

## Design and construction of an EEG apparatus prototype

Jakub Krawczyk<sup>1</sup>, Łukasz Mastalerz<sup>2</sup>, Łukasz Hamera<sup>3</sup>, Marcin Bernas<sup>4,\*</sup>

<sup>1</sup> Faculty of Mechanical Engineering and Computer Science, University of Bielsko-Biala, Willowa 2, 43-300 Bielsko-Biala, Poland, s58203@student.ubb.edu.pl

<sup>2</sup> Faculty of Mechanical Engineering and Computer Science, University of Bielsko-Biala, Willowa 2, 43-300 Bielsko-Biala, Poland, s57184@student.ubb.edu.pl

<sup>3</sup> Department of Computer Science and Automatics, Faculty of Mechanical Engineering and Computer Science, University of Bielsko-Biala, Willowa 2, 43-300 Bielsko-Biala, Poland, lhamera@ubb.edu.pl

<sup>4</sup> Department of Computer Science and Automatics, Faculty of Mechanical Engineering and Computer Science, University of Bielsko-Biala, Willowa 2, 43-300 Bielsko-Biala, Poland, mbernas@ubb.edu.pl

\* Corresponding author, mbernas@ubb.edu.pl

**Abstract:** This article focuses on the design and implementation of an EEG apparatus prototype. It also discusses the basic principles of electroencephalography and its applications in studying the bioelectrical activity of the brain. The main part of the article is dedicated to analyzing technical requirements, selecting components such as the ADC ADS1248IPW and the ESP32-S3-DevKitC-1, and the assembly process using 3D printing and SMD components. The final section presents a summary of the work, analysis of the results, and potential further development of the project.

**Keywords:** EEG; SMD; ESP; Brain-computer interface;

## Projekt i budowa prototypu aparatury EEG

Jakub Krawczyk<sup>1</sup>, Łukasz Mastalerz<sup>2</sup>, Łukasz Hamera<sup>3</sup>, Marcin Bernas<sup>4,\*</sup>

<sup>1</sup> Wydział Budowy Maszyn i Informatyki, Uniwersytet Bielsko-Bialski, Willowa 2, 43-300 Bielsko-Biala, Polska, s58203@student.ubb.edu.pl

<sup>2</sup> Wydział Budowy Maszyn i Informatyki, Uniwersytet Bielsko-Bialski, Willowa 2, 43-300 Bielsko-Biala, Polska, s57184@student.ubb.edu.pl

<sup>3</sup> Katedra Informatyki i Automatyki, Wydział Budowy Maszyn i Informatyki, Uniwersytet Bielsko-Bialski, Willowa 2, 43-300 Bielsko-Biala, Polska, lhamera@ubb.edu.pl

<sup>4</sup> Katedra Informatyki i Automatyki, Wydział Budowy Maszyn i Informatyki, Uniwersytet Bielsko-Bialski, Willowa 2, 43-300 Bielsko-Biala, Polska, mbernas@ubb.edu.pl\*

\* Corresponding author, mbernas@ubb.edu.pl

**Streszczenie:** Niniejszy artykuł koncentruje się na zagadnieniach związanych z zaprojektowaniem i realizacją prototypu aparatury EEG. W pracy opisano także podstawowe zasady działania elektroencefalografii oraz jej zastosowania w badaniach nad bioelektryczną aktywnością mózgu. W części zasadniczej artykułu skupiono się na analizie wymagań technicznych, doborze komponentów, takich jak konwerter ADC ADS1248IPW i płytki ESP32-S3-DevKitC-1, oraz na procesie montażu z użyciem technologii druku 3D i komponentów SMD. W końcowej części przedstawiono podsumowanie prac, analizę wyników oraz możliwości dalszego rozwoju projektu.

