Pendekatan Elektroensefalografi berbasis Antarmuka Otak-Komputer untuk Mengukur Tingkat Visual Height Intolerance

Moch Yusuf Asyhari
17917213

Tesis diajukan sebagai syarat untuk meraih gelar Magister Komputer
Konsentrasi Informatika Medis
Program Studi Informatika Program Magister
Fakultas Teknologi Industri
Universitas Islam Indonesia
2020

Lembar Pengesahan Pembimbing

Pendekatan Elektroensefalografi berbasis Antarmuka Otak-Komputer untuk Mengukur Tingkat Visual Height Intolerance

Moch Yusuf Asyhari
17917213

Yogyakarta, 8 November 2020

Pembimbing

Dr. Dhomas Hatta Fudholi, S.T., M.Eng.

Lembar Pengesahan Penguji

Pendekatan Elektroensefalografi berbasis Antarmuka Otak-Komputer untuk Mengukur Tingkat Visual Height Intolerance

Moch Yusuf Asyhari

17917213

Yogyakarta, 20 Desember 2020

Tim Penguji,

Dhomas Hatta Fudholi, S.T., M.Eng., Ph.D

Ketua

Izzati Muhimmah, S.T., M.Sc., Ph.D

Anggota I

Yusuf Aziz Amrulloh, Ph.D

Anggota II

Mengetahui,

Ketua Program Studi Informatika Program Magister

Universitas Islam Indonesia

Izzati Muhimmah, S.T., M.Sc., Ph.D.

Abstrak

Pendekatan Elektroensefalografi berbasis Antarmuka Otak-Komputer untuk Mengukur Tingkat Visual Height Intolerance

Lingkungan merupakan salah satu faktor yang mempengaruhi kualitas hidup. Pada penderita Visual Height Intolerance (VHI) tempat yang tinggi merupakan pemicu timbulnya kecemasan.VHI diukur menggunakan Visual Height Intolerance Severity Scale (VHISS). Kurangnya pengujian berbasis bukti menjadikan pengukuran tersebut terasa lemah dan kurang bermakna. Penggunaan Virtual Reality (VR) dan Electroensephalography (EEG) berbasis Brain Computer Interface (BCI) patut untuk diujikan. Pengujian dilakukan dengan membaca aktifitas listrik pada otak manusia menggunakan EEG berbasis BCI saat diberikan paparan melalui VR. Proses analisis menggunakan konsep gelombang sederhana dan selanjutnya dilakukan studi korelasi menggunakan metode Spearman-rho dengan pertimbangan uji normalitas yang menghasilkan data non-parametrik. Hasil uji korelasi menunjukkan bahwa data biometrik EEG berbasis BCI berupa jumlah gelombang per waktu dan magnitudo memiliki hubungan yang cukup kuat dengan skala VHISS, yaitu semakin tinggi jumlah gelombang per waktu, semakin tinggi magnitudo, maka semakin tinggi skala VHISS. Evaluasi telah dilakukan dengan menguji korelasi berdasarkan demografi usia dan jenis kelamin. Hasilnya EEG berbasis BCI dan VR dapat menjadi alternatif dan bukti konkrit untuk meninjau tingkat kecemasan terhadap ketinggian selain VHISS.

Kata kunci

antarmuka otak-komputer, elektroensefalografi, kecemasan visual terhadap ketinggian, virtual reality

Abstract

Approach of Brain-Computer Interface Based Electroencephalography for Measure Visual Height Intolerance

Environment is one of the factors that influence the quality of life. Including a high environment for people with fear of height (Visual Height Intolerance, VHI). Currently, VHI measured by using the Visual Height Intolerance Severity Scale (VHISS). The lack of evidence-based testing makes these measurements feel weak and less meaningful. The use of Virtual Reality (VR) and Electroensephalography (EEG) based on the Brain Computer Interface (BCI) deserves to be tested. The test is done by reading the electrical activity in the human brain using a BCI-based EEG when given exposure through VR. The analysis process uses a simple wave concept. Furthermore, the correlation study was carried out using the Spearman-rho method with consideration of the normality test which produced non-parametric data. The results of the correlation test show that the BCI-based EEG biometric data in the form of number of waves per time and magnitude has a strong enough relationship with the VHISS scale. The higher the number of waves per time, the higher the amplitude, the higher the VHISS scale. The evaluation was carried out by examining the correlation based on the demographics of age and gender. The result of EEG based on BCI and VR can be an alternative and concrete evidence to review the level of visual height intolerance other than VHISS..

Keywords

brain-computer interface, electroensephalography, visual height intolerance, virtual reality

Pernyataan Keaslian Tulisan

Dengan ini saya menyatakan bahwa tesis ini merupakan tulisan asli dari penulis, dan tidak berisi material yang telah diterbitkan sebelumnya atau tulisan dari penulis lain terkecuali referensi atas material tersebut telah disebutkan dalam tesis. Apabila ada kontribusi dari penulis lain dalam tesis ini, maka penulis lain tersebut secara eksplisit telah disebutkan dalam tesis ini.

Dengan ini saya juga menyatakan bahwa segala kontribusi dari pihak lain terhadap tesis ini, termasuk bantuan analisis statistik, desain survei, analisis data, prosedur teknis yang bersifat signifikan, dan segala bentuk aktivitas penelitian yang dipergunakan atau dilaporkan dalam tesis ini telah secara eksplisit disebutkan dalam tesis ini.

Segala bentuk hak cipta yang terdapat dalam material dokumen tesis ini berada dalam kepemilikan pemilik hak cipta masing-masing. Apabila dibutuhkan, penulis juga telah mendapatkan izin dari pemilik hak cipta untuk menggunakan ulang materialnya dalam tesis ini.

Yogyakarta, 8 November 2020



Moch Yusuf Asyhari, S.Tr.Kom

Daftar Publikasi

Publikasi yang menjadi bagian dari tesis

MILA: Low-cost BCI framework for acquiring EEG data with IoT (Awangga, Pane, Ghifari, & Asyhari, 2020)

Kontributor	Jenis Kontribusi
Rolly Maulana Awangga	Mendesain eksperimen (60%) Analisis (50%) Menulis *paper* (50%)
Syafrial Fachri Pane	Mendesain eksperimen (40%) Eksperimen (20%) Analisis (30%)
Dzikri Ahmad Ghifari	Eksperimen (80%) Menulis dan mengedit paper (30%) Publikasi (20%)
Moch Yusuf Asyhari	Analisis (20%) Menulis dan mengedit paper (20%) Publikasi (80%)

Pendekatan Elektroensefalografi berbasis Antarmuka Otak-Komputer untuk Mengukur Tingkat Visual Height Intolerance

Kontributor	Jenis Kontribusi
Moch Yusuf Asyhari	Mendesain eksperimen (50%) Menulis *paper* (50%) Publikasi (50%)
Dhomas Hatta Fudholi	Mendesain eksperimen (30%) Menulis dan mengedit *paper* (30%)

	Publikasi (30%)
Fery Luvita Sari	Mendesain eksperimen (20%) Menulis dan mengedit *paper* (20%) Publikasi (20%)

Halaman Kontribusi

Karya tulis ini tidak luput dari beragam kontribusi pihak lain selama proses penelitian dan penulisan. **Dr. Dhomas Hatta Fudholi, S.T., M.Eng.** dan **dr. Fery Luvita Sari, Sp.N.** yang membimbing dan memberikan masukan dari awal penelitian hingga penelitian ini selesai. **Rolly Maulana Awangga, S.T., M.T.** yang selalu bersedia menyempatkan waktu bertukar pikiran di sela disertasinya di ITB dengan bidang yang sama. **Drs. Purwahyudi, M.Pd.** yang memberikan banyak pandangan dan bantuan. Serta pihak-pihak lain yang secara tidak langsung memberikan kontribusi terhadap penelitian ini.

Halaman Persembahan

Rasa syukur saya panjatkan kepada Sang Maha Memiliki yang telah memberikan banyak kesempatan dalam hidup saya. Terimakasih saya tujukan kepada Ibu dan Bapak saya yang telah mengerahkan banyak perhatian kepada saya, mengorbankan banyak hal dan meridhai saya untuk melanjutkan pendidikan. Terimakasih kepada Adik tersayang yang senantiasa menemani dan membantu perjuangan saya. Terimakasih kepada keluarga besar saya yang telah memberikan dukungan, bantuan dan perhatiannya selama menempuh studi ini hingga akhir. Terimakasih kepada keluarga besar di Program Studi Informatika yang banyak berjasa membantu proses belajar saya. Tidak lepas juga saya ucapkan terimakasih untuk sahabat-sahabat yang telah menemani dan banyak membantu dalam suka maupun duka. Semoga Allaah senantiasa memberikan keberkahan dan melimpahkan keberkahan untuk semuanya. Persembahan terbaik untuk semua yang membutuhkannya. Semoga senantiasa berguna dan bermanfaat, mengalir pahala tanpa berjumpa ujungnya. Dunia hanyalah sementara, Akhirat untuk selamanya.

Kata Pengantar

Puji syukur kehadirat Allah S.W.T., yang telah memberikan rahmat dan karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan laporan tugas akhir yang berjudul "Pendekatan Elektroensefalografi berbasis Antarmuka Otak-Komputer untuk Mengukur Tingkat Visual Height Intolerance". Penulisan ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat kelulusan di Program Studi Magister Teknik Informatika Universitas Islam Indonesia.

Penulis banyak mendapat pengarahan, bimbingan dan bantuan mulai dari saat mempersiapkan, menyusun, hingga dapat menyelesaikan laporan. Pada kesempatan ini penulis ingin menyampaikan rasa terima kasih kepada.

1. Ibu Izzati Muhimmah, S.T., M.Sc., Ph.D. selaku ketua program studi Magister Teknik Informatika Universitas Islam Indonesia.
2. Bapak Dr. Dhomas Hatta Fudholi, S.T., M.Eng**.** sebagai pembimbing utama yang telah banyak membimbing dan mengarahkan saya di Universitas Islam Indonesia.
3. Ibu dr. Fery Luvita Sari, Sp.N. sebagai pembimbing pendamping yang telah banyak membantu dalam menyelesaikan semua tahap penelitian.
4. Orang tua dan keluarga saya yang sudah memberikan bantuan moral dan material serta doa yang tak terputus; dan
5. Rekan-rekan saya yang telah memberikan semangat dan dukungan dalam menyelesaikan tugas ini.

Akhir kata, saya berharap Tuhan Yang Maha Esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga tesis ini berguna dan memberikan manfaat sebesar-besarnya.

Yogyakarta, 8 November 2020

Penulis

Daftar Isi

Lembar Pengesahan Pembimbing i
Lembar Pengesahan Penguji ii
Abstrak 1
Abstract 2
Pernyataan Keaslian Tulisan 3
Daftar Publikasi 4
Halaman Kontribusi 6
Halaman Persembahan 7
Kata Pengantar 8
Daftar Isi 9
Daftar Tabel 11
Daftar Gambar 12
BAB 1 Pendahuluan 13
1.1 Pendahuluan 13
1.2 Latar Belakang 13
1.3 Rumusan Masalah 14
1.4 Batasan Masalah 14
1.5 Tujuan Penelitian 15
1.6 Manfaat Penelitian 15
BAB 2 Tinjauan Pustaka 16
2.1 Pendahuluan 16
2.2 Visual Height Intolerance 17
2.3 Visual Height Intolerance Severity Scale 19
2.4 Virtual Reality 19
2.5 *Electroencephalogram* 21

2.6 Brain-Computer Interface.....22
2.7 Korelasi.....25
BAB 3 Metodologi.....27
3.1 Data.....27
3.1.1 Visual Height Intolerance Severity Scale.....27
3.1.2 Virtual Reality Exposure dan Low Cost Brain-Computer Interface.....28
3.2 Lokasi dan Waktu Penelitian.....31
3.3 Model Alat Ukur.....34
3.3.1 Pembangunan BCI.....34
3.3.2 Penerjemahan VHISS.....36
3.4 Hipotesis.....39
3.5 Langkah-langkah Penelitian.....39
3.5.1 Akuisisi Data.....39
3.5.2 Validasi Data.....39
3.5.3 Analisis Data.....40
3.5.4 Evaluasi.....42
BAB 4 Hasil dan Pembahasan.....43
4.1 Akuisisi Data.....43
4.2 Validasi Data.....49
4.3 Analisis Data.....51
4.3.1 Uji Normalitas.....51
4.3.2 Uji Korelasi.....56
4.4 Evaluasi.....58
BAB 5 Kesimpulan dan Saran.....66
5.1 Kesimpulan.....66
5.2 Saran.....67
Daftar Pustaka.....68

Daftar Tabel

Tabel 1. Ulasan Kritis Domain VHI dan Akrofobia. 17
Tabel 2. Ulasan Kritis Penggunaan *Virtual Reality Exposure*. 20
Tabel 3. Ulasan Kritis Low Cost Brain-Computer Interface (EEG Headset). 23
Tabel 4. Potongan Data VHISS yang diperoleh 44
Tabel 5. Potongan Data EEG berbasis BCI yang diperoleh 44
Tabel 6. Demografi Usia dan Jenis Kelamin Partisipan 45
Tabel 7. Demografi dan Hasil BCI Partisipan 45
Tabel 8. Perbandingan Demografi Partisipan 46
Tabel 9. Perbandingan Demografi dan Hasil BCI 46
Tabel 10. Demografi Jenis Kelamin dan Pertanyaan VHISS 47
Tabel 11. Demografi Usia dan Pertanyaan VHISS 48
Tabel 12. Sebaran Jawaban VHISS berdasarkan Demografi 48
Tabel 13. Nilai r tabel untuk N=107 51
Tabel 14. Contoh Data Jumlah gelombang per waktu - VHISS 53
Tabel 15. Contoh Data Magnitudo - VHISS 55
Tabel 16. Hasil Korelasi Dan Evaluasi 59

Daftar Gambar

Gambar 1 *Visual Height Intolerance Severity Scale* (VHISS) 28
Gambar 2. Paparan Visual pada VR 29
Gambar 3 Headset EEG based BCI 29
Gambar 4 Contoh Hasil BCI 31
Gambar 5 Topografi Lingkungan Partisipan 32
Gambar 6 Topografi Lingkungan Partisipan 33
Gambar 7 Diagram Kelas EEG berbasis BCI 34
Gambar 8 Diagram Komponen EEG berbasis BCI 35
Gambar 9 Diagram Komunikasi EEG berbasis BCI 35
Gambar 10 Contoh Data EEG berbasis BCI yang diperoleh 36
Gambar 11 Metode Penelitian Studi Korelasi Data Elektroensefalografi (EEG) dengan Visual Height Intolerance Severity Scale (VHISS) 39
Gambar 12 Konsep Gelombang 41
Gambar 13 Diagram Use Case Pengumpulan Data 43
Gambar 14 Pengambilan Data di SMAN 1 Karangjati 44
Gambar 15 Q-Q Plot uji normalitas jumlah gelombang 51
Gambar 16 Boxplot uji normalitas jumlah gelombang 52
Gambar 17 Histogram Uji Normalitas Jumlah Gelombang 53
Gambar 18 Uji Normalitas Magnitudo Q-Q Plot 54
Gambar 19 Uji Normalitas Magnitudo Boxplot 54
Gambar 20 Uji Normalitas Magnitudo Histogram 55
Gambar 21 Korelasi Jumlah gelombang per waktu dan VHISS 57
Gambar 22 Korelasi Spearman Magnitudo dengan VHISS 58
Gambar 23 Histogram Usia Partisipan 60
Gambar 24 Demografi Usia dengan VHISS 61
Gambar 25 Demografi usia dengan jumlah gelombang per waktu 61
Gambar 26 Demografi Usia dengan Magnitudo 62
Gambar 27 Histogram Jenis Kelamin Partisipan 63
Gambar 28 Demografi Jenis Kelamin dengan VHISS 63
Gambar 29 Demografi jenis kelamin dengan jumlah gelombang per waktu 64
Gambar 30 Demografi Jenis Kelamin dengan Magnitudo 64

BAB 1
Pendahuluan

1.1 Pendahuluan

Merasa takut saat berada di ketinggian merupakan hal yang wajar. Namun apabila menghambat dan mengganggu aktifitas, ketakutan tersebut menjadi tidak wajar. Menurut (Huppert, Grill, & Brandt, 2017), dari total 1.960 orang yang dilibatkan, prevalensi *Visual Height Intolerance* (VHI) seumur hidup yang ditemukan adalah 32,7%. Sebanyak 12% dari orang-orang tersebut ternyata memenuhi kriteria psikiatri menderita akrofobia. Diagnosis tersebut didefinisikan dalam ICD-10 berdasarkan (World Health Organization, 1993) dan DSM-V berdasarkan (American Psychiatric Association, 2013).

Di Belanda, 530.000 menderita phobia, setiap tahun 75.000 kasus baru dideteksi, Akrofobia adalah yang paling umum. Karena biaya perawatan yang tinggi, daftar tunggu yang lama, dan keengganan umum untuk mencari pengobatan, akses ke terapi berbasis bukti saat ini terbatas. Jika tidak diobati, fobia tersebut dapat menjadi kronis dan meningkatkan risiko pengembangan gangguan mental lainnya, seperti kecemasan dan depresi, terutama untuk wanita (Donker, Van Esveld, Fischer, & Van Straten, 2018). Ketakutan tersebut membuat stabilitas badan berkurang, kemungkinan syok atau stress, kesehatan fisik, kesehatan mental dan *Quality of Life.* Korelasi permasalahan-permasalahan terhadap rasa takut ketinggian tersebut telah diteliti sebelumnya (Azadeh, Fekri, Amraie, Roostaei, & Baharlouei, 2018).

1.2 Latar Belakang

Melakukan pengujian kecemasan terhadap ketinggian (VHI) secara langsung di tempat tinggi tentu menjadi tantangan yang cukup berat. Resiko jatuh yang cukup besar, tempat yang sulit dijangkau, atau sulitnya untuk mempertahankan paparan ketinggian dalam waktu yang cukup lama, serta pengukuran berbasis bukti yang belum memuaskan.

VHI dapat diukur menggunakan Visual Heigth Intolerance Severity Scale (VHISS). Sayangnya, VHISS hanya berlaku bagi pasien yang sudah pernah mendapatkan paparan ketinggian sebelumnya. Bagi pasien yang belum pernah mendapatkan paparan atau menghindari ketinggian, VHISS tidak dapat digunakan. Sebab VHISS mengukur berdasarkan pengalaman yang pernah dialaminya. Pasien juga membutuhkan bukti konkrit hasil pemeriksaan untuk meyakinkan.

Usulan solusi alternatif yang dapat digunakan adalah menggunakan paparan ketinggian melalui *Virtual Reality* (Dascal et al., 2017; Donker et al., 2018; Miloff et al., 2016). Sedangkan alternatif VHISS yang dapat dipertimbangkan adalah penggunaan Elektroensefalografi (EEG) berbasis Brain-Computer Interface (BCI). EEG berbasis BCI bersama VR telah diaplikasikan pada neurorehabilitation (Angulo-Sherman, Costa-García, Monge-Pereira, Salazar-Varas, & Zerafa, 2016). Untuk memastikan penggunaan EEG berbasis BCI dengan VR mampu menjadi alternatif VHISS, maka perlu sekiranya dilakukan penelitian ini.

1.3 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang dijelaskan terkait VHI, VHISS, dan EEG, maka rumusan masalah pada penelitian ini adalah, "Apakah EEG dan VHISS dapat saling mendukung dalam meninjau tingkat keparahan VHI?"

1.4 Batasan Masalah

Mengingat luasnya perkembangan yang dapat diperoleh dalam permasalahan ini, maka perlu adanya batasan yang jelas. Batasan masalah pada penelitian yang diajukan antara lain sebagai berikut.

a. Gangguan kecemasan yang diteliti adalah *visual height intolerance*.
b. Proses rangsangan menggunakan *virtual reality exposure* tanpa membangun sistem.
c. Model rangsangan yang digunakan adalah *real world footage* dengan mengabaikan jarak ketinggian dan faktor yang lainnya sesuai pilihan pakar.
d. *Virtual Reality Exposure* menggunakan *smartphone* dan *head mount.*
e. Alat ukur yang digunakan adalah *Low Cost Brain-Computer Interface* dan *Visual Height Intolerance Severity Scale*.
f. *Low Cost Brain-Computer Interface* sebagai *EEG Headset* dari *Neurosky Mindwave* yang terhubung dengan komputer.
g. Data yang digunakan adalah *raw data* dari BCI
h. Rangsangan hanya dilakukan sekali (*single-session*) dengan waktu terbatas.
i. Partisipan atau sampel diperoleh secara acak kemudian dikelompokkan setelah diperoleh sampel sebanyak mungkin sesuai dengan temuan.
j. Mendapatkan sampel untuk seluruh skala VHISS menjadi tantangan demi kesempurnaan penelitian. Jumlah dan skala VHISS menjadi kesulitan yang tidak dapat diprediksi.

k. Metode pengukuran jumlah gelombang per waktu diperoleh dengan menghitung jumlah puncak dan jumlah lembah untuk menghasilkan jumlah gelombang dari *raw data* BCI. Jumlah gelombang yang diperoleh berikutnya dibagi dengan waktu pengambilan data, kurang lebih 60 detik. Metode tersebut perlu dikaji lebih lanjut terkait gelombang otak yang lebih istimewa dibandingkan penggunaan rumus frekuensi sederhana.
l. Data yang digunakan diperoleh dari BCI menggunakan algoritma dan kerangka kerja MILA: *Low-cost BCI framework for acquiring EEG data* (Awangga et al., 2020). Validasi data perlu dipastikan dan diperhatikan lebih lanjut dengan membawanya ke kawasan frekuensi.

