan CNN ke dua. Dimana pada CNN kedua berfungsi untuk mencari kembali fitur spatial, dan pada LSTM berfungsi untuk mendapatkan fitur temporal. Kedua fitur yang telah didapatkan tersebut kemudian digabungkan dan masuk pada Fully Connected (FC) untuk diklasifikasikan, dalam FC terdapat fine tune training sebagai transfer learning. Penamaan keseluruhan metode ini ialah Hybrid Deep Neural Network – Transfer Learning (HDNN-TL)

[4] Untuk melakukan klasifikasi sinyal dan pemberian bobot untuk maka digunakan Stepwise Linear Discriminant Analysis (SWLDA). SWLDA merupakan ekstensi dari Fisher’s Linear Discriminant Analysis. SWLDA akan memberikan nilai akurasi klasifikasi sinyal yang tinggi menggunakan P300 untuk aplikasi BCI. SWLDA akan memilih fungsi diskriminan yang sesuai dengan menambahkan kanal yang spesifik dan informasi waktu domain amplitude kedalam persamaan linear. Koefisien dari fungsi diskriminan ditentukan menggunakan dataset latih. Penelitian ini menggunakan 400 poin dataset untuk proses klasifikasi.

[5] Canonical Correlation Analysis (CCA) mengekplorasi mengenai korelasi antara dua buah set data dalam motede multivariable statistical. Metode CCA memberikan performa pengenalan yang lebih baik dibanding dengan Power Spectral Density (PSD) analisis karena dapat memberikan optimisasi terhadap multiel kanal untuk memperbaiki signal to noise ratio (SNR). Karakteristik yang dikumpulkan sinyal EEG menggunakan PSD untuk memilih representasi dari respon SSVEP. Kanal dipilih untuk selanjutnya dianalisis menggunakan PSD. Selanjutnya fast fourier transform digunakan untuk mengkalkulasi power spektrum yang telah di pre proses oleh kanal Oz untuk waktu stimulasi selama empat detik.

[6] Terdapat tiga buah metode klasifikasi yaitu Linear Discriminant Analysis (LDA), K Nearest Neighbors (kNN), dan Support Vector Machine (SVM). LDA akan memproyeksikan data kedalam hyperplanes untuk memaksimalkan pemisahan antara data dari kelas yang berbeda dan meminimalisasi variansi data yang berada di kelas yang yang sama. LDA sering digunakan untuk metode klasifikasi BCI karena memiliki permintaan komputasional yang rendan dan efisien. Klasifikasi kNN akan menentukan kelas sample berdasarkan pilihan mayoritas dari sample k neighboring.

[7] Algoritma FBCSP diaplikasikan kedalam sinyal pada amasing-masing filter pita frekuensi. Hal tersebut akan merancang filter spasial yang dapat menambahkan diferensiasi antara dua tipe pola EEG didalam variasi tersebut. Metode klasifikasi yang digunakan adalah Linear Discriminant Analysis (LDA). Pada eksperimen pertama, percobaan dievaluasi menggunakan cross validation untuk masing-masing pendekata, yaitu: VR+berdiri, VR+duduk, Layar+berdiri, dan laya+duduk. Pada eksperimen kedua, classifier dilatih menggunakan percobaan open-loop, lalu pada percobaan close-loop tiap epoch data diklasifikasi menjadi motor imaginery atau keadaan istirahat.

1. **Hasil yang diujikan yang meliputi semua eksperimen yang dilakukan penelitian dalam paper tersebut.**

[1] Hasil pengujian didapatkan bahwa penggunaan MCNN dalam klasifikasi mendapatkan nilai akurasi mencapai 75,7% dan 95,4%, hasil ini didapatkan dengan beberapa kali pengujian, pertama dalam menentukan penggunaan banyaknya CNN dalam penggabungan fitur, hasil yang dicapai adalah nilai akurasi terus meningkat pada CNN dengan pooling ke 4 (CNN-4), kemudian pengujian klasifikasi terhadap kombinasi penggabungan fitur, selain itu terdapat pengujian terhadap setiap subjek dan didapatkan bahwa nilai rata-rata terbaik ditunjukan oleh metode MCNN, sama hal nya dengan pengujian terhadap hasil klassifikasi dimana nilai tertinggi dimiliki oleh MCNN, namun walaupun menghasilkan nilai akurasi yang baik penggunaan MCNN ini memiliki waktu yang jauh lebih lama dari pada metode lainnya.

[2] Hasil akurasi tertinggi didapatkan oleh series SCCRNN, dengan Membandingkan dua jenis CNN, hasil rata-rata Shallow CNN lebih rendah dari Compact CNN. Alasannya adalah kuantitas data pelatihan kecil, dan tidak mudah untuk mencapai solusi optimal untuk Shallow CNN. selain dengan metode-metode yang digunakan perbandingan juga dilakukan dengan CSP dan SVM namun hasil akurasi rata-rata yang didapatkan tidak lebih tinggi dibanding dengan metode-metode yang disusulkan, pengujian ini dilakukan secara langsung pada seluruh data namun dilakukan pada setiap subyek.

[3] Dalam pengujian terdapat dilakukan perbandingan antara penggunaan HDNN-TL dan HDNN tanpa TL, hasilnya ialah HDDN-TL memberikan nilai pada pengujian yang lebih tinggi untuk tiap obyek, selain itu penggunaan banyaknya sampel cukup berpengaruh pada akurasi, dimana semakin banyak sampel yang digunakan menghasilkan akurasi yang semakin tinggi pada setiap obyek. walupun sudah menghasilkan nilai yang lebih baik dari HDNN tetapi masih terdapat nilai yang belum lebih baik dari penelitian sebelumnya tepatnya pada obyek ke 2, 3 ,4 ,5 dan 7.