**Słowa kluczowe:** EEG; SMD; ESP; Interfejs mózg-komputer;

## 1. Wstęp

Od lat 60. XX w. podstawowymi urządzeniami, które służą do wprowadzania danych do komputera, jest klawiatura i mysz [1]. Wraz z rozwojem systemów komputerowych zaczęły powstawać inne rodzaje urządzeń wejściowych dedykowane dla gier m. in. gamepady, dżojstiki oraz kontrolery ruchu. W ostatnim czasie dużą popularność zyskują gogle wirtualnej rzeczywistości [2], które dodatkowo mogą zawierać zintegrowane kontrolery pozwalające pozyskiwać informację o położeniu oraz kącie nachylenia rąk oraz głowy. Interakcja człowieka z komputerem odbywa się najczęściej poprzez kończyny górne - głównie palce. Jedną z tych form jest zastosowanie ekranów dotykowych, które najczęściej są zintegrowane z panelem wyświetlającym dane. Urządzenie tego typu nie wymaga zastosowania dodatkowych urządzeń peryferyjnych.

Następną technologią jest komunikacja głosowa, która zmniejsza potrzebę interakcji poprzez dotyk. Swoje zastosowanie znalazła m. in. w samochodach, gdzie stałe skupienie wzroku na drodze jest wymagane.

Kolejnym z konceptów komunikacji z komputerem bez ruchu jest interfejs mózg-komputer. Jego działanie opiera się na elektroencefalografii (EEG), czyli odczycie fal bioelektrycznych, które są emitowane przez neurony. Następnie odczytane zostają zamienione na sygnał cyfrowy, który może być odebrany przez komputer. Najczęściej ta metoda jest wykorzystywana w badaniu patologii w obrębie ośrodkowego układu nerwowego [3]. Natomiast udowodniono, że odczytane dane mogą służyć również do m.in. wydawania poleceń komputerowi [15].

Niniejsza praca prezentuje projekt autorskiego elektroencefalografu (EEG), który bazuje na publicznym projekcie OpenBCI Ultracortex Mark IV. Użyte komponenty zostały dobrane tak, aby ograniczyć koszty i jednocześnie zapewniając wysoką jakość oraz zgodność z międzynarodowymi standardami. Projekt ten wykorzystuje powszechnie dostępne narzędzia i elementy, co nie tylko redukuje koszty, ale również ułatwia replikację i modyfikację urządzenia.

## 2. Elektroencefalografia

Jest to nieinwazyjna metoda diagnostyczna służąca do pomiaru bioelektrycznej aktywności mózgu przy wykorzystaniu aparatury zwanej elektroencefalografem. Badanie polega na rozmieszczeniu na odpowiednich obszarach, na powierzchni skóry głowy specjalnych elektrod, które mierzą zmiany napięcia. Spowodowane jest to aktywnością neuronów kory mózgowej. Odpowiednie czujniki pozwalają na dokładny odczyt, a następnie wzmocnienie. Tak przetworzony sygnał jest gotowy do analizy i przedstawia się go w formie elektroencefalogramu [4,5].