1.5 Tujuan Penelitian

Penelitian ini dilakukan dengan tujuan mengetahui kemampuan EEG dalam meninjau tingkat keparahan VHI. Kemampuan tersebut diukur dengan mempertimbangkan hubungan EEG dengan VHISS sebagai alat ukur VHI terkini.

1.6 Manfaat Penelitian

Penelitian yang diajukan diharapkan dapat memberikan manfaat secara teoritis dan praktis.

a. Manfaat Teoritis, memberikan kontribusi ilmiah pada penelitian yang berkaitan dengan VR dan EEG atau BCI terhadap VHI. Penelitian ini juga memberikan kontribusi terhadap alat ukur VHISS yang telah dirancang (Huppert et al., 2017).
b. Manfaat Praktis, menunjukkan hubungan EEG dan VHISS untuk mendeteksi VHI. Memberikan alternatif bukti yang lebih kuat untuk Neurologi atau Psikiatri dalam melakukan peninjauan terhadap tingkat keparahan VHI.

BAB 2
Tinjauan Pustaka

2.1 Pendahuluan

Penelitian (Kapfhammer, Fitz, Huppert, Grill, & Brandt, 2016) menunjukkan bahwa hampir sepertiga populasi jerman mampu dipengaruhi oleh *Visual Height Intolerance* (VHI). VHI terkadang berubah menjadi rasa panik dan 6,4% dari populasi tersebut dapat meningkat menjadi Akrofobia. Tentu gangguan tersebut berdampak besar pada *quality of life* penderitanya. Hasil tersebut tidak jauh berbeda dengan penelitian (Huppert et al., 2017) pada kasus yang sama. Hanya saja 12% dari hampir sepertiga populasi jerman yang diidentifikasi VHI telah memenuhi kriteria psikiatri sebagai Akrofobia.

Sebuah terobosan baru yang disebut sebagai VHISS (*Visual Height Intolerance Severity Scale*) akhirnya berhasil dirancang, diuji, dan diusulkan (Huppert et al., 2017) untuk mengukur keparahan VHI dan mendiagnosa Akrofobia. Sayangnya penelitian (Biedermann et al., 2017; Donker et al., 2018) memberikan terapi dengan alat ukur *Akrofobia Questionnaire*. Sedangkan alat ukur VHISS telah berhasil dirancang dan diuji (Huppert et al., 2017) untuk Akrofobia tidak lama sebelum penelitian di atas dipublikasikan. Istilah VHI kemudian diangkat untuk membedakan Akrofobia dengan perbedaan tingkat toleransi terhadap ketinggian sebelum menjadi fobia.

Salah satu langkah untuk mengatasi *Visual Height Intolerance* dan *Akrofobia* adalah dengan *Neurorehabilitation*. Meliputi terapi paparan khusus pada aktifitas otak terhadap pergerakan visual dengan penggunaan VR dan BCI (Angulo-Sherman et al., 2016; McMahon & Schukat, 2018). BCI pada umumnya memiliki 3 unit utama yang dikenal sebagai *pre-processing*, *feature selection*, atau *classification* (Parivash, Amuzadeh, & Fallahi, 2018). VR cenderung digunakan untuk *Neurorehabilitation* dengan terapi kognitif dan terapi paparan (*sensory-motor*) (Stasieńko & Sarzyńska-Długosz, 2016). Sedangkan terapi obat cenderung digunakan untuk keadaan terpaksa dalam kondisi yang terlampau parah. Program *Neurorehabilitation* multi-disiplin dikumpulkan dari database PubMed, Embase, PsycINFO, Cochrane. Dari 5961 data yang unik, diperoleh hasil bahwa terapi yang baik dilakukan pada serangan dini dan intensitas yang lebih banyak. Sehingga dengan melakukan deteksi dan keputusan yang lebih dini, maka program *Neurorehabilitation* menjadi lebih baik dalam menyembuhkan pasien (Königs, Beurskens, Snoep, Scherder, &

Oosterlaan, 2018). Dengan menggunakan EEG dan VHISS, deteksi diharapkan dapat dilakukan lebih dini tanpa harus melakukan rangsangan langsung di tempat tinggi.

2.2 Visual Height Intolerance

VHI merupakan istilah yang digunakan oleh Huppert untuk menunjukkan tingkat toleransi seseorang terhadap ketinggian secara visual. Istilah tersebut untuk membantu mengukur kecemasan sebelum dapat dinyatakan menderita Akrofobia. Penelitian yang telah dilakukan terkait VHI ditunjukkan pada Tabel 1.

Tabel 1. Ulasan Kritis Domain VHI dan Akrofobia.

No.	Sub Tema	Keywords	Ulasan Kritis	Pustaka
1.	Visual height intolerance and acrophobia: distressing partners for life	VHI, Acrophobia	574 individu di Jerman diidentifikasi vHI, 128 memenuhi kriteria diagnostik DSM-5 akrofobia. Subjek dengan akrofobia menunjukkan pemicu onset yang jauh lebih traumatis, lebih banyak tanda generalisasi terhadap rangsangan ketinggian lainnya, tingkat peningkatan intensitas beban gejala yang lebih tinggi, tingkat kerusakan sosial yang lebih tinggi, dan dampak negatif keseluruhan yang lebih besar pada kualitas hidup daripada mereka yang memiliki vHI.	(Kapfhammer et al., 2016)
2.	Towards a virtual cure for	Acrophobia	Di Belanda, 530.000 menderita phobia	(Donker et al., 2018)

	acrophobia: study protocol for a randomized controlled trial		tertentu. Setiap tahun 75.000 kasus baru dideteksi. Akrofobia adalah yang paling umum. Karena biaya perawatan yang tinggi, daftar tunggu yang lama, dan keengganan umum untuk mencari pengobatan, akses ke terapi berbasis bukti saat ini terbatas. Jika tidak diobati, fobia tersebut dapat menjadi kronis dan meningkatkan risiko pengembangan gangguan mental lainnya, seperti kecemasan dan depresi, terutama untuk wanita.	
3.	A New Questionnaire for Estimating the Severity of VHI and Acrophobia	VHI, Acrophobia	Frekuensi ketakutan akan ketinggian dilaporkan memiliki prevalensi seumur hidup 3,1-6,4%. Sebuah studi epidemiologi cross-sectional pada 3.517 individu yang mewakili populasi umum mengungkapkan bahwa prevalensi seumur hidup dari intoleransi tinggi visual (vHI) dari berbagai tingkat keparahan,	(Huppert et al., 2017)

			termasuk takut ketinggian, berjumlah 28% (wanita 32%, pria 25 %)	

Banyak orang enggan memeriksa kecemasannya (Donker et al., 2018), padahal permasalahan terkait ketinggian sangat beragam dampaknya. Seperti resiko jatuh yang lebih besar karena stabilitas badan berkurang, kemungkinan syok yang dapat menjadi fatal, stres yang mengganggu, keadaan darurat di gedung yang tinggi, hingga kehilangan pekerjaan idaman di tempat tinggi. Korelasi permasalahan-permasalahan di atas yang dihasilkan oleh takut ketinggian telah diteliti (Azadeh et al., 2018).

2.3 Visual Height Intolerance Severity Scale

Visual Height Intolerance Severity Scale (VHISS) adalah alat ukur yang berfungsi untuk mengukur kecemasan terhadap ketinggian. Alat ukur tersebut dirumuskan oleh Huppert dan kawan-kawan pata tahun 2017. Sebelum VHISS terdapat berbagai alat ukur yang digunakan, seperti *Acrophobia Questionaire* yang dilakukan oleh (Bentz et al., 2011). Berbeda dengan pendahulunya, VHISS tidak hanya mengukur akrofobia. VHISS menyajikannya dalam bentuk skala untuk mengetahui seberapa parah ketakutannya terhadap ketinggian meski belum dapat didiagnosis menderita akrofobia.

2.4 Virtual Reality

Paparan secara tradisional yang dilakukan (Miloff et al., 2016) dimana seorang pasien secara bertahap diberikan rangsangan terhadap hal yang ditakutinya hingga 3 jam dalam satu sesi telah ditemukan efektif untuk pengobatan fobia tertentu. Begitu pula dengan penelitian lain (Biedermann et al., 2017; Donker et al., 2018) yang sependapat dengan terapi paparan dalam pengobatan acrophobia. Hal tersebut menunjukkan bahwa paparan memberikan dampak terhadap perubahan emosional. Sedangkan (Huppert et al., 2017; Kapfhammer et al., 2016) tidak melakukan paparan langsung dan mempercayakan pengukurannya berdasarkan pengalaman subjek terkait ketinggian.

Berbeda dengan paparan tradisional, *Virtual Reality Exposure Therapy* (VRET) dapat menjadi alternatif dengan memfasilitasi akses, mengurangi biaya, dan meningkatkan penerimaan rangsangan. Cara tersebut telah dibuktikan (Dascal et al., 2017; Donker et al.,

2018; Miloff et al., 2016) dan dinilai telah memenuhi protokol penelitian dalam *Randomized Controlled Trial* (RCT). Terbukti penggunaan VRET pada phobia ketinggian (*Acrophobia*) memberikan tanda-tanda kecemasan yang mengganggu. (Biedermann et al., 2017).

Virtual Reality (VR) efektif dalam berbagai skenario di berbagai domain, seperti pendidikan, kesehatan dan pertahanan. Namun, sebagian besar aplikasi VR tidak adaptif dengan kognitif *real-time* atau beban yang dialami secara subyektif. Hal tersebut dapat diketahui salah satunya dengan mengetahui aktivitas di otak menggunakan EEG (Dey, Chatourn, & Billinghurst, 2019). Dukungan penggunaan VR dapat ditunjukkan pula pada Tabel 2.

Tabel 2. Ulasan Kritis Penggunaan *Virtual Reality Exposure*.

No.	Sub Tema	Keywords	Ulasan Kritis	Pustaka
1.	Single-session gamified virtual reality exposure therapy for spider phobia vs. traditional exposure therapy: study protocol for a randomized controlled non-inferiority trial	Commercial Virtual Reality Exposure Therapy	Evaluasi peluang VR terbukti murah dan relatif mudah mengubah konteks paparan, moderator penting dalam kebangkitan pengobatan. Melakukan VR Exposure Therapy menggunakan peralatan VR modern yang tersedia secara komersial terbukti lebih kuat.	(Miloff et al., 2016)
2.	Towards a virtual cure for acrophobia: study protocol for a randomized controlled trial	Self-Guided VRET	Efektivitas dan keramahan pengguna self-guided VRET untuk akrofobia yang disampaikan melalui aplikasi smartphone menggunakan kacamata VR kardus sangat kuat	(Donker et al., 2018)

			dibutuhkan. Karena biaya perawatan yang tinggi, daftar tunggu yang panjang, kurangnya cakupan asuransi kesehatan di Belanda, dan keengganan umum untuk mencari pengobatan, akses ke terapi berbasis bukti saat ini terbatas.	

2.5 *Electroencephalogram*

Electroencephalogram (EEG) adalah pengujian non-invasif yang bertujuan untuk mendeteksi aktifitas gelombang listrik di dalam otak menggunakan elektroda yang disematkan pada piranti EEG (Ma, Tan, & Guo, 2016). Pencatatan sinyal bioelektrik tersebut bermula pada percobaan ilmuwan Italia Luigi Galvani (1737-1798) dan Alessandro Volta (1755-1832). Dilanjutkan oleh ilmuwan Inggris (Georg Ohm, 1787–1854, dan Michael Faraday, 1791–1867) yang berhasil membuktikan jaringan biologis, terutama jaringan otot, memiliki sifat listrik yang cukup. EEG merupakan metode yang sangat diperlukan untuk studi status fungsional otak dalam sudut pandang klinis dan masih mempertahankan karakteristik laboratorium dengan uji yang relatif sederhana, non-invasif, dan dapat diproduksi ulang. Di luar bidangnya yang sudah mapan secara klinis, EEG juga menarik dalam berbagai percobaan di bidang yang lainnya.

Asal-usul EEG didasarkan pada aliran arus ion yang dihasilkan oleh neuron di ruang ekstraseluler. Untuk memahami asal-usul postsinaptik potensi ekstraseluler, dapat kita bayangkan arus ionik mengalir ke dalam menuju sel melalui membran sinaptik dan keluar melalui permukaan besar membran ekstrasinaptik. (Oriano Macarelo & et al, 2019). Ion yang bergerak tersebut menghasilkan listrik. Setiap listrik yang dipancarkan oleh neuron selanjutnya dapat ditangkap oleh elektroda EEG. Gelombang EEG diklasifikasikan ke dalam lima pita frekuensi: alpha, beta, theta, delta, dan gamma. Sinyal EEG dapat memprediksi indikator psikologis dan mengukur tingkat kewaspadaan. (Abo-Zahhad, Ahmed, & Abbas, 2015; Arikan, Metin, & Tarhan, 2018).

Elektroensefalografi (EEG) membaca aktifitas listrik pada otak manusia yang dihasilkan dari ribuan neuron yang saling terhubung (Hooi, Nisar, & Voon, 2016). EEG telah dimanfaatkan untuk berbagai tujuan. Seperti aktifitas otak terhadap proses kognitif

seseorang (Dey et al., 2019; Herrmann, Strüber, Helfrich, & Engel, 2016), prediksi respon pada pengobatan depresi (Arikan et al., 2018), Potensi gerakan dan sensor motorik (Gaur, Pachori, Wang, & Prasad, 2018; Lawhern et al., 2018), Deteksi Sleep Disorder (Aboalayon, Faezipour, Almuhammadi, & Moslehpour, 2016), Level of Stress (Nagar & Sethia, 2019; Sulaiman, Ying, Mustafa, & Jadin, 2019), memberi perintah computer (McFarland & Wolpaw, 2017; Vaid, Singh, & Kaur, 2015), deteksi pergerakan mata (Haddix, Al-Bakri, Besio, & Sunderam, 2019; Hertweck et al., 2019), deteksi emosi (Atkinson & Campos, 2016), neurorehabilitation (McMahon & Schukat, 2018; Soni, Somani, & Shete, 2017), serta deteksi takut ketinggian (Wang, Wang, & Hu, 2019). Beberapa penelitian mewakili EEG sebagai *Brain-Computer Interface* (BCI) untuk mendapatkan informasi gelombang listrik (Ang et al., 2015; Chan, Early, Subedi, Li, & Lin, 2015; Gaur et al., 2018; Kevric & Subasi, 2017; Lawhern et al., 2018; McFarland & Wolpaw, 2017; Nagar & Sethia, 2019; Parivash et al., 2018; Stephygraph & Arunkumar, 2016; Vaid et al., 2015). Selain itu, melakukan pengujian secara langsung di tempat tinggi membutuhkan biaya yang besar dan resiko yang tinggi. Mempertahankan rangsangan tetap dekat dengan penderita juga menjadi tantangan yang berat (Miloff et al., 2016). Penggunaan paparan dari *Virtual Reality* bersama dengan BCI dapat dimanfaatkan (Angulo-Sherman et al., 2016; McMahon & Schukat, 2018; Parivash et al., 2018).

Karena EEG memiliki kemampuan dalam membaca proses kognitif serta terbukti memiliki perubahan *band* pada VHI (Wang et al., 2019), maka hubungan antara VHISS sebagai alat ukur VHI dengan EEG perlu diteliti lebih lanjut. Hal tersebut bertujuan untuk mengetahui kemampuan EEG menjadi pendukung dalam meninjau tingkat keparahan VHI.

2.6 Brain-Computer Interface

Salah satu adaptasi EEG dalam perkembangan teknologi adalah *Brain-Computer Interface* (BCI). BCI dirancang seperti respon EEG dengan magnitudo tinggi dan jumlah gelombang per waktu rendah untuk stimulasi eksternal terhadap waktu (Lawhern et al., 2018). Langkah-langkah biometrik yang serupa dengan electroencephalogram (EEG) menjanjikan untuk menjadi alternatif yang layak untuk penilaian kuesioner subyektif dalam evaluasi efek psikofisik yang terkait dengan Virtual Reality (VR), karena mereka memberikan pengukuran objektif dan terus menerus tanpa merusak paparan (Hertweck et al., 2019).

Modulasi osilasi neuron memungkinkan untuk menunjukkan hubungan sebab akibat antara osilasi otak dan proses kognitif dan untuk memperoleh wawasan penting ke dalam fungsi otak manusia (Herrmann et al., 2016). Penelitian (Nagar & Sethia, 2019) mengambil

rekaman EEG dari 63 siswa menggunakan perangkat EEG elektroda tunggal NeuroSky Mindwave Mobile dan membandingkannya dengan kuesioner PSS-14. Kombinasi fitur baru rasio bandpower dari alpha, beta, delta dan theta band diekstraksi dan diumpankan ke pengklasifikasi. Diperoleh hasil bahwa ada korelasi rasio kekuatan *band* yang berbeda yang diperoleh dari rekaman sinyal EEG dari bagian depan otak dengan tingkat stres yang dialami oleh partisipan. Ulasan tersebut didukung berbagai penelitian seperti yang dapat ditunjukkan pada Tabel 3.

Tabel 3. Ulasan Kritis Low Cost Brain-Computer Interface (EEG Headset).

No.	Sub Tema	Keywords	Ulasan Kritis	Pustaka
1.	A Comparison of EEG Alpha Rhythm Detection by Tripolar Concentric Ring Electrodes and Conventional Disk Electrodes	Informasi Gelombang Otak	Informasi tentang proses gelombang otak dapat diekstraksi dan menghasilkan ukuran data yang tergantung pada catatan resolusi otak manusia.	(Haddix et al., 2019)
2.	Systematic analysis of machine learning algorithms on eeg data for brain state intelligence	Frekuensi Gelombang EEG	Sinyal yang diperoleh dari EEG perlu dilakukan analisis. Sinyal EEG terdiri dari beberapa jenis frekuensi, yaitu Delta (0.5 Hz to 2.75 Hz), Theta (3.5 Hz to 6.75 Hz), Low Alpha (7.5 Hz to 9.25 Hz), Alpha (10 Hz to 11.75 Hz), Low Beta (13 Hz to 16.75 Hz), High Beta (18 Hz to 29.75 Hz), Low Gamma (31 Hz to 39.75 Hz), Middle Class Gamma	(Abo-Zahhad et al., 2015; Arikan et al., 2018; Chan et al., 2015)

			(41 Hz to 49.75 Hz). Analisis akan dilakukan sebagai langkah menentukan kemungkinan data hasil eeg bermakna dan digunakan.	
3.	Brain Activity in Virtual Reality	EEG-VR	Pengukuran biometrik seperti EEG menjanjikan untuk menjadi alternatif yang layak untuk kuesioner subjektif dalam melakukan evaluasi efek psikofisik yang terkait dengan Virtual Reality (VR)	(Hertweck et al., 2019)
4.	A multi-class EEG-based BCI classification	BCI menggunakan sinyal listrik aktivitas otak seperti EEG	Brain-Computer Interface (BCI) memfasilitasi media untuk menerjemahkan niat gerak manusia menggunakan sinyal listrik aktivitas otak seperti electroencephalogram (EEG) menjadi sinyal kontrol.	(Gaur et al., 2018)

Penelitian lain menguji ketakutan terhadap ketinggian dari paparan Virtual Reality berdasarkan denyut jantung (Heart Rate), tingkat konduksi kulit (Skin Conductance Level), dan Saliva Cortisol. Hasilnya terdapat peningkatan denyut jantung dan tingkat konduksi kulit namun tidak ada peningkatan kadar kortisol (Diemer, Lohkamp, Mühlberger, & Zwanzger, 2016). Hal yang membedakan, penelitian kali ini adalah menggunakan EEG terhadap paparan VR pada ketakutan terhadap ketinggian. Diperkuat dengan menghitung korelasinya terhadap VHISS dari (Huppert et al., 2017) untuk menguji hubungan EEG sebagai bukti tambahan pengukuran VHI selain VHISS.

2.7 Korelasi

Ketika melihat dua hal yang tersembunyi, banyak hal yang dapat ditangkap. Ketika melihat dua hal yang berbeda, hal yang berubah, ada dua kemungkinan. Salah satunya adalah bahwa perubahan dalam suatu hal, selaras dengan perubahan dalam hal lainnya. Kemungkinan kedua adalah bahwa dua hal berbeda secara terbalik atau berlawanan. Artinya, besaran yang lebih tinggi dari satu hal sejalan dengan yang lebih rendah dari yang lain atau sebaliknya.

Pertama, kita mengakui keberadaan kovariasi antara berbagai hal dan kebutuhan untuk mendefinisikannya secara sistematis. Dalam melakukan ini, rintangan pertama adalah membatasi kasus-kasus yang menjadi dasar pengamatan. Setelah ini dilakukan, kita kemudian memiliki masalah untuk membuat pengamatan kita sebanding. Jika kita ingin menilai kovarisasi, kita harus memiliki cara untuk menghilangkan perbedaan antar pengamatan hanya karena unit mereka. Salah satu cara untuk melakukan ini adalah membuat rata-rata dari variabel sama. Tetapi, meskipun bermanfaat, ini tidak menghilangkan perbedaan dalam variasi di sekitar rata-rata karena perbedaan dalam unit.