[4] Data yang didapat dari semua subjek dikumpulkan lalu dianalisis. Hasil klasifikasi dari delapan buah sequen disimpan dalam matrik untuk mendeteksi karakter huruf. Berdasarkan stage pertama dari P300, dihasilkan bahwa region pertama mendapatkan nilai tertinggi di anngka 4 yang mengandung huruf “A”, “B”, “C”, “D”, “E”, dan “F”. lalu region dari stage pertama masuk kedalam stage kedua yang emiliki enam buah region. Berdasarkan stage kedua, didapatkan bahwa region ketiga mendapatkan nilai terbesar dengan nilai 5. Maka dari itu dapat disimpulkan bahwa huruf yang dipilih subjek adalah huruf “C”. Niai akurasi klasifikasi rate-rate dari mode visual, audio, dan audio-vidual (Hybrid) berturut-turut adalah 78.06%, 54.08%, dan 90.31%. Nilai akurasi klasifikasi dengan mode audio-visual menyentuh nilai 90%, mode visual menyentuh nilai 80%, sedangkan mode audio hanya menyentuh nilai 60% saja.

[5]Secara keseluruhan, hasil yang didapat menunjukan peningkatan. Akurasi dari masing-masing kelas tidak terlalu jauh. Jika terdapat nilai threshold sebesar 90% maka jumlah subjek yang mencapai nilai threshold pada kelas AR-Pos2 lebih tinggi dibandingkan dengan posisi lainnya dalam seluruh waktu. Pada saat waktu uji diatas tiga detik, nilai akurasi yang diperoleh tidak meningkat secara signifikan. Secara keseluruhan, kelas AR-Pos2 mencatatkan rata-rata nilai akurasi sebesar 74.6% pada detik pertama, 89% pada detik kedua, 94,6% pada detik ketiga dan 95,6% pada detik keempat.

[6]Berdasarkan hasil yang didapatsinyal EEG yang kuat berkorelasi dengan respon time muncul pada area frontal theta (korelasi negatif) dan area parietal-occipital alpha (korelasi positif) yang mengindikasikan bahwa informasi dapat diekstraksi dari area hair-covered dan NHB. Analisis statistic menunjukan diskriminatif fitur yang sangat kuat pada pita alpha pada area yang tertutupi rambut dan NHB. Meskipun demikian terdapat perbedaan spektrum pada NHB EEG antara short dan long respon time yang sedikit lebih lemah dibanding dengan yang ditutupi rambut.

[7]Pada eksperiment pertama tidak dihasilkan perbedaan nilai yang signifikan. Variasi antara protocol yang berbeda menghasilkan nilai yang setara yang mana menunjukan bahwa test yang dilakukan Mauchy dapat dikonfirmasi benar. Shapiro-Wilk test dilakukan untuk menentukan apakan performa pada tiap protocol mengikuti normal distribusi dan hasilnya menunjukan bahwa semua grup mengikuti normal distribution. Pada eksperimen kedua didapatkan hasil persentase total, MI, dan istirahat. Untuk subjek S21 menghasilkan nilai total sebesar 82.3%, nilai MI sebesar 88.1%, dan nilai istirahat sebesar 76.5%. sedangkan untuk subjek S22 menghasilkan nilai total sebesar 84.6%, nilai MI sebesar 82.3%, dan nilai istirahat sebesar 86.9%.

1. **Literatur Review atas paper yang terjaring dalam bentuk narasi yang terbagi:**
2. **Daftar Referensi**

[1] S. U. Amin, M. Alsulaiman, G. Muhammad, M. A. Mekhtiche, and M. Shamim Hossain, “Deep Learning for EEG motor imagery classification based on multi-layer CNNs feature fusion,” *Future Generation Computer Systems*, vol. 101, pp. 542–554, 2019, doi: 10.1016/j.future.2019.06.027.

[2] L. Wang, W. Huang, Z. Yang, and C. Zhang, “Biomedical Signal Processing and Control Temporal-spatial-frequency depth extraction of brain-computer interface based on mental tasks,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 58, p. 101845, 2020, doi: 10.1016/j.bspc.2020.101845.

[3] R. Zhang, Q. Zong, L. Dou, X. Zhao, Y. Tang, and Z. Li, “Biomedical Signal Processing and Control Hybrid deep neural network using transfer learning for EEG motor imagery decoding,” vol. 63, no. August 2020, 2021.

[4] Z. Oralhan, “A New Paradigm for Region-Based P300 Speller in Brain Computer Interface,” *IEEE Access*, vol. 7, pp. 106618–106627, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2933049.

[5] X. Zhao, C. Liu, Z. Xu, L. Zhang, and R. Zhang, “SSVEP Stimulus Layout Effect on Accuracy of Brain-Computer Interfaces in Augmented Reality Glasses,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 5990–5998, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2963442.

[6] C. S. Wei, Y. Te Wang, C. T. Lin, and T. P. Jung, “Toward Drowsiness Detection Using Non-hair-Bearing EEG-Based Brain-Computer Interfaces,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 2, pp. 400–406, 2018, doi: 10.1109/TNSRE.2018.2790359.

[7] L. Ferrero, M. Ortiz, V. Quiles, E. Iáñez, and J. M. Azorín, “Improving motor imagery of gait on a brain–computer interface by means of virtual reality: A case of study,” *IEEE Access*, vol. 9, pp. 49121–49130, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3068929.

1. **Kelompok**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| **Nama** | **Paper yang di-review** | **Peran** |
| Satrio Ananda | [1]–[3] |  |
| Indiarto Aji Begawan | [4][5][6][7] |  |
| Diyas Ishlahuddin |  |  |
|  |  |  |