### 2.1. Fale mózgowe i sposoby pomiaru

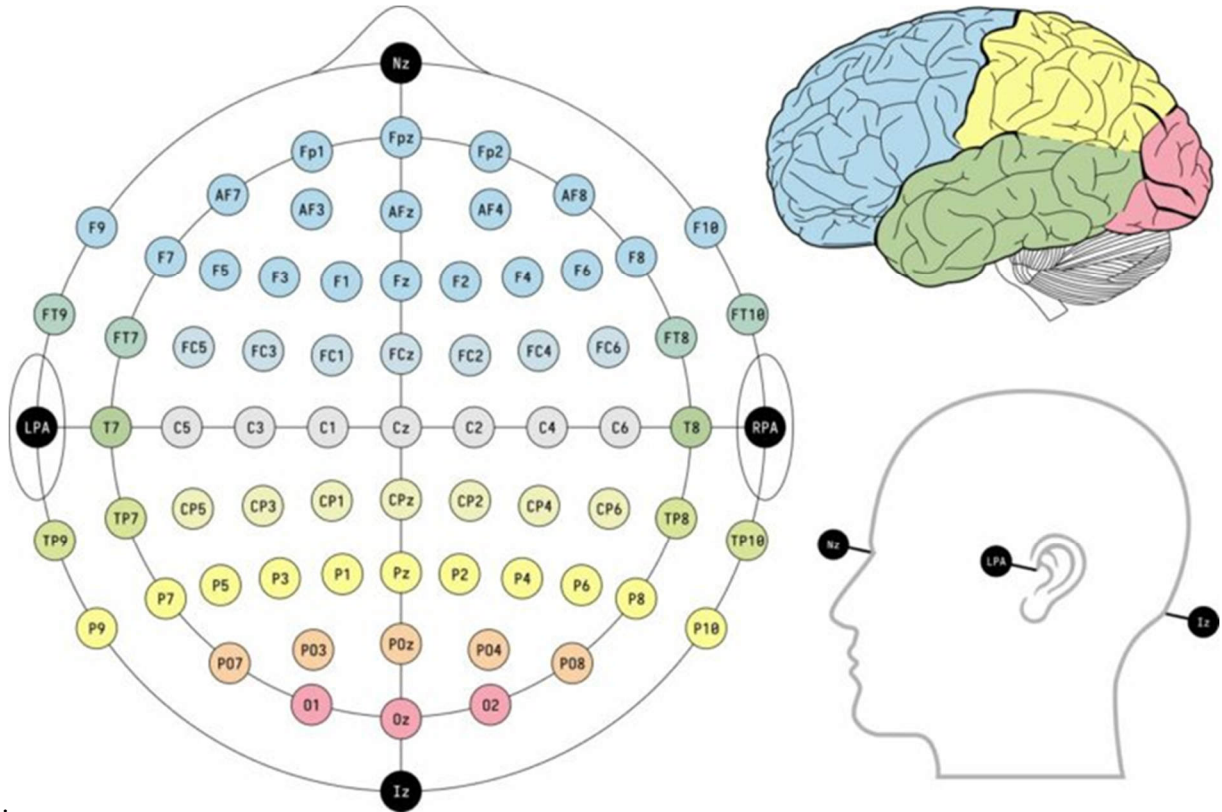
Ludzkie mózgowie jest zbudowane z pnia mózgu, mózdzku oraz kresomózgowia. Głównym źródłem sygnałów elektromagnetycznych jest kresomózgowie, które skupia większą część neuronów [6]. Liczba neuronów jest zbyt duża na pojedynczą analizę przez aparaturę EEG. Aktualne urządzenia analizują skupiska neuronów, które się ze sobą komunikują. Elektroencefalograf pozwala na odczyt fal zawartych w tabeli 1.

**Tabela 1.** Rodzaje fal występujących w EEG

Nazwa fali	Zakres częstotliwości	Występowanie
Delta	0,5 – 4 Hz	Zasypianie i głęboki sen
Theta	4 – 8 Hz	Głęboka medytacja oraz lekka faza snu
Alfa	8 – 13 Hz	Głęboki stan zrelaksowania
Beta	14 – 30 Hz	Koordinacja naszego ciała oraz stan logicznego myślenia
Gamma	30 – 100 Hz	Działania kreatywne

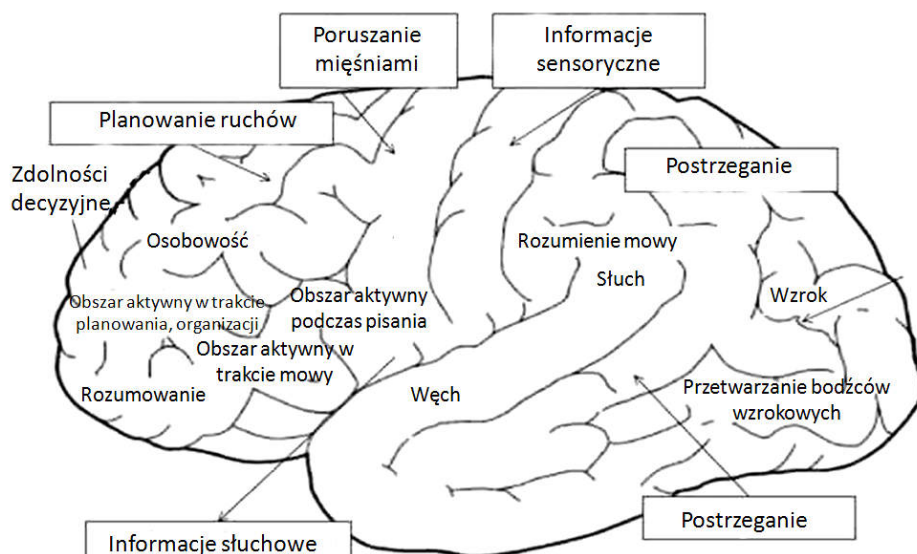
Aby uzyskać odczyty z całej powierzchni mózgu stosuje się modele, które opisują idealne pozycje elektrod EEG. Najczęściej stosowanym jest model 10-20, który obecnie jest międzynarodowym standardem. Głównym powodem jego