Untuk membantu masalah ini, kemudian dikembangkan ukuran variasi, yang disebut deviasi standar. Sekarang, jika mengurangi rata-rata variabel dari setiap pengamatan dan kemudian membaginya dengan standar deviasi, kita telah mengubah variabel menjadi skor dengan rata-rata yang sama dan standar deviasi. Variasi mereka sekarang sebanding.

Untuk mendapatkan kovarisasi, maka, tampaknya paling tepat untuk menemukan ukuran kovariasi rata-rata dari dua set skor terstandarisasi. Rute terbaik untuk ini adalah dengan mengalikan dua skor untuk setiap kasus, menambahkan produk, dan membaginya dengan jumlah kasus. Hasilnya adalah koefisien yang mengukur korelasi. Secara umum korelasi dihitung demikian. (Ward & Horst, 1965)

Beberapa penulis telah menawarkan pedoman untuk interpretasi koefisien korelasi. Namun, semua kriteria tersebut dalam beberapa hal bersifat arbitrer. Interpretasi koefisien korelasi tergantung pada konteks dan tujuan. (Cohen J., 1988)

Korelasi Spearman adalah kovarians dari dua variabel dibagi dengan produk dari standar deviasi mereka untuk mengumpulkan peringkat berdasarkan kedua variable. Metode ini kerap digunakan untuk data ordinal atau data interval dan rasio yang tidak berdistribusi normal. Data interval dan rasio yang tidak berdistribusi normal biasanya disebut dengan data ordinal yang bersifat natural order.

Berbeda dengan metode parametrik, seperti korelasi Pearson, yang menuntut varian data homogen dan berdistribusi normal, metode nonparametrik seperti Spearman mengabaikan syarat tersebut. Meski memiliki dampak hilangnya informasi penting dan

lemahnya sebaran informasi yang diperoleh. Perbedaan Spearman dengan Kendall terletak pada data ordinal yang digunakan kendall. Data pada kendall adalah data yang berpasangan, seperti data sebelum dan sesudah. Perbedaan Spearman dengan Somers terletak pada data ordinal yang mewakili data kualitatif, seperti angka satu untuk buruk, angka dua untuk sedang, dan angka tiga untuk baik. Perbedaan tersebut telah dikaji lebih lanjut oleh (Nugroho, Akbar, & Vusvitasari, 2008).

$$rho = \frac{\sum(x' - m_{x'})(y'_i - m_{y'})}{\sqrt{\sum(x' - m_{x'})^2 \sum(y' - m_{y'})^2}} \quad (2.1)$$

rho = nilai rho

m = rata-rata (mean)

x' = peringkat x

y' = peringkat y

Rumus korelasi Spearman ditunjukkan pada persamaan (2.1). Secara intuitif, korelasi Spearman antara dua variabel akan tinggi ketika pengamatan memiliki persamaan atau identik untuk sebuah peringkat. Semakin identik peringkat antara kedua variabel maka nilai rho yang diperoleh akan semakin mendekati hasil satu. Koefisien Spearman sesuai untuk variabel ordinal kontinu dan diskrit. (Goyder & de Vaus, 1987; Lehman & Rourke, 2005).

BAB 3
Metodologi

3.1 Data

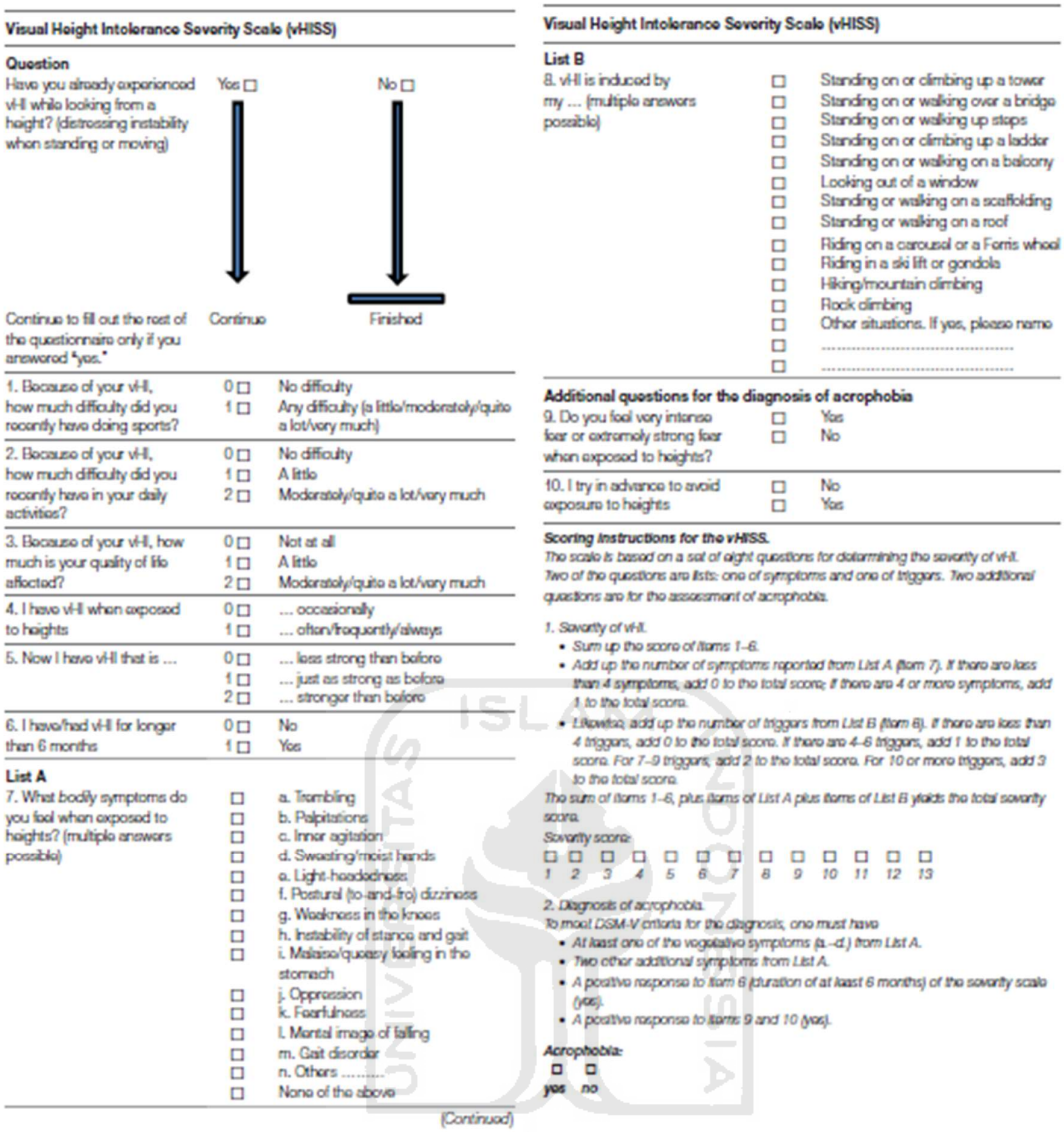
Target utama yang dituju adalah remaja sekolah menengah atas dengan jumlah mencapai 100 partisipan. Agar memperoleh hasil pengujian yang baik, diharapkan diperoleh sampel sebanyak mungkin dengan sebaran yang luas. Partisipan yang diuji (sampel) dipilih secara acak dari latar belakang yang berbeda. Baik penderita VHI, penderita *Acrophobia*, maupun tidak menderita keduanya. Secara ideal, pengujian memiliki partisipan yang terdiri dari ketiga kelompok tersebut dengan latar belakang semirip mungkin. Keterbatasan partisipan menjadi salah satu batasan masalah.

Pengumpulan data terbagi menjadi dua tahap. Tahap pertama dilakukan dengan mengisi *Visual Height Intolerance Severity Scale* (VHISS). Tahap kedua menggunakan *Virtual Reality* sebagai rangsangan dan *Brain-Computer Interface* (BCI) sebagai EEG. Hasil yang diperoleh dari alat tersebut berupa jumlah gelombang per waktu dan magnitudo, sehingga setiap partisipan memiliki tiga data, data dari EEG berbasis BCI berupa jumlah gelombang per waktu dan magnitudo serta data skala dari VHISS.

EEG berbasis BCI yang digunakan merupakan produk *MindWave Headset* oleh Neurosky dengan model MW001, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3. Neurosky Mindwave dipilih sebagai BCI untuk mendapatkan data biometrik dari otak dengan harga yang lebih murah tanpa menghilangkan kemampuannya untuk menangkap aktifitas neuron serupa EEG saat diberikan paparan visual melalui VR. VHISS berupa kuesioner yang digunakan merupakan hasil penelitian oleh (Huppert et al., 2017).

3.1.1 Visual Height Intolerance Severity Scale

Pada tahap pertama, partisipan dipersilakan mengisi VHISS sesuai dengan pengalamannya terkait ketinggian. Alat ukur dari (Huppert et al., 2017) menghasilkan skala yang terdiri dari skala 1 hingga skala 13. Setiap pengukuran partisipan hanya menghasilkan satu skala. Alat ukur VHISS dapat ditunjukkan pada Gambar 1. VHISS akan diubah menggunakan Bahasa Indonesia agar mempermudah proses pengambilan data. Oleh sebab itu, data validation perlu dilakukan untuk menguji alat ukur tersebut.



Visual Height Intolerance Severity Scale (vHISS)

Question

Have you already experienced vHI while looking from a height? (distressing instability when standing or moving)

Yes ☐ → Continue to fill out the rest of the questionnaire only if you answered "yes."

No ☐ → Finished

1. Because of your vHI, how much difficulty did you recently have doing sports?	0 ☐ 1 ☐	No difficulty Any difficulty (a little/moderately/quite a lot/very much)
2. Because of your vHI, how much difficulty did you recently have in your daily activities?	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐	No difficulty A little Moderately/quite a lot/very much
3. Because of your vHI, how much is your quality of life affected?	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐	Not at all A little Moderately/quite a lot/very much
4. I have vHI when exposed to heights	0 ☐ 1 ☐	... occasionally ... often/frequently/always
5. Now I have vHI that is ...	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐	... less strong than before ... just as strong as before ... stronger than before
6. I have/had vHI for longer than 6 months	0 ☐ 1 ☐	No Yes

List A

7. What bodily symptoms do you feel when exposed to heights? (multiple answers possible)

- ☐ a. Trembling
- ☐ b. Palpitations
- ☐ c. Inner agitation
- ☐ d. Sweating/moist hands
- ☐ e. Light-headedness
- ☐ f. Postural (to-and-fro) dizziness
- ☐ g. Weakness in the knees
- ☐ h. Instability of stance and gait
- ☐ i. Malaise/queasy feeling in the stomach
- ☐ j. Oppression
- ☐ k. Fearfulness
- ☐ l. Mental image of falling
- ☐ m. Gait disorder
- ☐ n. Others .....
- ☐ None of the above

(Continued)

Visual Height Intolerance Severity Scale (vHISS)

List B

8. vHI is induced by my ... (multiple answers possible)

- ☐ Standing on or climbing up a tower
- ☐ Standing on or walking over a bridge
- ☐ Standing on or walking up steps
- ☐ Standing on or climbing up a ladder
- ☐ Standing on or walking on a balcony
- ☐ Looking out of a window
- ☐ Standing or walking on a scaffolding
- ☐ Standing or walking on a roof
- ☐ Riding on a carousel or a Ferris wheel
- ☐ Riding in a ski lift or gondola
- ☐ Hiking/mountain climbing
- ☐ Rock climbing
- ☐ Other situations. If yes, please name
- ☐ .....
- ☐ .....

Additional questions for the diagnosis of acrophobia

9. Do you feel very intense fear or extremely strong fear when exposed to heights?	☐ ☐	Yes No
10. I try in advance to avoid exposure to heights	☐ ☐	No Yes

Scoring instructions for the vHISS.

The scale is based on a set of eight questions for determining the severity of vHI. Two of the questions are lists: one of symptoms and one of triggers. Two additional questions are for the assessment of acrophobia.

1. Severity of vHI.

- *Sum up the score of items 1–6.*
- *Add up the number of symptoms reported from List A (item 7). If there are less than 4 symptoms, add 0 to the total score; if there are 4 or more symptoms, add 1 to the total score.*
- *Likewise, add up the number of triggers from List B (item 8). If there are less than 4 triggers, add 0 to the total score. If there are 4–6 triggers, add 1 to the total score. For 7–9 triggers, add 2 to the total score. For 10 or more triggers, add 3 to the total score.*

The sum of items 1–6, plus items of List A plus items of List B yields the total severity score.

Severity score:

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13

2. Diagnosis of acrophobia.

To meet DSM-V criteria for the diagnosis, one must have

- *At least one of the vegetative symptoms (a.–d.) from List A.*
- *Two other additional symptoms from List A.*
- *A positive response to item 6 (duration of at least 6 months) of the severity scale (yes).*
- *A positive response to items 9 and 10 (yes).*

Acrophobia:

☐ ☐

yes no

Gambar 1 *Visual Height Intolerance Severity Scale* (VHISS)

3.1.2 Virtual Reality Exposure dan Low Cost Brain-Computer Interface

Pada tahap kedua, Partisipan diberikan paparan melalui VR berisi *real world footage* melalui aplikasi *VaR's VR Video Player* dari pengembang *After Breakdown Games* di *playstore*. Telepon pintar yang digunakan untuk menjalankan aplikasi adalah RealMe C2. VR Box yang digunakan adalahs BOBO VR Z5. BCI yang digunakan merupakan produk *MindWave Headset* oleh Neurosky dengan model MW001 dan dihubungkan ke dalam program bernama MILA (Awangga et al., 2020), meliputi *Driver Lib*, *Configuration*, dan *Stopper* yang terhubung dengan laptop ASUS X550J dengan bahasa pemrograman python untuk memperoleh data EEG.



Gambar 2. Paparan Visual pada VR

Paparan visual VR yang digunakan menggunakan video 360 derajat yang diterbangkan oleh drone secara vertikal mencapai ketinggian 700 kaki dari permukaan. Sehingga partisipan akan tetap dapat melihat ketinggian dari sisi depan, belakang, atas maupun bawah selama sekitar satu menit atau 60 detik. Video pilihan ahli tersebut dijalankan dengan VR Player dan disematkan pada VR box untuk dijalankan bersamaan dengan EEG berbasis BCI. Neuron akan menghasilkan sinyal listrik kecil ketika seseorang mengalami perubahan kondisi tertentu. BCI melalui satu channel elektroda akan menangkap sinyal listrik tersebut agar selanjutnya dapat dianalisa.



Gambar 3 Headset EEG based BCI

BCI bekerja dengan menangkap impuls listrik kecil yang dilepaskan ketika neuron menyala di otak dengan menggunakan ujung atau lengan sensor yang diletakkan di dahi sebagai elektroda utama. *Ear Clip* yang dipasang berfungsi sebagai elektroda referensi atau elektroda pembanding dari elektroda utama yang bekerja untuk menjaga potensial elektroda yang stabil dan dapat diketahui. Selanjutnya sinyal syaraf diterima oleh chip *ThinkGear* dan

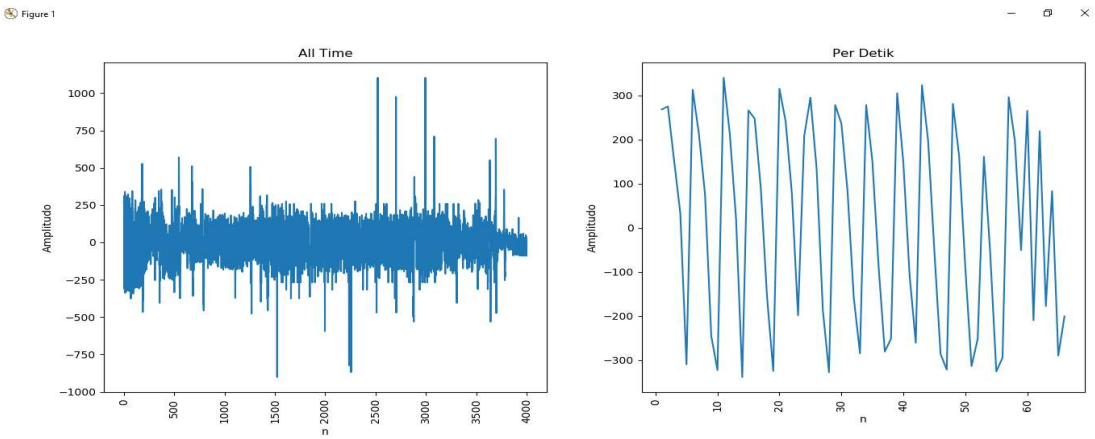
ditafsirkan oleh *Algoritma Attention and Meditation* dari Neurosky. Hasil data tersebut kemudian dapat direkam menggunakan Bahasa Pemrograman Python.

Terdapat beberapa syarat yang harus dipenuhi dalam pengambilan data BCI. Diantaranya adalah kondisi kulit yang bersih dan tidak berkeringat atau berminyak. Sebelumnya tidak mengkonsumsi kopi, coklat, atau minuman bersoda. Memiliki kadar gula yang normal. Dalam memenuhi syarat tersebut, setiap partisipan dipastikan tidak mengkonsumsi produk berkaitan dengan kopi, coklat, atau minuman bersoda dalam kisaran waktu cukup lama atau sejak masuk sekolah pukul tujuh hingga saat pemeriksaan. Partisipan yang merasa mengkonsumsi produk yang mengandung kopi, coklat, atau minuman bersoda pada hari itu direkam dalam urutan terakhir. Partisipan dipersilakan menyapu kulit tempat ditempelkannya elektroda dengan tisu hingga kering. Rambut dipastikan tidak menutupi elektroda. *Ear clip* atau elektroda referensi dipastikan dijepit pada *auricular lobule* (*earlobe*) tanpa terhalang apapun. Khusus partisipan yang lelah, berkeringat, atau berderbar dipersilakan untuk istirahat terlebih dahulu hingga dirasa sudah tenang. Partisipan yang tidak memenuhi syarat maka tidak turut serta pada proses perekaman.

Berbeda dengan pemeriksaan EEG yang diharuskan dalam kondisi tidur dan tenang, pengujian BCI ini dilakukan dalam keadaan berdiri dengan rangsangan visual untuk memicu tingkat kegelisahan terhadap ketinggian. Selain itu pengambilan data dilakukan dengan menggunakan MILA dari (Awangga et al., 2020) tanpa adanya ensefalogram. Durasi uji penunjang EEG pada umumnya adalah 45-60 menit. Namun tujuan uji penunjang EEG tersebut adalah mencari abnormalitas. Sedangkan uji BCI dilakukan selama sekitar 1 menit (60 detik) untuk mendapatkan rekaman listrik kecil melalui satu channel elektroda. BCI yang digunakan adalah Neurosky Mindwave dengan modifikasi kerangka kerja (Awangga et al., 2020) yang dianggap sebagai pengganti EEG yang lebih murah.

Penggunaan VR beserta BCI memiliki kemungkinan *delay* atau tidak tepatnya hubungan VR player dan perangkat perekaman BCI dijalankan. Paparan VR yang diberikan tepat dengan waktu satu menit dengan paparan sama persis untuk setiap partisipan, sedangkan hasil BCI yang diperoleh memiliki jumlah baris yang berbeda meski tidak terpaut jauh. Asumsi ada kemungkinan bahwa memulai berjalannya VR dan BCI tidak bersamaan ditunjukkan pada jumlah baris data mentah BCI yang berbeda, meski perbedaan jumlah baris tersebut tidak terpaut jauh. Kemungkinan lain juga dapat terjadi bukan pada saat memulai, melainkan saat mengakhiri program perekaman. Paparan yang telah selesai memiliki kemungkinan telat untuk diselesaikan pada perangkat perekaman BCI. Kelemahan tersebut

membuat data yang digunakan memiliki keraguan. Permasalahan yang dihadapi menjadi tantangan yang perlu diperhatikan lebih lanjut pada penelitian berikutnya.



Gambar 4 Contoh Hasil BCI

Hasil BCI yang diperoleh dapat ditunjukkan pada Gambar 4. Gambar sisi kiri menunjukkan rekaman BCI dalam waktu 60 detik. Gambar sisi kanan menunjukkan rekaman BCI dalam waktu satu detik. Garis x mewakili data sampel, garis y mewakili amplitudo. Dapat diketahui bahwa *sample rate* yang digunakan adalah 66 Hz. *Sample rate* tersebut memiliki makna bahwa dalam waktu satu detik dapat diperoleh data sampel dari aktifitas listrik di dalam otak sebanyak 66. Total data sampel yang diperoleh adalah 3960 baris data dalam waktu sekitar 60 detik. Total data sampel untuk 107 partisipan dapat diketahui sekitar 423.720 sampel data dengan waktu sekitar 6.420 detik. Semakin tinggi sample rate maka hasil pembacaan dapat dianggap lebih baik, sebab semakin banyak data sampel yang dapat diolah selanjutnya. Penggunaan *sample rate* tersebut merujuk pada MILA (Awangga et al., 2020) sesuai algoritma yang digunakannya.

3.2 Lokasi dan Waktu Penelitian

Pengumpulan data dilakukan di SMA Negeri 1 Karangjati pada tanggal 20-21 Februari 2020. Turut serta sebagai bagian dari program inovasi sekolah terkait. Pengambilan data dilakukan bersamaan dengan ujian praktek sekolah, sekitar pukul 08.00 WIB hingga pukul 11.00 WIB. Total partisipan yang bersedia dan memenuhi syarat pengujian adalah 68 partisipan. Beberapa syarat yang harus dipenuhi antara lain, dalam kondisi sehat, tidak minum kopi, tidak berkeringat, dan dalam kondisi tenang.