popularności jest niezależnienie lokalizacji czujników od bezwzględnych wymiarów głowy [7]. Zazwyczaj stosuje się reprezentacje pozycji elektrod w formie mapy (rys. 1), która kształtem przypomina sferę.



Rysunek 1. Lokalizacja idealnych pozycji sond w modelu 10-20 [14]

W momencie wywołania impulsu pomiędzy sondami znając różnicę w amplitudzie i częstotliwości jesteśmy w stanie w przybliżeniu wskazać miejsce powstania sygnału. Ta informacja pozwala na przybliżone zidentyfikowanie czynności wykonywanej. Różne fragmenty mózgu odpowiadają za inne czynności np. Płat potyliczny zajmuje się odbieraniem bodźców wizualnych, natomiast płaty skroniowe umożliwiają mowę (rys. 2).



Rysunek 2. Obszary funkcji w mózgu [8]

## 2.2. Interfejs mózg-komputer

Wzorce sygnałów bioelektrycznych można przekształcać na konkretne akcje za pomocą różnorodnych algorytmów [10]. Takie algorytmy pozwalają na translację sygnałów EEG na polecenia ruchu ramienia robota, wirtualne kliknięcia przycisku myszki czy aktywację urządzeń elektrycznych, jak np. włączenie światła. Komunikacja z takimi systemami odbywa się poprzez interfejs mózg-komputer (ang. Brain-Computer Interface, BCI). Technologia ta wykorzystuje zaawansowane metody przetwarzania sygnałów i uczenia maszynowego do dekodowania intencji użytkownika na podstawie analizy aktywności mózgu [3].

Wyróżnia się 3 rodzaje takiego interfejsu:

- **Inwazyjny interfejs** - w tym podejściu elektrody umieszczone bezpośrednio na analizowanym obszarze mózgu odczytują impulsy generowane przez skupiska neuronów. Daje to możliwość uzyskania sygnałów z obszarów niedostępnych z zewnątrz czaszki, co zapewnia wyrazistsze wzorce z mniejszą ilością artefaktów. Jednakże niesie to ryzyko infekcji i powstawania tkanki bliznowatej z powodu umiejscowienia elektroniki pod czaszką. Przykładem zastosowania jest wsparcie osób z dysfunkcjami ciała, np. umożliwienie niewidomym widzenia przez oddziaływanie elektryczne na odpowiednie obszary mózgu.
- **interfejs pół-inwazyjny** - Elektrody są umiejscowione zaraz pod czaszką, co daje silniejsze sygnały niż w przypadku nieinwazyjnych interfejsów, ale nie tak wyraźne jak w inwazyjnych. Zmniejsza to ryzyko powstawania tkanki bliznowatej. System ECOG (elektrokortikografia) mierzy aktywność elektryczną mózgu spod czaszki z elektrodami osadzonymi w cienkich wkładkach z tworzywa sztucznego umieszczonych powyżej kory, pod oponą twardą.
- **Nieinwazyjny interfejs** - W tym typie używa się elektrod umieszczonych na powierzchni czaszki (międzynarodowa metodyka 10-20). Jest to najbezpieczniejszy sposób pomiaru, ponieważ nie wymaga ingerowania w strukturę czaszki, eliminując ryzyko infekcji. Wadą jest najniższa jakość sygnałów, które zawierają znaczną ilość artefaktów. Mimo to, szczegółowość uzyskanych informacji jest wystarczająca do większości zastosowań medycznych i amatorskich.

Oprogramowanie komputerowe nie tylko odczytuje sygnały z przetworników analogowo-cyfrowych (ADC), ale również zapisuje te dane na nośnikach pamięci, takich jak dyski twarde. Następnie dane te są poddawane wstępnemu przetwarzaniu za pomocą filtrów dolnoprzepustowych (LPF) i górnoprzepustowych (HPF), aby usunąć szumy niskiej i wysokiej częstotliwości. Po oczyszczeniu, dane są analizowane za pomocą algorytmów triangulacji lub zaawansowanych modeli sztucznej inteligencji, które zostały wytrenowane na podobnych zestawach danych. Dzięki temu algorytmy te potrafią wykrywać wzorce specyficzne dla określonych interakcji lub stanów, takich jak emocje czy intencje użytkownika dotyczące wykonywania czynności motorycznych kończyn dolnych [8].

## 3. Porównanie komercyjnych narzędzi EEG

Rynek urządzeń do pomiaru fal mózgowych jest głównie ukierunkowany na placówki medyczne i badawcze. Koszty narzędzi z tym przeznaczeniem to rzędy dziesiątek tysięcy złotych [11]. Dla większości domowych użytkowników, a nawet małych placówek badawczych, taka kwota jest nieosiągalna. Istnieją również tańsze zamienniki, które mają ograniczoną dokładność jednak są z powodzeniem wykorzystywane do prowadzenia badań [9].

### 3.1 Emotiv

Najpopularniejsze narzędzie EEG dostępne na rynku, kosztujące 999 dolarów, oferuje 14 kanałów czujników, 9 godzin pracy na baterii oraz pomiar z częstotliwością 128 lub 256 Hz o dokładności do  $0.1275 \mu\text{V}$  (tryb 16-bitowy). Urządzenie oferuje dwa sposoby komunikacji z komputerem: bezprzewodowy i przewodowy. W trybie bezprzewodowym komunikację można zrealizować za pomocą szyfrowanego niestandardowego protokołu lub protokołu Bluetooth. Jako czujniki wykorzystywane są podkładki filcowe nasączone roztworem soli fizjologicznej.

Kluczową cechą tego zestawu jest sztywna pozycja czujników, która uniemożliwia ich manipulację. Bezpośredni odczyt danych z urządzenia jest możliwy jedynie poprzez oprogramowanie z płatną licencją. W wersji darmowej można uzyskać jedynie wykresy i przetworzone dane.



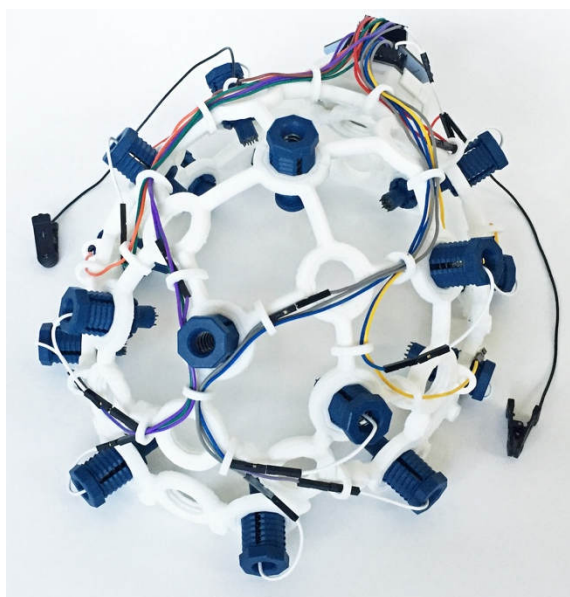
Rysunek 3. Wizualizacja EEG Emotiv Epoc X [12]