Pengumpulan data berikutnya dilakukan pada 3 Maret 2020. Meminta kesempatan di waktu luang kelas dua saat kelas tiga sedang melaksanakan *try out*. Data yang diperoleh berjumlah 39 partisipan. Sehingga total data yang dikumpulkan adalah 107 partisipan.

Dengan harapan semakin banyak partisipan yang terlibat, maka semakin baik penelitian yang dihasilkan.

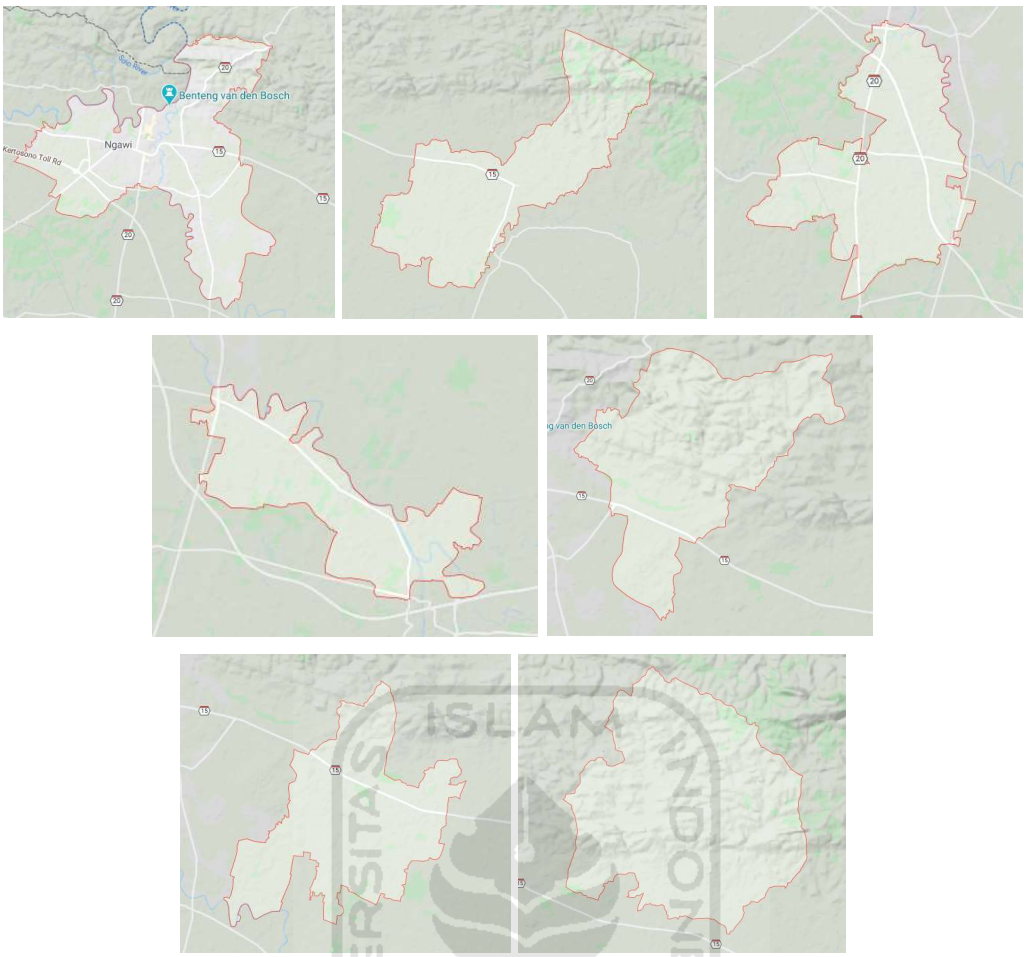
Pihak SMAN 1 Karangjati sendiri berharap penelitian ini menjadi bagian dari inovasi sekolah dan turut serta menjaring atlet panjat tebing dan berbagai olahraga yang membutuhkan ketahanan di tempat tinggi. Selain itu juga menjadi salah satu solusi untuk mengukur kemampuan anak didiknya dalam mewujudkan cita-citanya. Seperti menjadi pilot, tantara, pramugari, dan berbagai pekerjaan yang menuntut ketinggian. Dengan menunjukkan seberapa besar kemampuannya, maka pihak sekolah dapat membantu mewujudkan harapan siswanya.

Rentang usia Partisipan di sekitar 16 tahun hingga 17 tahun. Terdiri dari 74 Orang berusia 16 tahun dan 33 Orang berusia 17 tahun. Terbagi kembali menjadi 67 Partisipan dengan jenis kelamin laki-laki dan 40 Partisipan dengan jenis kelamin perempuan. Pengukuran menggunakan VHISS dan EEG berbasis BCI serta paparan VR yang diberikan dilakukan tanpa membedakan usia maupun jenis kelaminnya.



Gambar 5 Topografi Lingkungan Partisipan

Selain usia dan jenis kelamin, tempat tinggal partisipan juga dapat diketahui secara umum. Partisipan merupakan siswa yang mayoritas berasal dari daerah kabupaten Ngawi. Apabila dirunut dengan sistem zonasi bagi Sekolah Menengah Atas saat penerimaan siswa baru, maka siswa yang kemungkinan besar menjadi partisipan berasal dari Kecamatan Karangjati, Kecamatan Padas, Kecamatan Kwadungan, Kecamatan Kasreman, Kecamatan Ngawi, dan Kecamatan Geneng. Kecamatan tersebut merupakan daerah Ngawi timur yang hampir seluruh permukaan buminya landai.



Gambar 6 Topografi Lingkungan Partisipan

Berdasarkan sebaran siswa yang ada, dapat diketahui bahwa mayoritas siswa tumbuh di daerah yang cukup landai. Ketinggian di tujuh kecamatan tersebut berada di kisaran 70 meter di atas permukaan laut. Berdasarkan topografi dari tujuh kecamatan tersebut, daerah tertinggi berada di kisaran 170 meter di atas permukaan laut.

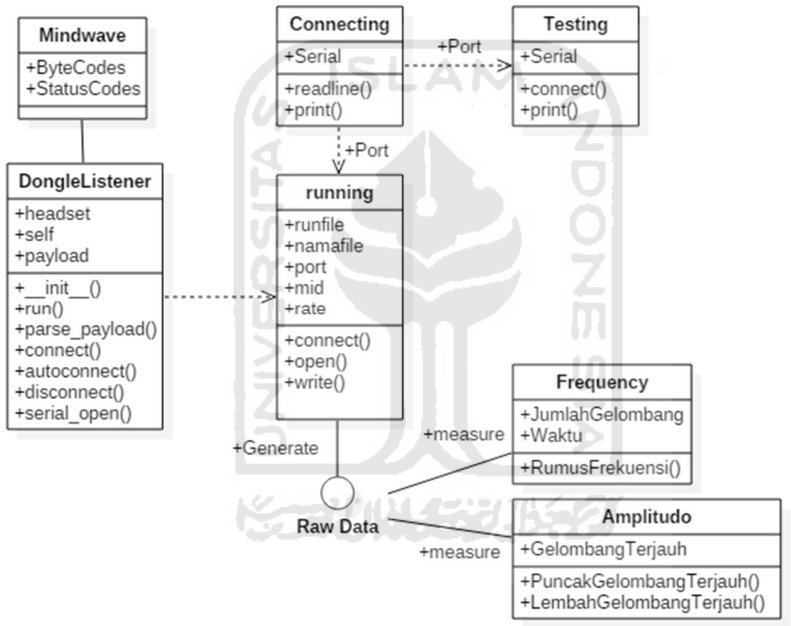
Topografi penting dilakukan karena adanya pertimbangan bahwa orang yang terbiasa di lingkungan yang tinggi telah beradaptasi dengan lingkungannya. Sehingga rasa cemas terhadap ketinggian tidak lagi menjadi masalah. Berbeda dengan orang yang terbiasa hidup di tempat yang datar atau landai. Terlebih lagi apabila semasa pertumbuhannya sangat jarang berada di ketinggian. Namun topografi tidak dapat menjadi acuan utama. Mungkin juga apabila kecemasan ketinggian terjadi karena adanya trauma. Selain itu kebiasaan di tempat tinggi juga dapat mencegah adanya kecemasan terhadap ketinggian. Hasil tersebut bisa sangat berbeda apabila dilakukan di lingkungan tinggi seperti perbukitan atau pegunungan. Tentu diperlukan penelitian yang lebih lanjut untuk mengetahui pengaruh topografi terhadap kecemasan pada ketinggian.

3.3 Model Alat Ukur

Pengambilan data yang dilakukan menggunakan dua alat. Alat ukur yang digunakan adalah *Visual Height Intolerance Severity Scale* dari (Huppert et al., 2017) dan *Low Cost Brain Computer Interface* dari (Awangga et al., 2020) sebagai elektroensepalografi dengan harga yang lebih murah.

3.3.1 Pembangunan BCI

Neurosky Mindwave dipilih penulis sebagai BCI pengganti EEG untuk mendapatkan jumlah gelombang otak dengan harga yang lebih murah tanpa menghilangkan kemampuannya untuk menangkap gelombang neuron seperti yang ada pada EEG. Model yang digunakan untuk membangun menggunakan kerangka kerja MILA (Awangga et al., 2020). Selanjutnya penulis membangun ulang BCI berdasarkan model tersebut.

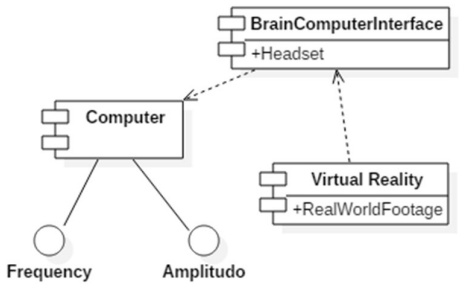


Gambar 7 Diagram Kelas EEG berbasis BCI

Kelas yang menyusun BCI dibangun menggunakan Bahasa Pemrograman Python. Terdiri dari enam kelas dengan dua produk yang dihasilkan. Kelas *Mindwave* merupakan *library* berisi kode untuk memudahkan pemanggilan fungsi yang disediakan oleh BCI. Kelas *DongleListener* berisi kumpulan fungsi yang dikumpulkan untuk digunakan selanjutnya. Kelas *Connecting* digunakan untuk menghubungkan alat melalui port yang dipilih. Kelas *Testing* digunakan untuk memeriksa alat tersambung dengan baik dan siap digunakan.

Kelas *Running* merupakan kelas utama yang berfungsi untuk menjalankan BCI. Kelas *Running* menggunakan kode dari kelas *Mindwave*, fungsi dari kelas *DongleListener*,

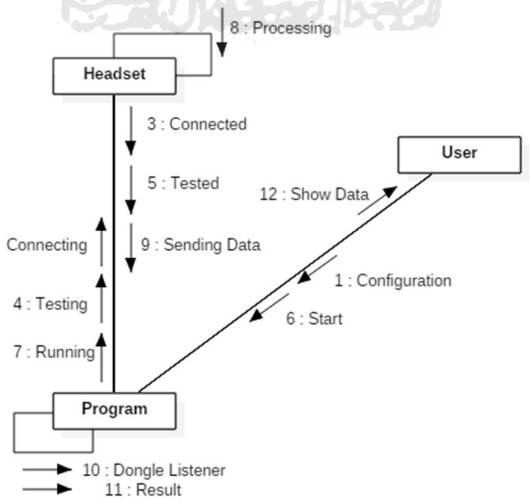
dan tergantung dengan port dari kelas *Connecting*. Kelas *Running* menghasilkan *raw data*. Data yang diperoleh dari kelas *Running* dapat dikirim ke kelas Grafik untuk mengubahnya dalam bentuk Visual.



Gambar 8 Diagram Komponen EEG berbasis BCI

Proses pengambilan data terdiri dari tiga komponen yang saling ketergantungan. Proses pengolahan data pada komponen *Computer* bergantung pada headset yang ada pada komponen *BrainComputerInterface*. Sedangkan hasil yang diperoleh oleh *BrainComputerInterface* bergantung pada paparan *RealWorldFootage* yang diberikan oleh *Virtual Reality*. Setelah informasi ditangkap oleh komponen *Computer*, hasil yang diperoleh dapat berupa *raw data* dan *graph*.

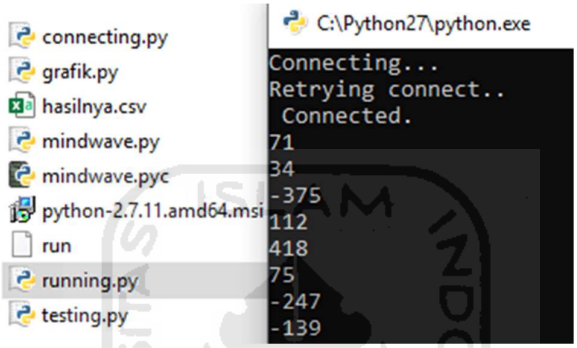
Transmisi antara BCI dengan Komputer dilakukan secara *wireless* menggunakan *Bluetooth*. Sedangkan VR berdiri sendiri dan bertugas memberikan paparan untuk memberikan perbedaan rangsangan terhadap ketinggian. Hasil yang diperoleh direkam secara digital dengan representasi *raw data* berupa baris angka dan grafik berupa gelombang. Data yang diperoleh mewakili sinyal listrik yang ditangkap oleh elektroda setelah diolah oleh *chip* yang tersemat di dalam *Headset*.



Gambar 9 Diagram Komunikasi EEG berbasis BCI

Proses informasi yang berjalan pada BCI yang dibangun secara garis besar meliputi konfigurasi, pemeriksaan koneksi headset dan pembacaan elektroda. Komunikasi antara Program dan Headset saat dimulai running menjalankan Headset untuk melakukan processing terkait elektroda utama dan elektroda pembanding melalui chip *ThinkGear*. Berikutnya data akan dikirim dan diterima oleh Dongle Listener dan diolah hingga siap disajikan dan dianalisis.

Model EEG berbasis BCI yang menggunakan kerangka kerja MILA (Awangga et al., 2020) menghasilkan data biometrik seperti pada Gambar 10. Model tersebut dibangun menggunakan Bahasa Pemrograman *Python* dengan tampilan konsol. Produk akhir yang diperoleh berupa jumlah gelombang per waktu dan magnitudo.



Gambar 10 Contoh Data EEG berbasis BCI yang diperoleh

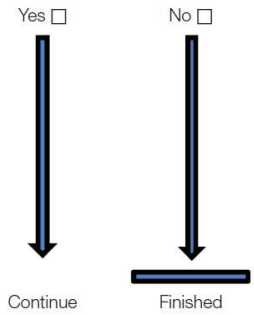
Jumlah gelombang diperoleh dari banyaknya gelombang terhadap waktu. Satu gelombang terdiri dari puncak dan lembah gelombang. Jumlah gelombang dapat dirumuskan dengan f = n/t. Jumlah gelombang per waktu memiliki satuan Hz (Hertz). Waktu memiliki satuan s (detik). Sedangkan gelombang atau getaran memiliki satuan mV (millivolt).

Magnitudo diperoleh dari titik terjauh terhadap titik kesetimbangannya. Titik kesetimbangan yang dimaksud adalah nilai nol yang berfungsi untuk membantu menentukan gelombang. Magnitudo bernilai absolut atau tidak pernah bernilai negatif dan dapat diperoleh baik dari puncak gelombang maupun lembah gelombang. Magnitudo dapat diwakili dengan satuan mV (millivolt).

3.3.2 Penerjemahan VHISS

Tempat pengambilan data dilakukan di lingkungan dengan penggunaan Bahasa Indonesia yang lebih banyak. Oleh sebab itu, VHISS yang sebelumnya menggunakan Bahasa Inggris diubah menjadi Bahasa Indonesia. Pengubahan tersebut didasarkan saran dan bimbingan ahli Neurologi. Tindakan tersebut dilakukan dengan harapan agar proses pengambilan data dapat

dilaksanakan lebih mudah dan lebih cepat. Berikut VHISS setelah diterjemahkan ke dalam Bahasa Indonesia.

Skala Keparahan Intoleransi Visual Ketinggian (vHISS)	
Pertanyaan Pernahkah Anda mengalami vHI sambil melihat dari ketinggian? (Ketidakstabilan menyedihkan saat berdiri atau bergerak) Lanjutkan untuk mengisi sisa kuesioner hanya jika Anda menjawab "ya."	
1. Karena vHI Anda, seberapa banyak kesulitan yang baru-baru ini Anda lakukan dalam olahraga?	0 □ Tidak ada kesulitan 1 □ Kesulitan apa pun (sedikit / cukup / cukup banyak / sangat banyak)
2. Karena vHI Anda, seberapa besar kesulitan yang Anda alami dalam kegiatan sehari-hari Anda?	0 □ Tidak ada kesulitan 1 □ Sedikit 2 □ Cukup / cukup banyak / sangat banyak
3. Karena vHI Anda, berapa kualitas hidup Anda yang terpengaruh?	0 □ Tidak sama sekali 1 □ Sedikit 2 □ Cukup / cukup banyak / sangat banyak
4. Saya memiliki vHI ketika terkena ketinggian	0 □ ... kadang-kadang 1 □ ... sering / sangat sering / selalu
5. Sekarang saya punya vHI yang ...	0 □ … kurang kuat dari sebelumnya 1 □ ... sama kuatnya seperti sebelumnya 2 □ ... lebih kuat dari sebelumnya
6. Saya memiliki / merasakan vHI lebih lama dari 6 bulan	0 □ No 1 □ Yes
Daftar A 7. Gejala tubuh apa yang Anda rasakan ketika terkena ketinggian? (beberapa jawaban mungkin)	□ a. Gemetaran atau Tremor □ b. Palpitasi (Berdebar-debar) □ c. Agitasi batin (Gelisah) □ d. Tangan berkeringat atau lembab □ e. Kehilangan keseimbangan □ f. Sensasi melayang □ g. Lemah di lutut atau tungkai □ h. Ketidakstabilan sikap dan gaya berjalan □ i. Lemas / Perasaan mual di perut □ j. Merasa tertekan □ k. Ketakutan □ l. Sensasi terjatuh □ m. Badan serasa kaku dan kedepan □ n. Lainnya …… □ Tidak satupun di atas

Daftar B 8. vHI diinduksi oleh… (beberapa jawaban mungkin)	□ Berdiri atau memanjat menara □ Berdiri di atas atau berjalan di atas jembatan □ Berdiri atau berjalan menaiki tangga □ Berdiri atau memanjat tangga □ Berdiri di atas atau berjalan di balkon □ Melihat keluar jendela □ Berdiri atau berjalan di atas scaffolding □ Berdiri atau berjalan di atas atap □ Naik di korsel atau kincir raksasa □ Naik lift ski atau gondola □ Mendaki / mendaki gunung □ Panjat tebing □ Situasi lain. Jika ya, tolong beri nama □ …… □ ……
Pertanyaan tambahan untuk diagnosis acrophobia	
9. Apakah Anda merasakan ketakutan yang sangat kuat atau ketakutan yang sangat kuat ketika terkena ketinggian?	□ Yes □ No
10. Saya mencoba terlebih dahulu untuk menghindari paparan ketinggian	□ Yes □ No

Petunjuk pemberian skor untuk vHISS.

Skala ini didasarkan pada serangkaian delapan pertanyaan untuk menentukan tingkat keparahan vHI. Dua pertanyaan adalah daftar: salah satu gejala dan salah satu pemicu. Dua pertanyaan tambahan untuk penilaian acrophobia

1. Tingkat keparahan vHI.

• Jumlahkan skor butir 1–6.

• Tambahkan jumlah gejala yang dilaporkan dari Daftar A (butir 7). Jika ada kurang dari 4 gejala, tambahkan 0 ke skor total; jika ada 4 atau lebih gejala, tambahkan 1 dengan skor total.

• Demikian juga, tambahkan jumlah pemicu dari Daftar B (butir 8). Jika ada kurang dari 4 pemicu, tambahkan 0 ke skor total. Jika ada 4-6 pemicu, tambahkan 1 ke total skor. Untuk 7–9 pemicu, tambahkan 2 dengan skor total. Untuk 10 atau lebih pemicu, tambahkan 3 dengan skor total. Jumlah item 1–6, ditambah item dari Daftar A plus item dari Daftar B menghasilkan keparahan total skor.

Severity score:

□ □ □ □ □ □ □ □ □ □ □ □ □ □

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13

2. Diagnosis acrophobia.

Untuk memenuhi kriteria DSM-V untuk diagnosis, harus ada

• Setidaknya satu gejala vegetatif dari Daftar A.

• Dua gejala tambahan lainnya dari Daftar A.

• Respons positif terhadap item 6 (durasi setidaknya 6 bulan) dari skala keparahan (ya). • Respons positif terhadap butir 9 dan 10 (ya).
Acrophobia: □ □ yes no

3.4 Hipotesis

Sesuai dengan latar belakang yang diangkat, dapat diduga dan diperkirakan bahwa EEG berbasis BCI memiliki hubungan dengan VHISS dan mampu mendukung peninjauan terhadap tingkat VHI.