### 3.2. OpenBCI

Organizacja, w ramach której tworzone są otwarcie-źródłowe narzędzia EEG, a także urządzenia do pomiaru innych sygnałów elektrycznych w ludzkim ciele, takich jak EMG (elektromiografia) czy EKG (elektrokardiografia), udostępnia gotowe projekty wraz ze wszystkimi schematami koniecznymi do samodzielnego skonstruowania urządzeń. Serią urządzeń do pomiaru fal elektromagnetycznych jest Ultracortex, którego najnowszym przedstawicielem jest Ultracortex Mark IV. Ultracortex Mark IV różni się w zależności od wybranego kontrolera, a częścią wspólną wszystkich modeli jest rama dostępna w formie plików STL, umożliwiającą wydrukowanie na własnej drukarce 3D. Model ten zawiera 35 gniazd na elektrody, których obudowy również można wydrukować na drukarce. Mark IV wykorzystuje układy Ganglion i Cyton z opcjonalnym modułem Daisy. Oba kontrolery oferują połączenie przez Bluetooth lub przy użyciu konektora, a główna różnica między nimi polega na liczbie obsługiwanych kanałów: płytki Ganglion obsługuje do 4 elektrod, natomiast Cyton w wersji podstawowej pozwala na podłączenie 8 elektrod, które można rozszerzyć o kolejne 8 dzięki modułowi Daisy.

Wersja Ganglion charakteryzuje się użyciem konwertera ADC MCP3912, co pozwala uzyskać rozdzielczość 24 bit, a tym samym precyzję  $0.1788 \mu\text{V}/\text{krok}$ , oraz wzmacniacza operacyjnego AD8237, który posiada napięcie niezrównoważenia na poziomie  $30 \mu\text{V}$ . Płytki ta posiada również akcelerometr i dokonuje pomiarów przy użyciu napięcia 3V. Z kolei wersja Cyton używa konwertera ADS1299 o rozdzielczości 24 bit, lecz wyższe napięcie pracy sprawia, że dokładność pomiaru jest niższa i wynosi  $0.298 \mu\text{V}/\text{krok}$ . Dla tej płytki nie zastosowano dodatkowego wzmacniacza operacyjnego.

Oprogramowanie headsetu umożliwia ciągłą transmisję danych lub zapis do pliku w formacie CSV. Dane te można następnie wykorzystać w kompatybilnych programach takich jak MATLAB, Neuromore, OpenViBE, Lab Streaming Layer (LSL), BrainBay i BioEra.



Rysunek 4. Wizualizacja ramy EEG OpenBCI Ultracortex Mark IV [13]

## 4. Realizacja

### 4.1. Analiza wymagań

Po przeprowadzeniu analizy parametrów i funkcji istniejących rozwiązań wyodrębniono cztery kluczowe wymagania.

- **Koszt** - najważniejszy warunek, który nie może przekroczyć ceny zestawu Emotiv EPOC X. Decyzja ta jest oparta na założeniu, że ręczne wykonanie będzie mniej precyzyjne niż produkcja fabryczna. W przypadku przekroczenia kosztów projektowanego rozwiązania, zakup gotowego produktu będzie bardziej opłacalny niż wykonanie urządzenia na podstawie projektu.
- **Dokładność** - brak wystarczającej dokładności spowoduje zaszumienie uzyskanego sygnału, a tym samym bezużyteczność otrzymanych danych. Przez brak możliwości przeprowadzenia pomiarów założono, że czułość urządzenia nie może być mniejsza niż ta dostępna w EEG OpenBCI Ultracortex Mark IV. Udostępnione schematy w ramach otwartej dokumentacji wskazały na użycie konwertera analogowo-cyfrowego z rozdzielczością 24bit-ów i opcjonalnie wzmacniacza operacyjnego o napięciu niezrównoważenia  $30\mu\text{V}$ .
- **Liczba sond** - inne narzędzia do pomiaru EEG korzystają z średnio 14-tu sond. Zmniejszenie tej liczby może wpłynąć negatywnie na możliwość interpretacji uzyskanych danych. Użycie większej ilości elektrod nie zakłóca pomiarów, a tym samym jedynym limitem jest limit minimalnej ilości. Podjęto decyzję o zwiększeniu ilości elektrod, jeżeli koszt nie wzrośnie znacząco.
- **Przeznaczenie** - powinno być ono dostępne dla użytkownika bez specjalistycznej wiedzy z zakresu elektroniki, informatyki czy medycyny. Stąd określono również wymagania odnośnie do wygody użytkowania. Headset powinien mieć możliwość łączenia się przewodowego jak i bezprzewodowego przy użyciu Wi-Fi oraz Bluetooth.