3.5 Langkah-langkah Penelitian

Metode yang digunakan pada penelitian yang dilakukan terdiri dari empat tahap. Meliputi tahap pengumpulan data, tahap validasi data, tahap analisis data dan tahap evaluasi. Metode yang diajukan dapat ditunjukkan lebih jelas pada Gambar 11.



Gambar 11 Metode Penelitian Studi Korelasi Data Elektroensefalografi (EEG) dengan Visual Height Intolerance Severity Scale (VHISS)

3.5.1 Akuisisi Data

Akuisisi data meliputi pengumpulan data primer terhadap partisipan. Data yang dikumpulkan terdiri dari data skala VHISS, data jumlah gelombang dari EEG berbasis BCI, dan data magnitudo dari EEG berbasis BCI. Pengambilan data menggunakan model EEG berbasis BCI dari MILA dan VHISS yang diterjemahkan ke dalam Bahasa Indonesia dari Huppert.

3.5.2 Validasi Data

Mengingat VHISS yang digunakan menggunakan bahasa yang berbeda dengan VHISS sebenarnya, maka diperlukan validasi data. Langkah ini bertujuan untuk memastikan alat ukur VHISS yang digunakan dapat diandalkan. Langkah yang dilakukan meliputi pengujian menggunakan metode Alpha Cronbach. Dimana konsistensi dari serangkaian pengukuran terhadap alat ukur diperhitungkan. Pengujian tersebut dilakukan untuk mengetahui

konsistensi hasil alat ukur apabila digunakan berulang-ulang (3.1). Dimana kesepakatan umum menyatakan bahwa nilai koefisien realibilitas cukup memuaskan apabila lebih besar dari 0,6.

$$\alpha = \left(\frac{p}{p-1}\right)\left(1 - \frac{\sum {\sigma_y}^2}{{\sigma_x}^2}\right) \quad (3.1)$$

Keterangan :

α = nilai realibilitas yang dicari

p = jumlah item

${\sigma_x}^2$ = varian dari total skor tes

${\sigma_y}^2$ = varian dari setiap item

Selanjutnya metode Alpha Cronbach dari (Cronbach, 1951) juga mengukur kecermatan atau ketepatan alat ukur dengan koefisiens korelasi Pearson. Seperti yang biasa kita kenal dengan uji validitas metode Pearson. Dengan mengukur setiap koefisien korelasi antar item seperti yang ditunjukkan pada rumus raw_alpha (3.2). Dimana r hitung lebih besar dari r tabel maka butir instrument dianggap valid.

$$r_{xy} = \frac{n.(\sum XY) - (\sum X).(\sum Y)}{\sqrt{[n.\sum X^2 - (\sum X)^2] \,.\, [n.\sum Y^2 - (\sum Y)^2]}} \quad (3.2)$$

Keterangan :

r_{xy} = validitas yang dicari (raw_alpha)

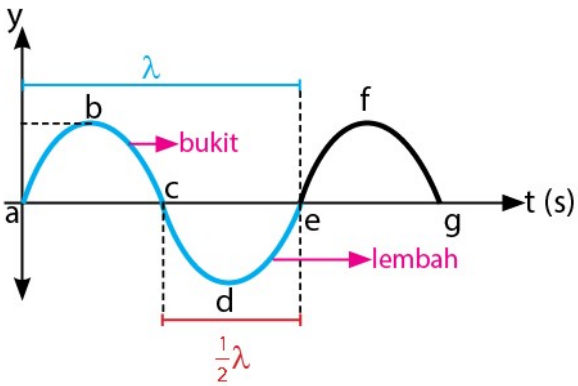
n = jumlah partisipan

X = skor variable (jawaban responden)

Y = skor total dari variable untuk partisipan ke-n

3.5.3 Analisis Data

Data yang diperoleh dari VHISS adalah data skala antara 1-9. Data yang diperoleh dari EEG berbasis BCI adalah rangkaian data sebanyak 4000 baris dengan satuan mV (millivolt). Untuk mengetahui jumlah gelombang dan magnitudonya, maka diperlukan algoritma sederhana.



Gambar 12 Konsep Gelombang

Gelombang (λ) terdiri dari bukit dan lembah gelombang yang melewati titik kesetimbangan. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 12. Oleh sebab itu, rangkaian data yang diperoleh dari EEG berbasis BCI terdiri dari nilai positif dan negatif. Nilai positif mewakili bukit dan nilai negatif mewakili lembah dengan titik kesetimbangan nol. Banyaknya gelombang dalam waktu tertentu kemudian disebut dengan frekuensi atau jumlah gelombang per waktu. Seperti yang ditunjukkan pada persamaan (3.3). Jumlah gelombang per waktu diketahui dari kerapatan gelombang. Semakin rapat gelombang maka semakin besar jumlah gelombang per waktu yang diperoleh. Jumlah gelombang per waktu menunjukkan intensitas neuron saat menciptakan arus ion. Magnitudo merupakan arus ion terbesar yang berhasil ditangkap oleh elektroda. Diperoleh dari titik terjauh terhadap titik kesetimbangannya. Magnitudo selalu bernilai absolut dan dapat diperoleh baik dari bukit gelombang maupun dari lembah gelombang.

$$f = \frac{n}{t} \tag{3.3}$$

Keterangan :

f = jumlah gelombang per waktu (hertz)

n = jumlah gelombang

t = waktu (detik)

Tahap analisis selanjutnya adalah menentukan metode korelasi yang tepat. Langkah pertama yang dapat dilakukan adalah melakukan pengujian normalitas. Salah satu metodenya adalah metode Saphiro. Uji tersebut bertujuan untuk mengetahui apakah data yang digunakan memiliki skala parametrik (berdistribusi normal) atau nonparametrik (tidak

berdistribusi normal). Beberapa metode parametrik adalah Pearson dan Regresi. Sedangkan metode Spearman termasuk uji korelasi untuk metode nonparametrik. Dimana asumsi distribusi populasi tidak lagi menjadi batasan.

Dengan pertimbangan data magnitudo yang berbentuk interval dan data VHISS yang berbentuk ordinal maka metode korelasi yang digunakan dapat menggunakan metode Spearman-rho. Pertimbangan tersebut didukung pula dengan distribusi populasi data yang cenderung berbentuk non-parametrik. Berbeda dengan metode Pearson yang lebih sesuai digunakan pada data parametrik atau data yang terdistribusi normal (Nugroho et al., 2008).

$$r_s = \frac{6 \sum {d_i}^2}{n(n^2 - 1)} \tag{3.4}$$

Keterangan :

r_s = nilai korelasi spearman-rho

d_i = jarak peringkat antara peringkat variabel x dengan variabel y

n = jumlah Partisipan

Korelasi Spearman adalah perhitungan matematis dari dua variabel dibagi dengan produk dari standar deviasi mereka untuk mengumpulkan peringkat berdasarkan kedua variabel. Metode ini kerap digunakan untuk data ordinal atau data interval dan rasio yang tidak berdistribusi normal. Data interval dan rasio yang tidak berdistribusi normal biasanya disebut juga dengan data ordinal yang bersifat natural order (Goyder & de Vaus, 1987; Lehman & Rourke, 2005). Nilai *rho* (sebagai satuan ukur metode Spearman) diperoleh dengan menghitung jumlah jarak dua peringkat variabel (peringkat VHISS dengan peringkat jumlah gelombang per waktu atau peringkat VHISS dengan peringkat magnitudo) dan dibagi dengan standar deviasi jumlah Partisipan. Metode korelasi tersebut ditunjukkan pada persamaan (3.4).

3.5.4 Evaluasi

Evaluasi dilakukan dengan melakukan analisis lebih lanjut terhadap hasil pengukuran korelasi. Beberapa hal yang mungkin dilakukan adalah memahami lebih detail demografi partisipan. Terkait jenis kelamin dan usia partisipan terhadap data EEG berbasis BCI dan data VHISS. Dengan begitu diketahui lebih banyak tingkat korelasi yang dapat dipelajari.

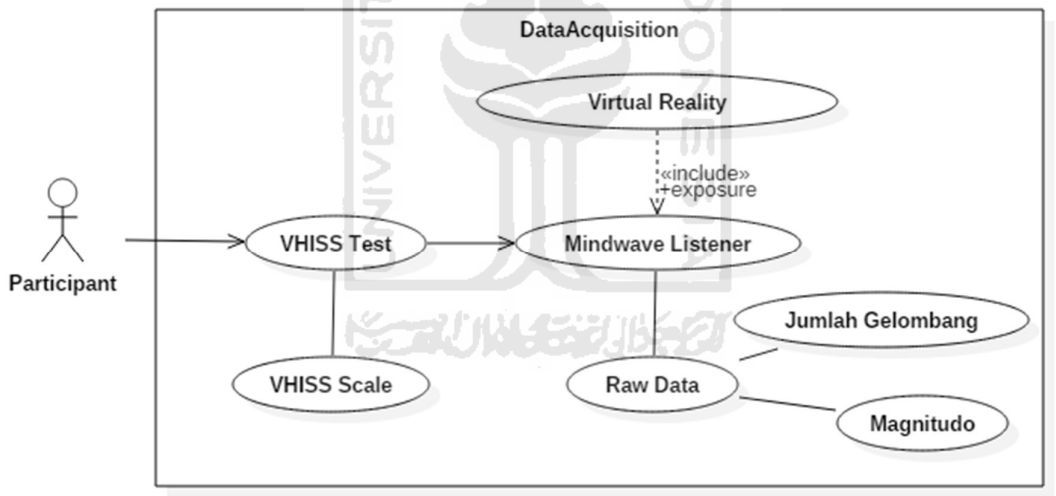
BAB 4
Hasil dan Pembahasan

Sesuai dengan rumusan metode penelitian pada bab sebelumnya, pembahasan penelitian ini dapat dibagi menjadi empat sub bab. Meliputi pembahasan pengumpulan data, validasi data, analisis data dan evaluasi.

4.1 Akuisisi Data

Pengambilan data yang dilakukan menggunakan dua alat. Alat ukur yang digunakan adalah *Visual Height Intolerance Severity Scale* dari (Huppert et al., 2017) dan *Low Cost Brain Computer Interface* dari (Awangga et al., 2020) sebagai elektroensepalografi dengan harga yang lebih murah.

Proses pengumpulan data dilakukan setiap satu kasus secara berurutan. Dimulai dari pengujian menggunakan VHISS. Dilanjutkan dengan pengukuran gelombang otak menggunakan BCI dan VR. Hasil yang diperoleh berupa *raw data* gelombang listrik otak dan skala VHISS.



Gambar 13 Diagram Use Case Pengumpulan Data

Data yang diperoleh terdiri dari 107 skala VHISS, 107 jumlah gelombang per waktu, dan 107 magnitudo seperti yang ditunjukkan pada Tabel 4 dan Tabel 5. Masing-masing partisipan mendapatkan paparan selama 1 menit dengan panjang data 4000 baris. Sehingga gelombang maksimum yang dapat diperoleh adalah 2000 gelombang. Jumlah gelombang per waktu maksimum yang dapat diperoleh adalah 33 hertz.



Gambar 14 Pengambilan Data di SMAN 1 Karangjati

Setiap Partisipan memperoleh hasil VHISS seperti pada Tabel 4. Skala dihitung dari kuesioner VHISS yang terdiri dari delapan pertanyaan dengan skor jawaban 0 hingga 2 yang disusun oleh Huppert (Huppert et al., 2017). Seluruh skor jawaban setiap Partisipan kemudian dijumlahkan untuk memperoleh Skala VHISS. Semakin besar skala yang diperoleh maka semakin kuat kecemasan yang dimilikinya. Pertanyaan kesembilan dan kesepuluh berfungsi untuk memastikan apakah partisipan mengidap akrofobia dengan skor 1 atau tidak mengidap dengan skor 0. Informasi lain yang diperoleh adalah demografi jenis kelamin dan usia Partisipan.

Tabel 4. Potongan Data VHISS yang diperoleh

Partisipan	Pertanyaan VHISS								Skala VHISS	Pertanyaan VHISS	
	1	2	3	4	5	6	7	8		9	10
1	1	2	1	1	1	1	1	1	9	0	0
2	1	2	1	1	1	1	0	0	7	0	0
3	1	0	1	1	0	0	0	0	3	0	0

Tabel 5. Potongan Data EEG berbasis BCI yang diperoleh

Partisipan	Jumlah gelombang per waktu (hertz)	Magnitudo (mV)
1	11.61667	1152
2	11.18333	652
3	12.35	866

Berdasarkan seluruh Partisipan, jumlah gelombang per waktu yang diperoleh berada di kisaran 8 Hertz hingga 15 Hertz. Sedangkan magnitudo yang diperoleh berada di kisaran

400 mV hingga 1800 mV. Penulis mencoba menarik langsung hubungan jumlah gelombang per waktu dan magnitudo dengan masing-masing pertanyaan VHISS. Hasilnya tidak dapat saling berhubungan. Setiap pertanyaan memiliki bobotnya masing-masing. Sebagai contoh pertanyaan pertama mayoritas memiliki jawaban yang sama dengan jawaban satu. Sedangkan masing-masing Partisipan memiliki jumlah gelombang per waktu dan magnitudo yang beragam. Ini menciptakan anggapan bahwa apa yang dirasakan pada Partisipan satu dengan yang lain berbeda. Pengukuran ketika membuat pertanyaan pada VHISS hingga diperoleh skala oleh Huppert (Huppert et al., 2017) sepertinya sudah dalam pertimbangan yang matang.

Tabel 6. Demografi Usia dan Jenis Kelamin Partisipan

		Jumlah	Prosentase
Usia	16	74	69.16%
	17	33	30.84%
Jenis Kelamin	L	67	62.62%
	P	40	37.38%

Sebaran informasi demografi yang diperoleh ditunjukkan pada Tabel 6. Terdiri dari 74 partisipan berusia 16 tahun meliputi 69.16% dari keseluruhan data. Partisipan berusia 17 tahun meliputi sisanya sebesar 30.84% dengan 33 partisipan. Partisipan dengan jenis kelamin laki-laki memiliki prosentase 62.62% dan jenis kelamin perempuan memiliki prosentase lebih kecil sebesar 37.38%.

Tabel 7. Demografi dan Hasil BCI Partisipan

		Jumlah gelombang per waktu			Magnitudo		
		Min	Max	Mean	Min	Max	Mean
Usia	16	6.9667	14.1750	9.9632	357	1879	764
	17	7.0333	14.5750	10.1987	455	1640	788
Jenis Kelamin	L	6.9667	13.2333	9.7623	400	1644	722
	P	7.0083	14.5750	10.4940	357	1879	853

Berdasarkan usia 16 tahun, rentang jumlah gelombang per waktu yang diperoleh antara 6.9667 hz hingga 14.1750 hz, dengan rata-rata jumlah gelombang per waktu usia 16 sebesar 9.9632 hz. Rentang jumlah gelombang per waktu pada partisipan dengan usia 17 tahun di antara 7.0333 hz hingga 14.5750 hz, dengan rata-rata 10.1987 hz. Rentang jumlah gelombang per waktu partisipan dengan jenis kelamin laki-laki adalah 6.9667 hz hingga 13.2333 hz, dengan rata-rata 9.7623 hz. Rentang jumlah gelombang per waktu untuk jenis

kelamin perempuan adalah 7.0083 hz hingga 14.5750 hz, dengan rata-rata 10.4940 hz. Jumlah gelombang per waktu yang diperoleh pada partisipan berusia 17 tahun dan paertisipan dengan jenis kelamin perempuan lebih tinggi dibandingkan usia 16 tahun dengan jenis kelamin laki-laki, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 7.

Rentang magnitudo pada partisipan dengan usia 16 tahun adalah 357 mV hingga 1879 Mv, dengan rata-rata 764 mV. Rentang magnitudo pada partisipan dengan usia 17 tahun adalah 455 mV hingga 1640 Mv, dengan rata-rata 788 mV. Rentang magnitudo pada partisipan dengan jenis kelamin laki-laki adalah 400 mV hingga 1644 mV, dengan rata-rata 722 mV. Rentang magnitudo pada partisipan dengan jenis kelamin perempuan adalah 357 mV hingga 1879 mV, dengan rata-rata 853 mV. Dari analisis deskriptif tersebut, usia 17 tahun memiliki hasil pembacaan magnitudo secara rata-rata lebih besar dibandingkan usia 16 tahun. Jenis kelamin perempuan juga memiliki magnitudo yang lebih besar dibandingkan laki-laki, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 7.

Tabel 8. Perbandingan Demografi Partisipan

Jenis Kelamin / Usia	Laki-Laki		Perempuan	
	Jumlah	Prosentase	Jumlah	Prosentase
16	47	44%	27	25.23%
17	20	19%	13	12.15%

Perbandingan antara jenis kelamin dengan usia partisipan ditunjukkan pada Tabel 8. Partisipan laki-laki dengan usia 16 tahun berjumlah 47, demografi partisipan terbanyak dengan prosentase 44% dari seluruh partisipan. Partisipan perempuan dengan usia 16 tahun berjumlah 27. Partisipan laki-laki dengan usia 17 tahun berjumlah 20. Perempuan dengan usia 17 tahun berjumlah 13 dengan prosentase 12.15%, demografi jenis kelamin dan usia partisipan yang paling sedikit dari seluruh partisipan.

Tabel 9. Perbandingan Demografi dan Hasil BCI

		Jumlah gelombang per waktu			Magnitudo		
Jenis Kelamin	Usia	Min	Max	Mean	Min	Max	Mean
L	16	6.9667	13.2333	9.7546	400	1644	692
L	17	7.0417	13.1417	9.7804	496	1640	794
P	16	7.0083	14.1750	10.3262	357	1879	888
P	17	7.0333	14.5750	10.8423	455	1101	778

Partisipan laki-laki berusia 16 tahun memiliki rentang jumlah gelombang per waktu 6.9667 hz hingga 13.2333 hz, rata-rata jumlah gelombang per waktu 9.7546, rentang magnitudo 400 mV hingga 1644 mV, dan rata-rata magnitudo 692 mV. Partisipan laki-laki berusia 17 tahun memiliki rentang jumlah gelombang per waktu 7.0417 hz hingga 13.1417 hz, rata-rata jumlah gelombang per waktu 9.7804 hz, rentang magnitudo 496 mV hingga 1640 mV, dan rata-rata magnitudo 794 mV. Partisipan perempuan berusia 16 tahun memiliki rentang jumlah gelombang per waktu 7.0083 hz hingga 14.1750 hz, rata-rata jumlah gelombang per waktu 10.3262 hz, rentang magnitudo 357 mV hingga 1879 mV, dan rata-rata magnitudo 888 mV. Partisipan perempuan berusia 17 tahun memiliki rentang jumlah gelombang per waktu 7.0333 hz hingga 14.5750 hz, rata-rata jumlah gelombang per waktu 10.8423 hz, rentang magnitudo 455 mV hingga 1101 mV, dan rata-rata magnitudo 778 mV. Berdasarkan yang terlihat pada Tabel 9, partisipan dengan jenis kelamin laki-laki memiliki rata-rata jumlah gelombang per waktu dan magnitudo lebih kecil dibandingkan perempuan, baik usia 16 tahun maupun usia 17 tahun. Partisipan usia 16 tahun, baik laki-laki maupun perempuan, memiliki rata-rata jumlah gelombang per waktu dan magnitudo lebih kecil dibandingkan partisipan berusia 17 tahun.

Tabel 10. Demografi Jenis Kelamin dan Pertanyaan VHISS

Pertanyaan VHISS	Jenis Kelamin								
	Skor Jawaban VHISS 0			Skor Jawaban VHISS 1			Skor Jawaban VHISS 2		
	P (%)	L (%)	Perbandingan	P (%)	L (%)	Perbandingan	P (%)	L (%)	Perbandingan
1	22.50%	37.31%	L	77.50%	62.69%	P	-	-	-
2	7.50%	22.39%	L	62.50%	67.16%	L	30.00%	10.45%	P
3	30.00%	44.78%	L	70.00%	55.22%	P	-	-	-
4	32.50%	50.75%	L	67.50%	49.25%	P	-	-	-
5	17.50%	31.34%	L	70.00%	61.19%	P	12.50%	7.46%	P
6	32.50%	40.30%	L	67.50%	59.70%	P	-	-	-
7	65.00%	82.09%	L	35.00%	17.91%	P	-	-	-
8	82.50%	88.06%	L	17.50%	11.94%	P	-	-	-
9	100.0%	98.51%	P	0.00%	1.49%	L	-	-	-
10	95.00%	89.55%	P	5.00%	10.45%	L	-	-	-

Prosentase jawaban setiap pertanyaan VHISS berdasarkan jenis kelamin ditunjukkan pada Tabel 10. Jawaban dengan skor nol pada pertanyaan pertama hingga kedelapan diberikan lebih banyak oleh jenis kelamin laki-laki. Prosentase jawaban dengan skor satu dan dua diberikan oleh mayoritas partisipan perempuan. Pertanyaan yang memberikan perbedaan paling besar antara prosentase jawaban laki-laki dan perempuan adalah

pertanyaan ke-empat, jarak prosentase jawaban antara laki-laki dan perempuan terpaut paling jauh dibandingkan pertanyaan yang lain. Pertanyaan dengan prosentase jawaban yang tidak jauh berbeda antara laki-laki dan perempuan adalah pertanyaan ke-delapan. Prosentase tersebut dapat disimpulkan bahwa skala VHISS yang diperoleh partisipan perempuan lebih besar dibandingkan partisipan laki-laki, mengingat skor jawaban dari pertanyaan VHISS yang diperoleh partisipan dengan jenis kelamin perempuan cenderung lebih besar dibandingkan partisipan dengan jenis kelamin laki-laki.

Tabel 11. Demografi Usia dan Pertanyaan VHISS

Pertanyaan VHISS	Usia								
	Skor Jawaban VHISS 0			Skor Jawaban VHISS 1			Skor Jawaban VHISS 2		
	16 (%)	17 (%)	Perbandingan	16 (%)	17 (%)	Perbandingan	P (%)	L (%)	Perbandingan
1	29.73%	36.36%	17	70.27%	63.64%	16	-	-	-
2	20.27%	9.09%	16	60.81%	75.76%	17	18.92%	15.15%	16
3	41.89%	33.33%	16	58.11%	66.67%	17	-	-	-
4	47.30%	36.36%	16	52.70%	63.64%	17	-	-	-
5	24.32%	30.30%	17	66.22%	60.61%	16	9.46%	9.09%	16
6	37.84%	36.36%	16	62.16%	63.64%	17	-	-	-
7	78.38%	69.70%	16	21.62%	30.30%	17	-	-	-
8	89.19%	78.79%	16	10.81%	21.21%	17	-	-	-
9	98.65%	100.0%	17	1.35%	0.00%	16	-	-	-
10	91.89%	90.91%	16	8.11%	9.09%	17	-	-	-

Prosentase jawaban pada pertanyaan VHISS terhadap usia partisipan ditunjukkan pada Tabel 11. Partisipan berusia 16 tahun memberikan jawaban dengan skor nol lebih banyak dibandingkan yang dipilih oleh partisipan usia 17 tahun. Partisipan berusia 17 tahun lebih banyak memilih jawaban dengan skor satu dibandingkan partisipan 16 tahun. Skor 2 lebih banyak dipilih oleh partisipan berusia 16 tahun. Kesimpulan yang dapat diambil adalah partisipan berusia 17 tahun memiliki skala yang lebih besar dibandingkan partisipan berusia 16 tahun, mempertimbang prosentase pada pertanyaan skor satu mayoritas lebih banyak dibandingkan prosentase pada skor yang lainnya.

Tabel 12. Sebaran Jawaban VHISS berdasarkan Demografi

Pertanyaan	Skor Jawaban VHISS 0				Skor Jawaban VHISS 1				Skor Jawaban VHISS 2			
	P16	P17	L16	L17	P16	P17	L16	L17	P16	P17	L16	L17
1	4.7%	3.7%	15.9%	7.5%	20.6%	8.4%	28.0%	11.2%	-	-	-	-
2	1.9%	0.9%	12.1%	1.9%	15.0%	8.4%	27.1%	15.0%	8.4%	2.8%	4.7%	1.9%
3	8.4%	2.8%	20.6%	7.5%	16.8%	9.3%	23.4%	11.2%	-	-	-	-

4	9.3%	2.8%	23.4%	8.4%	15.9%	9.3%	20.6%	10.3%	-	-	-	-
5	3.7%	2.8%	13.1%	6.5%	18.7%	7.5%	27.1%	11.2%	2.8%	1.9%	3.7%	0.9%
6	7.5%	4.7%	18.7%	6.5%	17.8%	7.5%	25.2%	12.1%	-	-	-	-
7	17.8%	6.5%	36.4%	15.0%	7.5%	5.6%	7.5%	3.7%	-	-	-	-
8	22.4%	8.4%	39.3%	15.9%	2.8%	3.7%	4.7%	2.8%	-	-	-	-
9	25.2%	12.1%	43.0%	18.7%	0.0%	0.0%	0.9%	0.0%	-	-	-	-
10	24.3%	11.2%	39.3%	16.8%	0.9%	0.9%	4.7%	1.9%	-	-	-	-

Tabel 12 menunjukkan prosentase pemilihan jawaban berdasarkan skor nol, satu, dan dua untuk jenis kelamin dan usia tertentu. P mewakili jenis kelamin perempuan, L mewakili jenis kelamin laki-laki. 16 mewakili usia partisipan 16 tahun, 17 mewakili usia 17 tahun. Pertanyaan pertama, kedua, ketiga, kelima, dan keenam dijawab paling banyak dengan skor satu oleh laki-laki berusia 16 tahun. Pertanyaan keempat, ketujuh, dan kedelapan dijawab paling banyak dengan skor nol oleh laki-laki berusia 16 tahun. Pertanyaan pertama, kedua, ketiga, keempat, dan keenam dijawab paling sedikit dengan skor nol oleh perempuan berusia 17 tahun. Pertanyaan kelima dijawab paling sedikit dengan skor 2 oleh laki-laki berusia 17 tahun. Pertanyaan ketujuh dan kedelapan dijawab paling sedikit dengan skor satu oleh laki-laki berusia 17 tahun.

Perbedaan prosentase jawaban untuk setiap demografi, jenis kelamin atau usia, sulit dengan jelas ditunjukkan. Hal tersebut tidak mampu untuk mengukur hubungan jenis kelamin dan usia dengan VHISS atau BCI, sehingga studi korelasi perlu dilakukan agar dapat memastikan bahwa demografi partisipan yang diperoleh berupa jenis kelamin dan usia memiliki hubungan dengan VHISS atau BCI.

4.2 Validasi Data

Alat ukur yang digunakan adalah VHISS dari (Huppert et al., 2017) dan BCI dari (Awangga et al., 2020). Kedua alat ukur tersebut telah digunakan oleh peneliti sebelumnya. Namun dengan mempertimbangkan penggunaan bahasa yang berbeda pada VHISS, maka data validasi perlu dilakukan. Sedangkan BCI yang digunakan sama persis dengan yang digunakan (Awangga et al., 2020).

```
Reliability analysis
Call: psych::alpha(x = VHISS)

  raw_alpha std.alpha G6(smc) average_r S/N   base mean   sd median_r
      0.66      0.66    0.66       0.2 1.9 0.049 0.59 0.27     0.18

 lower alpha upper     95% confidence boundaries
0.56 0.66 0.76

 Reliability if an item is dropped:
   raw_alpha std.alpha G6(smc) average_r S/N alpha se  var.r med.r
```

```
X1      0.66      0.66    0.65      0.22 2.0    0.049 0.0112  0.21
X2      0.63      0.63    0.62      0.20 1.7    0.053 0.0121  0.17
X3      0.66      0.66    0.66      0.22 2.0    0.049 0.0124  0.22
X4      0.60      0.60    0.59      0.18 1.5    0.058 0.0109  0.17
X5      0.61      0.61    0.60      0.18 1.6    0.057 0.0094  0.18
X6      0.59      0.59    0.57      0.17 1.4    0.060 0.0069  0.18
X7      0.62      0.61    0.60      0.18 1.6    0.055 0.0132  0.17
X8      0.65      0.65    0.64      0.21 1.9    0.051 0.0122  0.20

 Item statistics
     n raw.r std.r r.cor r.drop mean   sd
X1 107  0.41  0.43  0.27   0.21 0.68 0.47
X2 107  0.58  0.54  0.43   0.35 1.01 0.59
X3 107  0.43  0.43  0.26   0.22 0.56 0.50
X4 107  0.63  0.63  0.56   0.46 0.61 0.49
X5 107  0.63  0.60  0.53   0.43 0.83 0.57
X6 107  0.67  0.66  0.63   0.51 0.63 0.49
X7 107  0.57  0.60  0.52   0.41 0.24 0.43
X8 107  0.40  0.46  0.32   0.25 0.14 0.35

Non missing response frequency for each item
      0    1    2 miss
X1 0.32 0.68 0.00    0
X2 0.17 0.65 0.18    0
X3 0.44 0.56 0.00    0
X4 0.39 0.61 0.00    0
X5 0.26 0.64 0.09    0
X6 0.37 0.63 0.00    0
X7 0.76 0.24 0.00    0
X8 0.86 0.14 0.00    0
```

Dari hasil di atas, menunjukkan bahwa koefisiensi reliabilitas (raw_alpha) sebesar 0.66 lebih besar dari 0.6. Hal tersebut berarti bahwa alat ukur yang digunakan memiliki ketahanan terhadap pengambilan data yang berulang dan dapat digunakan untuk pengambilan data selanjutnya. Angka tersebut ditunjukkan juga pada koefisiensi reliabilitas setiap item. Beberapa item juga memiliki nilai di atas 0.6. Item dengan nilai di bawah 0.6 menunjukkan koefisien reliabilitas yang lebih rendah Tidak jauh berbeda dengan nilai alpha terstandarisasi (std.alpha) yang menggunakan metode pearson. Setiap nilai tersebut menunjukkan bahwa alat ukur memiliki ketahanan yang cukup baik.

Berikutnya nilai r yang dihasilkan dapat menunjukkan validitas alat ukur tersebut. Dengan jumlah data 107 maka derajat kebebasannya adalah 107-2 = 105. Sedangkan rata-rata nilai r (average r) sebagai r hitung yang diperoleh adalah 0.20. Pada tingkat signifikansi 1%, nilai r hitung < r tabel (0.20 < 0.2480), maka rata-rata item dikatakan tidak valid. Namun dengan tingkat signifikansi 5%, nilai r hitung > r tabel (0.20 > 0.19), maka rata-rata item pada VHISS dikatakan valid. Sedangkan hasil untuk setiap item, r hitung yang ditunjukkan dengan raw.r menunjukkan bahwa r hitung > r tabel, maka item pada VHISS dikatakan valid dengan tingkat signifikansi 1%. Sehingga dapat diketahui secara statistika bahwa dengan kepercayaan 95% alat ukur VHISS yang telah diterjemahkan ke dalam Bahasa Indonesia memiliki validitas yang terpenuhi.

Tabel 13. Nilai r tabel untuk N=107

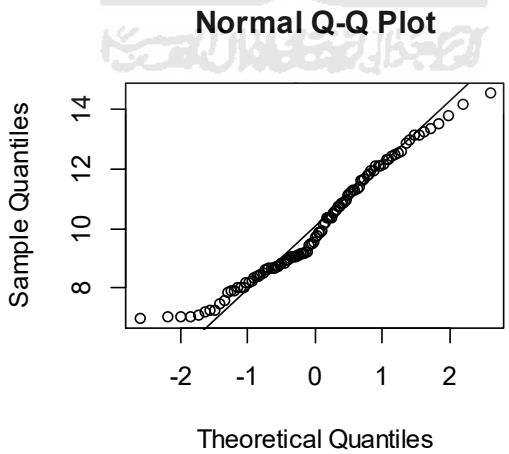
Degree of Freedom	Tingkat signifikansi				
Df = (N-2)	0.1	0.05	0.02	0.01	0.001
105	0.1599	0.1900	0.2247	0.2480	0.3137
106	0.1591	0.1891	0.2236	0.2469	0.3123
107	0.1584	0.1882	0.2226	0.2458	0.3109

4.3 Analisis Data

Data yang digunakan untuk analisa terdiri dari data jumlah gelombang per waktu EEG berbasis BCI dan skala VHISS. Selanjutnya dari data gelombang dapat diketahui data magnitudo dengan mengukur jarak antara gelombang terjauh dengan titik kesetimbangannya. Sehingga analisis data dapat dibagi menjadi data analisis jumlah gelombang per waktu dengan VHISS dan data analisis magnitudo dengan VHISS.

4.3.1 Uji Normalitas

Langkah pertama yang dilakukan adalah uji normalitas. Langkah pengujian ini dilakukan untuk menentukan penggunaan metode korelasi yang lebih tepat. Hasil uji normalitas untuk data jumlah gelombang per waktu ditunjukkan pada Gambar 15 dan Gambar 16 dengan *p-value* sebesar 0.005572. Dengan nilai signifikansi 0.05 berarti *p-value* lebih kecil dibandingkan nilai signifikansi, maka data jumlah gelombang per waktu dapat dinyatakan tidak terdistribusi normal.

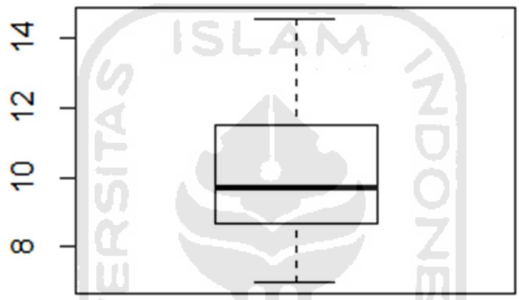


Gambar 15 Q-Q Plot uji normalitas jumlah gelombang

Plot QQ atau plot Quantil-Quantil adalah alat grafis untuk membantu menilai apakah data masuk akal dari beberapa distribusi teoretis seperti Normal atau eksponensial. Metode

tersebut dilakukan untuk membuktikan asumsi bahwa variabel dependen (jumlah gelombang per waktu) terdistribusi secara normal atau tidak.

Berdasarkan Gambar 15 dapat diketahui bahwa data variabel dependen (jumlah gelombang per waktu) tidak terdistribusi secara normal. Ditunjukkan pada sebaran data yang menjauhi garis normalitas. Sample Quantile merupakan data jumlah gelombang per waktu dengan satuan Hz. Theoretical Quantile merupakan distribusi teoritis yang disusun secara berurutan. Sehingga sebaran data yang diperoleh tersusun dari yang terkecil hingga yang terbesar untuk mengikuti garis normal secara diagonal atau menanjak. Semakin jauh sebaran data dengan garis normal, maka set data tersebut semakin dinyatakan tidak terdistribusi secara normal. Hasil distribusi data tersebut selanjutnya dapat digunakan untuk membantu menentukan metode statistik yang lebih baik. Dalam hal ini, secara statistik metode korelasi pearson sebaiknya tidak digunakan untuk data yang tidak terdistribusi normal.



Gambar 16 Boxplot uji normalitas jumlah gelombang

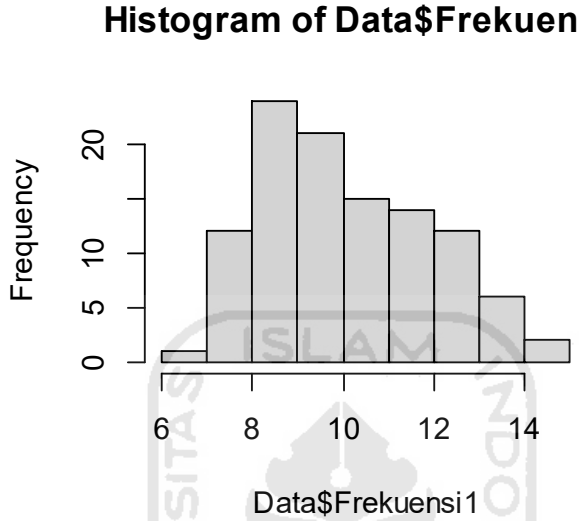
Cara visual lain yang dapat digunakan adalah menggunakan boxplot. Apakah data terbagi secara merata atau secara acak. Boxplot yang simetris menunjukkan bahwa median tepat di tengah serta tidak ada outlier atau nilai yang ekstrim. Semakin jauh boxplot dari titik tengahnya maka data tidak terdistribusi secara normal.

Berdasarkan Gambar 16 dapat diketahui bahwa boxplot berada tidak simetris. Jarak kuartil terendah dan kuartil teratas berbeda jauh. Sedangkan garis di tengah menunjukkan median yang cenderung berada di bawah. Dengan begitu dapat diketahui bahwa data tidak terdistribusi secara normal. Data yang terdistribusi normal akan cenderung memiliki kedudukan boxplot yang simetris. Gambar tersebut juga menunjukkan tidak ada nilai outlier atau nilai yang ekstrim.

```
Shapiro-Wilk normality test

data:  Data$Jumlah gelombang per waktu1
W = 0.96422, p-value = 0.005572
```

Namun untuk memastikan asumsi data tidak terdistribusi normal, maka pengujian distribusi data dengan metode shapiro dapat dilakukan. Asumsi terdistribusi normal dapat diterima apabila p-value > 0.05 dengan kepercayaan 95%. Sedangkan hasil uji mendapatkan nilai p-value < 0.05. Dengan begitu dapat ditarik kesimpulan data jumlah gelombang per waktu tidak terdistribusi secara normal. Sedangkan sebaran datanya dapat dilihat pada Gambar 17.



Gambar 17 Histogram Uji Normalitas Jumlah Gelombang

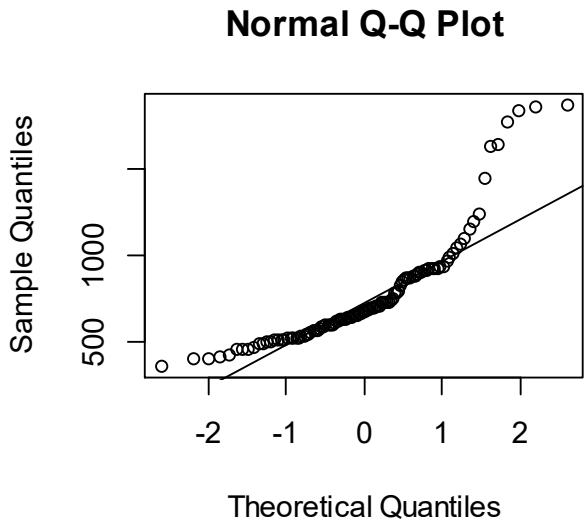
Dengan mempertimbangkan data jumlah gelombang per waktu yang tidak terdistribusi secara normal, maka metode korelasi yang digunakan adalah metode spearman. Didukung pula pada bentuk data yang digunakan seperti pada Tabel 14. Data VHISS memiliki bentuk berperingkat dan data jumlah gelombang per waktu berbentuk interval.

Tabel 14. Contoh Data Jumlah gelombang per waktu - VHISS

Subyek	Jumlah gelombang per waktu	VHISS
1	11.61666667	9
2	11.18333333	7
3	12.35000000	3

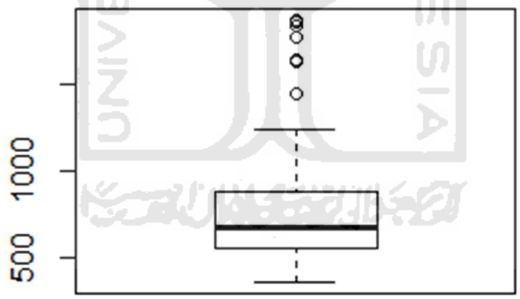
Hal selanjutnya yang dilakukan adalah memeriksa normalitas data magnitudo. Tidak jauh berbeda dengan data jumlah gelombang per waktu, bentuk data pada magnitudo adalah interval. Dimana nilai nol juga memiliki makna. Terdapat dua pilihan metode korelasi, Pearson dan Spearman. Metode Pearson digunakan untuk data interval yang berdistribusi

normal. Sedangkan metode Spearman digunakan untuk data berdistribusi tidak normal. Oleh sebab itu, uji normalitas perlu dilakukan.



Gambar 18 Uji Normalitas Magnitudo Q-Q Plot

Secara jelas ditunjukkan pada Gambar 18 bahwa data magnitudo tidak terdistribusi secara normal. Ditandai pada sebaran data yang jauh dari garis normalitasnya. Sample Quantile adalah data magnitudo dengan satuan mV (millivolt). Sedangkan Theoretical Quantile adalah distribusi sample yang disusun secara berurutan.



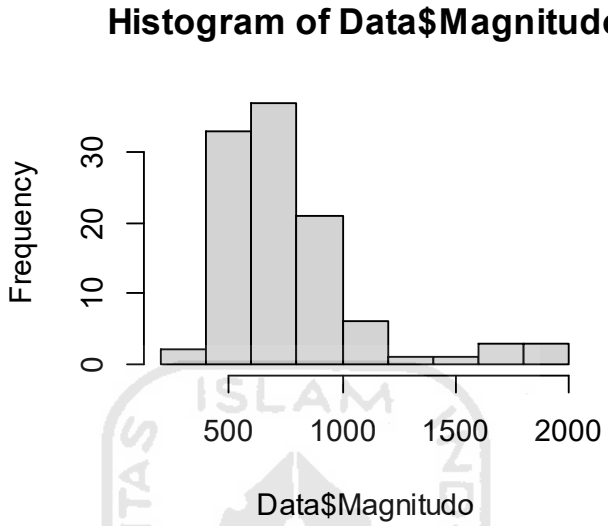
Gambar 19 Uji Normalitas Magnitudo Boxplot

Dengan visualisasi yang lain, sebaran data tidak terdistribusi secara normal juga ditunjukkan pada boxplot. Terdapat beberapa data outlier atau bernilai ekstrim ke atas. Selain itu jarak antara quantile atas dan bawah tidak benar-benar simetris. Garis median juga cenderung berada di bawah. Semua kondisi tersebut mengakibatkan asumsi data tidak terdistribusi normal adalah benar. Meskipun data outlier dihapus terlebih dahulu.

```
Shapiro-Wilk normality test

data:  Data$Magnitudo1
W = 0.80816, p-value = 1.727e-10
```

Untuk memastikan data terdistribusi normal, metode shapiro dapat dilakukan. Nilai p-value yang diperoleh adalah 1.727×10^{-10}. Nilai tersebut berada jauh di bawah 0.01 dengan kepercayaan 99%. Dengan begitu dapat dipastikan bahwa data magnitudo yang digunakan tidak terdistribusi secara normal. Data dinyatakan terdistribusi normal apabila p-value lebih besar dari 0.01 dengan tingkat kepercayaan 99%.



Gambar 20 Uji Normalitas Magnitudo Histogram

Sebaran data yang diperoleh ditunjukkan pada Gambar 20. Dari 107 Subyek yang diperoleh, magnitudo terbanyak berada diantara 500 mV hingga sebelum 1000 mV. Sedangkan data terendah di sekitar magnitudo 1500 mV. Sebaran yang tidak merata juga menandakan bahwa data tidak terdistribusi secara normal. Data yang berdistribusi normal akan memiliki sebaran yang urut mulai dari kecil hingga besar atau sebaliknya.

Tabel 15. Contoh Data Magnitudo - VHISS

Subyek	Magnitudo	VHISS
1	1152	9
2	652	7
3	866	3

Bentuk data Magnitudo adalah interval dan data VHISS berbentuk ordinal. Data Magnitudo memiliki rentang nilai dimana nilai 0 juga memiliki makna. Sedangkan data VHISS tersusun dari skala yang mewakili tingkat ketakutan terhadap ketinggian. Keduanya

merupakan data yang tidak berpasangan. Maksudnya data Magnitudo dan data VHISS saling berdiri sendiri.

Disamping itu kondisi normal data pada data Magnitudo juga tidak terpenuhi. Seperti yang telah dibuktikan sebelumnya dan dapat ditunjukkan pada Gambar 18. Sebaran data yang ditunjukkan tidak menentu dan jauh dari garis normalitas yang seharusnya. Dengan pertimbangan tersebut, maka metode korelasi yang dianggap lebih baik untuk digunakan adalah metode Korelasi Spearman.

4.3.2 Uji Korelasi

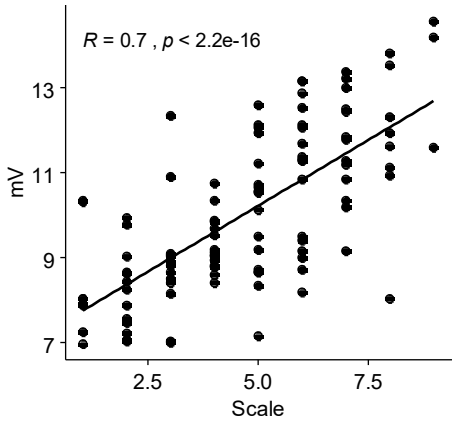
Langkah berikutnya setelah uji normalitas adalah uji korelasi. Metode yang digunakan adalah metode Spearman. Terbagi dalam dua uji korelasi, uji korelasi antara jumlah gelombang per waktu dengan skala VHISS dan uji korelasi antara magnitudo dengan skala VHISS.

```
Spearman's rank correlation rho

data:  Data$Jumlah gelombang per waktu1 and Data$VHISS
S = 61398, p-value < 2.2e-16
alternative hypothesis: true rho is not equal to 0
sample estimates:
      rho
0.6992608
```

Berdasarkan hasil uji korelasi dengan metode Spearman, dapat diketahui bahwa nilai p-value (2.2×10^{-16}) jauh berada di bawah α = 5% (0.05). Maknanya H_0, tidak memiliki hubungan antara jumlah gelombang per waktu dengan VHISS, ditolak. Sehingga H_1, memiliki hubungan antara jumlah gelombang per waktu dengan VHISS, diterima dengan tingkat keyakinan 95%.

Koefisien korelasi yang diperoleh adalah 0.6992608 yang berarti kekuatan korelasi antara jumlah gelombang per waktu dan VHISS cukup kuat. Koefisien korelasi bernilai antara -1 hingga 1. Nilai yang positif bermakna bahwa hubungan antara jumlah gelombang per waktu dan VHISS terjadi selaras. Semakin tinggi jumlah gelombang per waktu maka semakin tinggi skala VHISS, seperti ditunjukkan pada Gambar 21.



Gambar 21 Korelasi Jumlah gelombang per waktu dan VHISS

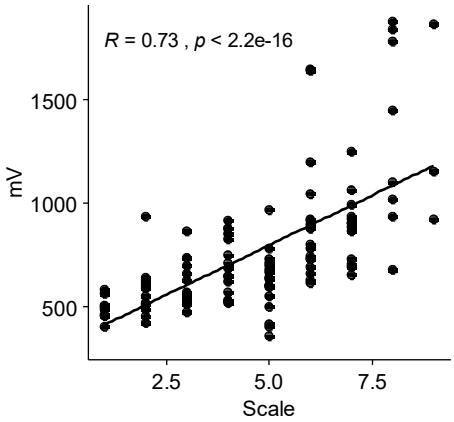
Pada Gambar 21 menunjukkan bahwa sebaran data antara gelombang per waktu dan VHISS memiliki pola yang selaras menanjak ke kanan. Hasil tersebut disebabkan oleh data skala dan magnitudo yang diperoleh partisipan berkumpul sesuai dengan yang serupa. Garis diagonal lurus tercipta sebagai hasil dari tingkat hubungan antara keduanya. Dengan kata lain karakteristik data yang mirip secara rata-rata berkumpul dengan baik satu sama lain dengan mempertahankan kedudukannya berdasarkan skala dan magnitudonya. Kekuatan hubungan keduanya berikutnya dapat dilihat dari nilai yang seharusnya dimilikinya pada garis diagonal atau garis hubungan.

Langkah yang sama dilakukan untuk menguji korelasi antara magnitudo dengan skala VHISS. Langkah ini bertujuan untuk membuktikan adanya hubungan dan tingkat kekuatan hubungan di antara keduanya.

```
Spearman's rank correlation rho

data:  Data$Magnitudo1 and Data$VHISS
S = 55948, p-value < 2.2e-16
alternative hypothesis: true rho is not equal to 0
sample estimates:
      rho
0.7259535
```

Berdasarkan hasil perhitungan dengan metode Spearman, dapat diketahui bahwa nilai p-value (2.2×10^{-16}) jauh berada di bawah α = 5% (0.05). Maknanya H_0, tidak memiliki hubungan antara magnitudo dengan VHISS, ditolak. Sehingga H_1, memiliki hubungan antara magnitudo dengan VHISS, diterima dengan tingkat keyakinan 95%. Didukung dengan koefisiensi nilai rho 0.7259535 yang cukup tinggi.



Gambar 22 Korelasi Spearman Magnitudo dengan VHISS

Korelasi yang dihasilkan bernilai positif. Maknanya hubungan antara magnitudo dan VHISS selaras. Semakin tinggi magnitudo maka semakin tinggi skala VHISS. Sedangkan semakin rendah magnitudo maka semakin rendah pula skala VHISS yang seharusnya diperoleh oleh partisipan. Hasilnya dapat ditunjukkan pada Gambar 22. Sebaran titik data antara magnitudo dan VHISS berkumpul menghasilkan garis hubungan yang menentukan kekuatannya.

Resiko untuk data yang jauh dari titik yang seharusnya menjadi keraguan dalam mengukur hubungan keduanya. Sebab keraguan itu disajikan pada nilai rho yang hanya mencapai sekitar 0.7 saja. Kepercayaan dan kekuatan yang mutlak dapat tercapai apabila nilai rho bernilai satu. Kepercayaan dan kekuatan akan dibantah apabila nilai rho berada di bawah 0.5 saja. Nilai rho dengan 0.5 hanya menghasilkan keraguan. Nilai rho 0.7 menghasilkan kekuatan yang sedang, dan kemungkinan-kemungkinan yang lain. Namun meski begitu, kedua variabel data tersebut dapat dipercaya berhubungan meski dengan kekuatan yang hanya cukup kuat. Data yang lebih banyak dapat menghasilkan analisis yang lebih akurat lagi. Terutama untuk berbagai partisipan yang memiliki kondisi beragam.

4.4 Evaluasi

Hasil yang diperoleh dari analisis yang dilakukan menunjukkan bahwa pembacaan EEG berbasis BCI memiliki hubungan dengan VHISS. Hubungan tersebut ditunjukkan pada data jumlah gelombang per waktu EEG terhadap skala VHISS. Semakin tinggi jumlah gelombang per waktu EEG yang diperoleh maka cenderung semakin besar skala VHISS yang diperoleh. Hasil tersebut juga didukung dengan data magnitudo EEG terhadap skala VHISS yang juga memiliki hubungan selaras. Semakin tinggi magnitudo EEG maka semakin besar pula skala VHISS.

Untuk memastikan studi yang dilakukan memiliki kepercayaan yang lebih kuat. Membelah data dan membandingkannya berdasarkan demografi dapat dilakukan. Hal tersebut dilakukan untuk menguji seberapa sesuai hubungan antara VHISS dengan Jumlah gelombang per waktu dan Magnitudo dari EEG berbasis BCI dalam berbagai kondisi data.

Informasi demografi yang diperoleh terdiri dari usia dan jenis kelamin. Seluruh data berikut jumlah gelombang per waktu maupun magnitudo dibagi berdasarkan usia dan jenis kelamin. Masing-masing dipisahkan untuk usia 16 tahun, usia 17 tahun, jenis kelamin laki-laki, dan jenis kelamin perempuan. Data yang terpisah dilakukan analisis yang serupa dengan sebelumnya. Hasilnya dapat ditunjukkan pada Tabel 16.

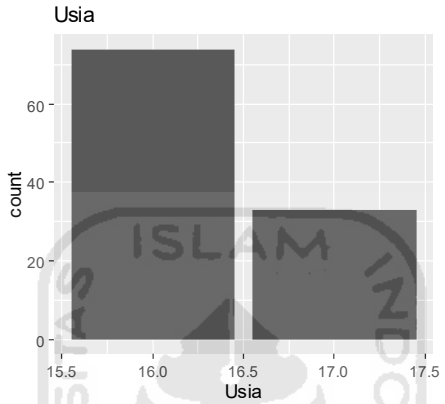
Tabel 16**.** Hasil Korelasi Dan Evaluasi

Pengujian Korelasi	p-value	rho
Keseluruhan		
Jumlah gelombang per waktu dan VHISS	2.2×10^{-16}	0.7035187
Magnitudo dan VHISS	2.2×10^{-16}	0.7269371
Usia 16 tahun		
Jumlah gelombang per waktu dan VHISS	5.355×10^{-11}	0.6794946
Magnitudo dan VHISS	5.088×10^{-16}	0.7773845
Usia 17 tahun		
Jumlah gelombang per waktu dan VHISS	1.258×10^{-7}	0.7741227
Magnitudo dan VHISS	4.826×10^{-4}	0.5736708
Jenis Kelamin Laki-laki		
Jumlah gelombang per waktu dan VHISS	2.642×10^{-9}	0.6592421
Magnitudo dan VHISS	6.28×10^{-11}	0.697416
Jenis Kelamin Perempuan		
Jumlah gelombang per waktu dan VHISS	3.161×10^{-9}	0.7792349
Magnitudo dan VHISS	1.008×10^{-10}	0.8194791

Berdasarkan hasil pengujian korelasi untuk partisipan dengan usia 16 tahun, tidak ditemukan perbedaan yang signifikan dari korelasi antara data VHISS dan data EEG berbasis BCI. Baik jumlah gelombang per waktu dengan skala VHISS maupun magnitudo dengan skala VHISS. Keduanya dapat dianggap berkorelasi dengan bukti p-value lebih kecil dibandingkan 0.05 pada tingkat kepercayaan 95%. Kekuatan korelasi ditunjukkan dengan nilai rho yang terbilang lumayan kuat. Begitu juga dengan pengujian korelasi yang lain. Usia

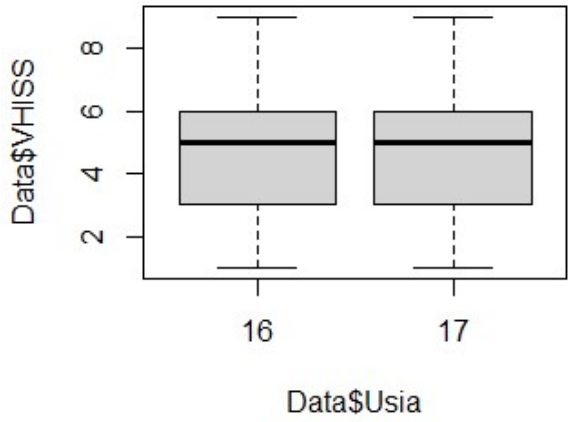
16 tahun, usia 17 tahun, jenis kelamin laki-laki, maupun jenis kelamin perempuan seluruhnya berkolerasi. Hanya saja kekuatan korelasi yang diperoleh beragam. Namun secara rata-rata dapat disimpulkan bahwa VHISS dan EEG berbasis BCI dengan VR memiliki hubungan yang selaras.

Sebagai penunjang evaluasi, berikut ulasan lebih lengkap mengenai interpretasi data yang diperoleh. Terdiri dari demografi usia dan jenis kelamin Partisipan. Terbagi menjadi hubungan antara usia dengan skala VHISS, hubungan antara usia dengan jumlah gelombang per waktu, dan hubungan antara usia dengan magnitudo BCI. Begitu juga hubungan jenis kelamin dengan skala VHISS, jumlah gelombang per waktu, dan magnitudo.



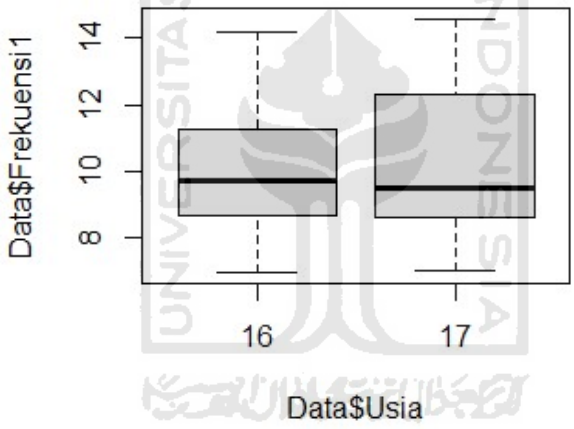
Gambar 23 Histogram Usia Partisipan

Partisipan yang terlibat berjumlah 107 orang. Terdiri dari anak remaja dengan usia diantara 16 tahun berjumlah 74 Orang dan usia 17 tahun berjumlah 33 Orang. Dari 107 partisipan yang turut serta dalam penelitian, seluruh partisipan mengaku pernah merasakan kecemasan terhadap ketinggian. Sebagian juga mengaku sangat takut apabila berada di tempat tinggi. Hal tersebut dibuktikan pula dengan cerita satu sama lain yang kerap menolak untuk diajak di ketinggian. Seperti saat melakukan outbound dan harus berani melewati rintangan jembatan tali. Sebelum menginjak jembatan tali saja rasa cemas juga muncul saat menaiki tangga. Ada pula yang kerap menutup mata saat harus naik wahana bermain komidi putar. Hal yang pasti dialami semuanya adalah saat harus ditantang untuk melakukan panjat tebing pada pelajaran olahraga. Banyak yang menyerah ketika hanya berhasil mencapai dua pijakan dengan tinggi sekitar satu meter saja. Pengalaman partisipan tersebut menjadi modal awal dalam melakukan penelitian lebih lanjut terkait kecemasan yang dihadapi.



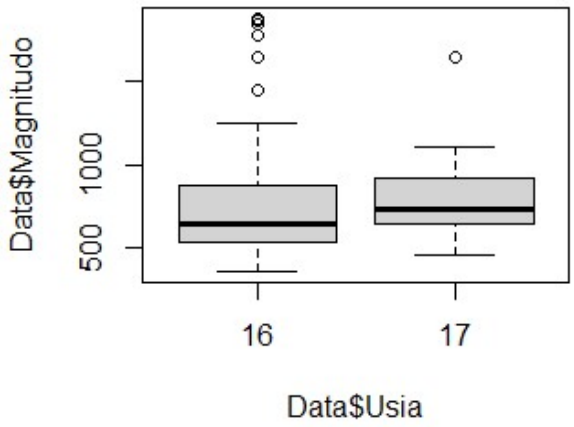
Gambar 24 Demografi Usia dengan VHISS

Dari 107 partisipan yang terdiri dari usia 16 tahun dan 17 tahun, dapat diketahui kecendurangan yang terjadi terhadap hasil pengukuran EEG dan VHISS. Usia terhadap VHISS tidak menunjukkan perbedaan sama sekali. Keduanya memiliki rentang yang sama dan median yang sama. Skala terbesar dan terkecil juga serupa antara usia 16 tahun dan 17 tahun.



Gambar 25 Demografi usia dengan jumlah gelombang per waktu

Data yang berbeda ditunjukkan antara demografi usia dan jumlah gelombang per waktu EEG. Jumlah gelombang per waktu tertinggi diperoleh partisipan dengan usia 17 tahun. Namun jumlah gelombang per waktu rendah justru banyak diperoleh partisipan dengan usia 17 tahun. Ditunjukkan pada median yang berada lebih rendah dibandingkan median usia 16 tahun. Hal tersebut dapat berarti bahwa usia 17 tahun mampu memiliki jumlah gelombang per waktu yang lebih tinggi dibandingkan usia 16 tahun.



Gambar 26 Demografi Usia dengan Magnitudo

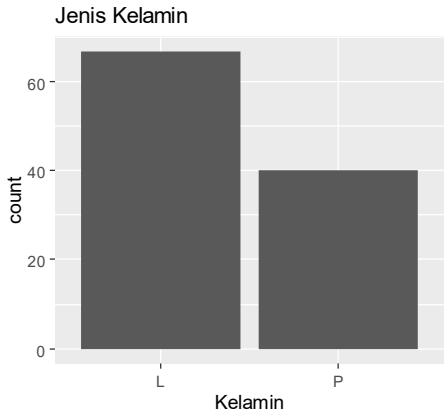
Berbeda dengan jumlah gelombang per waktu, magnitudo pada usia 17 tahun justru cenderung lebih tinggi dibandingkan magnitudo usia 16 tahun. Terlihat pada median yang lebih tinggi dibandingkan usia 16 tahun. Meskipun begitu, magnitudo tertinggi dan terendah diperoleh partisipan dengan usia 16 tahun.

Jumlah gelombang per waktu dapat berarti intensitas berpikir sedangkan magnitudo dapat berarti kemampuan sel syaraf dalam kinerja tertinggi. Dengan begitu, dari 107 partisipan yang terdiri dari 74 Orang berusia 16 tahun dan 33 Orang berusia 17 tahun, dapat diketahui bahwa hal yang terjadi pada saat diberikan paparan ketinggian, usia 16 tahun mayoritas memiliki intensitas berpikir yang lebih tinggi dibandingkan usia 17 tahun. Sedangkan kemampuan sel syaraf dalam mengirimkan informasi yang lebih tinggi terjadi pada usia 17 tahun.

Hal tersebut tentu tidak dapat disama ratakan. Salah satu buktinya terletak pada jumlah gelombang per waktu dan magnitudo tertinggi yang diperoleh justru berlawanan. Jumlah gelombang per waktu tertinggi diperoleh pada usia 17 tahun. Berbeda dengan mayoritas jumlah gelombang per waktu yang cenderung lebih tinggi yang diperoleh pada usia 16 tahun. Begitu pula dengan magnitudo yang mayoritas lebih tinggi pada usia 17 tahun justru kalah dalam perolehan magnitudo tertinggi dengan Partisipan usia 16 tahun.

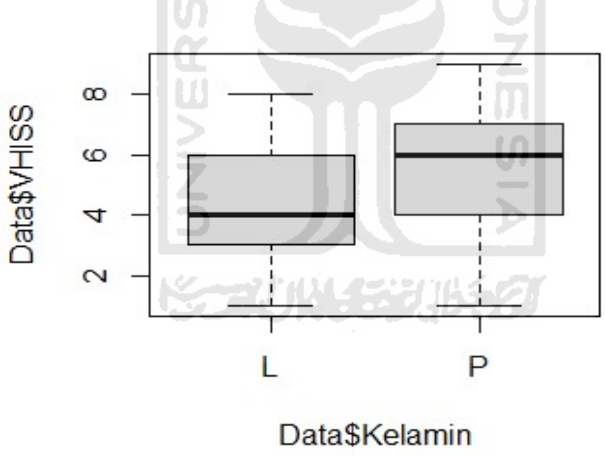
Dapat disimpulkan bahwa usia 16 tahun cenderung memiliki intensitas berpikir lebih tinggi saat diberikan paparan. Lompatan listrik antar sel syaraf otak terjadi lebih cepat. Menandakan muncul kecemasan yang lebih dalam berdasarkan jumlah gelombang per waktu. Sedangkan usia 17 tahun cenderung memiliki kemampuan berpikir lebih tinggi ketika diberikan paparan. Lompatan listrik antar sel syaraf di otak lebih besar. Keduanya menandakan muncul kecemasan yang lebih dalam baik berdasarkan magnitudo maupun jumlah gelombang per waktu. Apabila ditilik lebih dalam dengan melibatkan outlier, usia 16

memiliki kecemasan yang lebih tinggi dibandingkan usia 17 tahun. Kemungkinan perbedaan tersebut tidak tampak secara signifikan dapat disebabkan karena jarak usia yang tidak beragam atau jarak usia yang tidak begitu jauh.



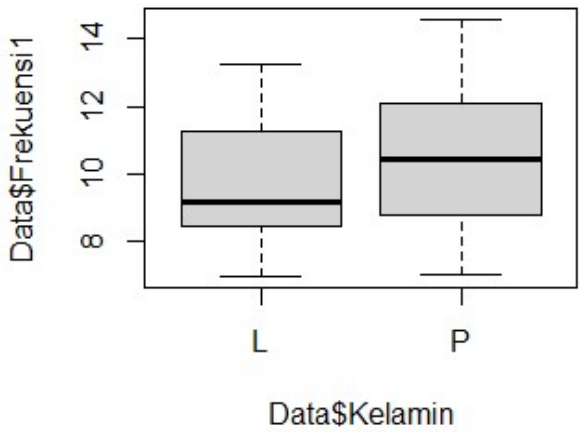
Gambar 27 Histogram Jenis Kelamin Partisipan

Partisipan terdiri dari 67 laki-laki dan 40 perempuan. Seluruh partisipan merupakan Siswa SMA yang duduk di kelas dua. Proses pengukuran dilakukan serupa tanpa ada yang membedakan. Dengan menggunakan EEG berbasis BCI dan VR. Sehingga kita dapat mengetahui perbedaan hasil dari penggunaan alat tersebut terhadap jenis kelamin.



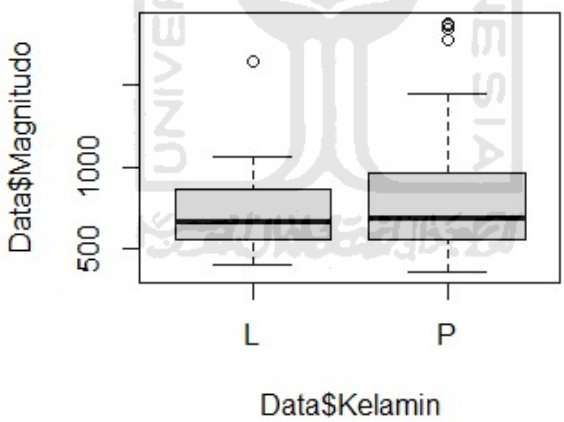
Gambar 28 Demografi Jenis Kelamin dengan VHISS

Berdasarkan 107 data yang diperoleh, jenis kelamin perempuan memiliki mayoritas skala VHISS yang lebih tinggi dibandingkan jenis kelamin laki-laki. Median skala VHISS pada jenis kelamin perempuan berada di kisaran skala enam. Sedangkan median skala VHISS pada jenis kelamin laki-laki berada di kisaran skala empat. Quantile atas pada jenis kelamin perempuan juga lebih tinggi disbandingkan jenis kelamin laki-laki. Hal tersebut menunjukkan bahwa rentang skala yang diperoleh jenis kelamin perempuan lebih tinggi dibandingkan rentang skala yang diperoleh jenis kelamin laki-laki.



Gambar 29 Demografi jenis kelamin dengan jumlah gelombang per waktu

Begitu juga dengan nilai jumlah gelombang per waktu yang diperoleh antara jenis kelamin laki-laki dan perempuan. Median jumlah gelombang per waktu pada jenis kelamin laki-laki lebih rendah dibandingkan median jumlah gelombang per waktu pada jenis kelamin perempuan. Maknanya banyaknya gelombang pada suatu waktu yang dihasilkan oleh mayoritas jenis kelamin perempuan lebih tinggi dibandingkan banyaknya gelombang jenis kelamin laki-laki.



Gambar 30 Demografi Jenis Kelamin dengan Magnitudo

Selaras dengan jumlah gelombang per waktu yang diperoleh terhadap jenis kelamin partisipan. Magnitudo hasil tangkapan BCI juga menunjukkan bahwa jenis kelamin perempuan cenderung lebih tinggi dibandingkan magnitudo pada jenis kelamin laki-laki. Ditunjukkan dengan garis median magnitudo pada jenis kelamin perempuan yang lebih tinggi daripada garis median magnitudo pada jenis kelamin laki-laki. Quantile atas pun secara jauh menunjukkan bahwa magnitudo jenis kelamin perempuan lebih tinggi.

Terdapat beberapa outlier yang berarti bahwa magnitudo tersebut jaraknya terlampau jauh dibandingkan yang lainnya. Hal tersebut mungkin saja terjadi sebab listrik yang dihasilkan oleh sel syaraf di otak terjadi secara fluktuatif dengan berbagai kondisi. Dalam hal ini, dugaan yang mungkin terjadi adalah rasa cemas akibat paparan ketinggian. Dengan pertimbangan penggunaan VR menutup gangguan penglihatan lain agar senantiasa fokus terhadap paparan ketinggian yang diberikan. Serta partisipan dianggap benar-benar fokus pada paparan tanpa memikirkan hal berat yang lainnya.

Hasil yang diperoleh dari VHISS, jumlah gelombang per waktu, dan magnitudo terhadap jenis kelamin menunjukkan bahwa jenis kelamin perempuan memiliki tingkat kecemasan lebih tinggi terhadap ketinggian dibandingkan jenis kelamin laki-laki. Hasil yang signifikan ditunjukkan pada pengukuran VHISS dan jumlah gelombang per waktu. Dimana jenis kelamin perempuan memiliki kecemasan yang lebih tinggi dibandingkan jenis kelamin laki-laki.

BAB 5
Kesimpulan dan Saran

5.1 Kesimpulan

Kecemasan terhadap ketinggian menjadi masalah yang tidak berdampak secara langsung namun penting diperhatikan. Sebab dampak sikap acuh terhadap masalah tersebut akan dirasakan di kemudian hari. Salah satu contohnya adalah siswa yang bercita-cita menjadi pramugari namun memiliki kendala rasa takut terhadap ketinggian. Langkah yang dapat dilakukan adalah berjuang memperbaikinya atau menyerah terhadap cita-cita tersebut. Tentu untuk mengetahui masalah tersebut perlu terlebih dahulu diukur tingkat kecemasan yang dihadapinya. Salah satu alat ukur tingkat kecemasan terhadap ketinggian adalah VHISS. Namun pengukuran VHISS terkadang tak memuaskan tanpa ada bukti konkrit. Dengan memanfaatkan pengukuran biometrik dari perubahan ion di dalam otak, penggunaan EEG berbasis BCI dan VR menarik untuk dicoba. Hasil penelitian dari 107 partisipan di usia 16-17 tahun menunjukkan bahwa hasil pembacaan biometrik berupa jumlah gelombang per waktu dan magnitudo memiliki hubungan dengan VHISS. Hal tersebut diuji menggunakan metode korelasi Spearman. Dengan pertimbangan bentuk data adalah interval dan sebaran data termasuk non-parametrik atau tidak terdistribusi normal. Hasil perhitungan menunjukkan bahwa EEG berbasis BCI dengan paparan VR memiliki hubungan dengan skala VHISS yang cukup kuat. Semakin tinggi jumlah gelombang per waktu, semakin tinggi magnitudo, maka semakin tinggi skala VHISS. Dengan kata lain, semakin banyak aktifitas listrik antar neuron di dalam otak saat diberikan paparan, maka semakin tinggi skala VHISS yang diperoleh. Evaluasi dilakukan dengan memisahkan demografi Partisipan. Secara rata-rata, baik berdasarkan usia maupun jenis kelamin, hasil uji korelasi masih menunjukkan kesesuaiannya. Sehingga dapat disimpulkan bahwa, EEG berbasis BCI menjadi salah satu alternatif murah yang dapat ditawarkan untuk mengukur tingkat kecemasan terhadap ketinggian selain VHISS. Diharapkan dengan studi korelasi antara EEG berbasis BCI dengan VHISS dapat memberikan alternatif pengukuran tingkat kecemasan terhadap ketinggian secara visual. Dengan deteksi lebih dini, beberapa masalah seperti rehabilitasi akibat dari stroke, stabilitas tubuh tidak seimbang, kemungkinan syok dan stress, gangguan mental, gangguan fisik, hingga kualitas hidup dapat ditangani lebih cepat dan tepat.

5.2 Saran

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, terdapat beragam kekurangan yang dapat ditingkatkan. Beberapa diantaranya adalah sebaran data yang kurang beragam. Meliputi usia, lingkungan, hingga tingkat kecemasan terhadap ketinggiannya. Kesulitan untuk mendapatkan partisipan yang beragam menjadi tantangan yang besar. Semakin beragam data yang diperoleh maka hasil studi yang dilakukan semakin baik.

Prosedur pengambilan data sebaiknya dilakukan dengan memperhatikan berbagai kemungkinan. Kemungkinan yang dapat mengurangi kepercayaan data yang digunakan antara lain delay waktu antara perekaman BCI dan paparan VR dan kondisi partisipan yang tidak diperiksa lebih dalam sebelum perekaman.

Konsep pemrosesan sinyal dengan menggunakan Transformasi Fourier untuk memperoleh nilai frekuensi sebaiknya dilakukan, dibandingkan menggunakan konsep frekuensi sederhana. Validasi data hasil perekaman menggunakan BCI juga dapat dipastikan dengan membandingkannya dengan hasil perekaman EEG, sehingga data yang diperoleh dan selanjutnya digunakan dapat lebih dipercaya.

Pengujian dengan penderita akrofobia juga dapat meningkatkan bukti ilmiah terhadap penggunaan EEG berbasis BCI. Dengan membandingkan penderita dan orang normal maka dapat diketahui lebih jelas hubungan yang terjadi antara VHISS dan EEG. Terlebih lagi apabila tingkat kecemasan yang diperoleh juga memiliki sebaran data yang banyak dan merata. Baik dari tingkat terendah hingga tertinggi. Sehingga hasil EEG dapat lebih mudah untuk dibandingkan.

Penggunaan single-channel atau satu elektroda pada EEG berbasis BCI memberikan dampak yang jauh lebih murah dibandingkan EEG. Namun penggunaan channel atau elektroda yang lebih banyak dari beragam sisi dapat menunjukkan lebih banyak informasi yang terjadi ketika menerima paparan ketinggian. Sehingga studi hubungan EEG terhadap VHISS atau alat ukur tingkat kecemasan terhadap ketinggian dapat lebih kuat untuk dibuktikan.

Daftar Pustaka

Abo-Zahhad, M., Ahmed, S. M., & Abbas, S. N. (2015). A New EEG Acquisition Protocol for Biometric Identification Using Eye Blinking Signals. *International Journal of Intelligent Systems and Applications*, *7*(6), 48–54. https://doi.org/10.5815/ijisa.2015.06.05

Aboalayon, K. A. I., Faezipour, M., Almuhammadi, W. S., & Moslehpour, S. (2016). Sleep stage classification using EEG signal analysis: A comprehensive survey and new investigation. *Entropy*. https://doi.org/10.3390/e18090272

American Psychiatric Association. (2013). American Psychiatric Association, 2013. Diagnostic and statistical manual of mental disorders (5th ed.). In *American Journal of Psychiatry*. https://doi.org/10.1176/appi.books.9780890425596.744053

Ang, K. K., Chua, K. S. G., Phua, K. S., Wang, C., Chin, Z. Y., Kuah, C. W. K., … Guan, C. (2015). A Randomized Controlled Trial of EEG-Based Motor Imagery Brain-Computer Interface Robotic Rehabilitation for Stroke. *Clinical EEG and Neuroscience*. https://doi.org/10.1177/1550059414522229

Angulo-Sherman, I. N., Costa-García, A., Monge-Pereira, E., Salazar-Varas, R., & Zerafa, R. (2016). BCI applied to neurorehabilitation. In *Biosystems and Biorobotics* (pp. 169–196). https://doi.org/10.1007/978-3-319-24901-8_7

Arikan, M. K., Metin, B., & Tarhan, N. (2018). EEG gamma synchronization is associated with response to paroxetine treatment. *Journal of Affective Disorders*, *235*, 114–116. https://doi.org/10.1016/j.jad.2018.04.041

Atkinson, J., & Campos, D. (2016). Improving BCI-based emotion recognition by combining EEG feature selection and kernel classifiers. *Expert Systems with Applications*. https://doi.org/10.1016/j.eswa.2015.10.049

Awangga, R. M., Pane, S. F., Ghifari, D. A., & Asyhari, M. Y. (2020). MILA: Low-cost BCI framework for acquiring EEG data with IoT. *Telkomnika (Telecommunication Computing Electronics and Control)*, *18*(2), 846–852. https://doi.org/10.12928/TELKOMNIKA.v16i4.9056

Azadeh, H., Fekri, A., Amraie, H., Roostaei, M., & Baharlouei, H. (2018). The Correlation Between Rates of Falling, Balance, Quality of Life and Fear of Falling in Patients With Chronic Stroke. *Journal of Rehabilitation*, *19*(1), 36–43. https://doi.org/10.21859/jrehab.19.1.36

Bentz, D., de Quervain, D., Bolt, O. C., Wilhelm, F. H., Michael, T., Wiederhold, B. K., & Margraf, J. (2011). Glucocorticoids enhance extinctionbased psychotherapy in virtual reality. *Journal of Cyber Therapy and Rehabilitation*, *108*(16), 6621–6625. https://doi.org/10.1073/pnas.1018214108

Biedermann, S. V., Biedermann, D. G., Wenzlaff, F., Kurjak, T., Nouri, S., Auer, M. K., … Fuss, J. (2017). An elevated plus-maze in mixed reality for studying human anxiety-related behavior. *BMC Biology*, *15*(1), 125. https://doi.org/10.1186/s12915-017-0463-6

Chan, A., Early, C. E., Subedi, S., Li, Y., & Lin, H. (2015). Systematic analysis of machine learning algorithms on EEG data for brain state intelligence. *Proceedings - 2015 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine, BIBM 2015*. https://doi.org/10.1109/BIBM.2015.7359788

Cohen J. (1988). Statistical Power Analysis for the Behavioural Science (2nd Edition). In *Statistical Power Anaylsis for the Behavioral Sciences*.

Cronbach, L. J. (1951). Coefficient alpha and the internal structure of tests. *Psychometrika*. https://doi.org/10.1007/BF02310555

Dascal, J., Reid, M., Ishak, W. W., Spiegel, B., Recacho, J., Rosen, B., & Danovitch, I. (2017). Virtual reality and medical inpatients: A systematic review of randomized, controlled trials. *Innovations in Clinical Neuroscience*, *14*(1–2), 14–21.

Dey, A., Chatourn, A., & Billinghurst, M. (2019). Exploration of an EEG-based cognitively adaptive training system in virtual reality. *26th IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces, VR 2019 - Proceedings*. https://doi.org/10.1109/VR.2019.8797840

Diemer, J., Lohkamp, N., Mühlberger, A., & Zwanzger, P. (2016). Fear and physiological arousal during a virtual height challenge-effects in patients with acrophobia and healthy controls. *Journal of Anxiety Disorders*, *37*, 30–39. https://doi.org/10.1016/j.janxdis.2015.10.007

Donker, T., Van Esveld, S., Fischer, N., & Van Straten, A. (2018). 0Phobia – towards a virtual cure for acrophobia: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, *19*(1), 433. https://doi.org/10.1186/s13063-018-2704-6

Gaur, P., Pachori, R. B., Wang, H., & Prasad, G. (2018). A multi-class EEG-based BCI classification using multivariate empirical mode decomposition based filtering and Riemannian geometry. *Expert Systems with Applications*. https://doi.org/10.1016/j.eswa.2017.11.007

Goyder, J., & de Vaus, D. A. (1987). Surveys in Social Research. *Canadian Journal of Sociology / Cahiers Canadiens de Sociologie*, *12*(4), 422. https://doi.org/10.2307/3340954

Haddix, C., Al-Bakri, A. F., Besio, W., & Sunderam, S. (2019). A Comparison of EEG Alpha Rhythm Detection by Tripolar Concentric Ring Electrodes and Conventional Disk Electro des. *2018 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, ISSPIT 2018*. https://doi.org/10.1109/ISSPIT.2018.8642782

Herrmann, C. S., Strüber, D., Helfrich, R. F., & Engel, A. K. (2016). EEG oscillations: From correlation to causality. *International Journal of Psychophysiology*. https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2015.02.003

Hertweck, S., Weber, D., Alwanni, H., Unruh, F., Fischbach, M., Latoschik, M. E., & Ball, T. (2019). Brain activity in virtual reality: Assessing signal quality of high-resolution EEG while using head-mounted displays. *26th IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces, VR 2019 - Proceedings*, 970–971. https://doi.org/10.1109/VR.2019.8798369

Hooi, L. S., Nisar, H., & Voon, Y. V. (2016). Comparison of motion field of EEG topo-maps for tracking brain activation. *IECBES 2016 - IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences*. https://doi.org/10.1109/IECBES.2016.7843452

Huppert, D., Grill, E., & Brandt, T. (2017). A new questionnaire for estimating the severity of visual height intolerance and acrophobia by a metric interval scale. *Frontiers in Neurology*, *8*(1), 211. https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00211

Kapfhammer, H. P., Fitz, W., Huppert, D., Grill, E., & Brandt, T. (2016). Visual height intolerance and acrophobia: distressing partners for life. *Journal of Neurology*. https://doi.org/10.1007/s00415-016-8218-9

Kevric, J., & Subasi, A. (2017). Comparison of signal decomposition methods in classification of EEG signals for motor-imagery BCI system. *Biomedical Signal Processing and Control*. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2016.09.007

Königs, M., Beurskens, E. A., Snoep, L., Scherder, E. J., & Oosterlaan, J. (2018). Effects of Timing and Intensity of Neurorehabilitation on Functional Outcome After Traumatic Brain Injury: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.01.013

Lawhern, V. J., Solon, A. J., Waytowich, N. R., Gordon, S. M., Hung, C. P., & Lance, B. J. (2018). EEGNet: A compact convolutional neural network for EEG-based brain-computer interfaces. *Journal of Neural Engineering*, *15*(5).

https://doi.org/10.1088/1741-2552/aace8c

Lehman, A., & Rourke, N. O. (2005). JMP for Basic Univariate and Multivariate Statistics A Step-by-Step Guide. In *Analysis*.

Ma, Z., Tan, Z. H., & Guo, J. (2016). Feature selection for neutral vector in EEG signal classification. *Neurocomputing*, *174*, 937–945. https://doi.org/10.1016/j.neucom.2015.10.012

McFarland, D. J., & Wolpaw, J. R. (2017). EEG-based brain–computer interfaces. *Current Opinion in Biomedical Engineering*. https://doi.org/10.1016/j.cobme.2017.11.004

McMahon, M., & Schukat, M. (2018). A low-Cost, Open-Source, BCI-VR Game Control Development Environment Prototype for Game Based Neurorehabilitation. *2018 IEEE Games, Entertainment, Media Conference, GEM 2018*. https://doi.org/10.1109/GEM.2018.8516468

Miloff, A., Lindner, P., Hamilton, W., Reuterskiöld, L., Andersson, G., & Carlbring, P. (2016). Single-session gamified virtual reality exposure therapy for spider phobia vs. traditional exposure therapy: Study protocol for a randomized controlled non-inferiority trial. *Trials*, *17*(1), 60. https://doi.org/10.1186/s13063-016-1171-1

Nagar, P., & Sethia, D. (2019). Brain Mapping Based Stress Identification Using Portable EEG Based Device. *2019 11th International Conference on Communication Systems and Networks, COMSNETS 2019*, 601–606. https://doi.org/10.1109/COMSNETS.2019.8711009

Nugroho, S., Akbar, S., & Vusvitasari, R. (2008). Kajian Hubungan Koefisien Korelasi Pearson (r), Spearman-rho (ρ), Kendall-Tau (τ), Gamma (G) , dan Somers (yx d). *Jurnal Gradien*, *4*(2), 372–381.

Oriano Macarelo, & et al. (2019). *ELECTROENCEPHALOGRAPHY: Clinical Electroencephalography.* (Vol. 1; O. Mecarelli, Ed.). https://doi.org/10.1192/bjp.122.4.486

Parivash, F., Amuzadeh, L., & Fallahi, A. (2018). Design expanded BCI with improved efficiency for VR-embedded neurorehabilitation systems. *19th CSI International Symposium on Artificial Intelligence and Signal Processing, AISP 2017*, 230–235. https://doi.org/10.1109/AISP.2017.8324087

Soni, Y. S., Somani, S. B., & Shete, V. V. (2017). Biometric user authentication using brain waves. *Proceedings of the International Conference on Inventive Computation Technologies, ICICT 2016*. https://doi.org/10.1109/INVENTIVE.2016.7824888

Stasieńko, A., & Sarzyńska-Długosz, I. (2016). Virtual Reality in Neurorehabilitation.

Advances in Rehabilitation. https://doi.org/10.1515/rehab-2015-0056

Stephygraph, L. R., & Arunkumar, N. (2016). Brain-actuated wireless mobile robot control through an adaptive human-machine interface. *Advances in Intelligent Systems and Computing*, 537–549. https://doi.org/10.1007/978-81-322-2671-0_52

Sulaiman, N., Ying, B. S., Mustafa, M., & Jadin, M. S. (2019). Offline LabView-based EEG signals analysis for human stress monitoring. *2018 9th IEEE Control and System Graduate Research Colloquium, ICSGRC 2018 - Proceeding*. https://doi.org/10.1109/ICSGRC.2018.8657606

Vaid, S., Singh, P., & Kaur, C. (2015). EEG signal analysis for BCI interface: A review. *International Conference on Advanced Computing and Communication Technologies, ACCT*. https://doi.org/10.1109/ACCT.2015.72

Wang, H., Wang, Q., & Hu, F. (2019). Are you afraid of heights and suitable for working at height? *Biomedical Signal Processing and Control*. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2019.03.011

Ward, D. H., & Horst, P. (1965). Matrix Algebra for Social Scientists. *The Statistician*. https://doi.org/10.2307/2987252

World Health Organization. (1993). The ICD-10 classification of mental and behavioural disorders: Diagnostic criteria for research. In *The ICD-10 classification of mental and behavioural disorders: Diagnostic criteria for research*.