### 4.2. Wybór komponentów i narzędzi

Na podstawie określonych wymagań wyselekcjonowano komponenty użyte w projekcie. Proces doboru rozpoczęto od wyboru konwertera analogowo-cyfrowego (ADC). Na moment pisania artykułu, najbardziej opłacalnym rozwiązaniem był ADS1248IPW, charakteryzujący się 24-bitową dokładnością, możliwością pomiaru z 8 kanałów oraz konkurencyjną ceną.

Do komunikacji z ADC i łączenia się z komputerem wybrano płytkę ESP32 w wersji S3-DevKitC-1 firmy Espressif, wyróżniającą się wbudowaną anteną Wi-Fi oraz modułem komunikacji Bluetooth. Z uwagi na częstotliwość pomiarów (do 250 Hz) oraz częstotliwość Wi-Fi (2,4 GHz lub 5 GHz) czy Bluetooth (2,4 GHz), jednoczesna transmisja danych do komputera nie wpływa na dokładność pomiarów. Płytkę ESP32 dodatkowo posiada gniazdo USB, co ułatwia łączenie z urządzeniami zewnętrznymi.

Istotnym aspektem jest również dwurdzeniowy procesor, umożliwiający asynchroniczne operacje oraz przyspieszający przetwarzanie AI. Dzięki tym cechom, wybrane komponenty zapewniają wysoką wydajność i niezawodność systemu pomiarowego.

Koszt zakupu wszystkich elementów pozwolił na zwiększenia liczby sond do 32. Tabela 2 przedstawia pełną listę zakupionych przedmiotów.

**Tabela 2.** Lista zakupionych elementów koniecznych do realizacji prototypu

Nazwa	Liczba	Cena za sztukę
ADS1248IPW	4	58zł
ESP32-S3-DEVKITC-1-N32R8V	1	70,57zł
Płytki uniwersalna UMSMD428	2	4,96zł
Rezystory 47 $\Omega$	24	0,50zł
Kondensator 1 $\mu\text{F}$	4	1.50zł
Kondensator 100nF	8	0,21zł

Model ramy headsetu EEG Ultracortex Mark IV został wybrany ze względu na dostępność szczegółowych schematów oraz zgodność z międzynarodowym systemem 10-20. Elementy ramy zostały wydrukowane przy użyciu drukarki 3D, wykorzystując filament PLA o średnicy 1.75 mm. Drukowanie odbyło się na drukarce Prusa i3 MK3S z dyszą o średnicy 0.4 mm, przy grubości warstw ustawionej na 0.2 mm, co zapewniło precyzyjne i wytrzymałe komponenty. Po złożeniu, ramka jest gotowa do użytku, całość zostało zaprezentowane na rysunku 5.



**Rysunek 5.** Headset EEG wydrukowany na drukarce Prusa i3 MK3S

W projekcie wykorzystano elementy elektroniczne w rozmiarze SMD, z wyjątkiem mikrokontrolera. Elektroniczną część projektu można zrealizować na dwa sposoby:

- Ręczny montaż SMD: Wymaga użycia narzędzi, takich jak stacja lutownicza z modułem gorącego powietrza i precyzyjną dyszą, które umożliwiają skoncentrowanie strumienia gorącego powietrza na małych punktach, co jest kluczowe ze względu na niewielkie rozmiary komponentów.
- Zaprojektowanie i zamówienie PCB: Obejmuje stworzenie schematu płytki PCB z optymalnie rozmieszczonymi komponentami, a następnie zlecenie jej wykonania firmie zewnętrznej specjalizującej się w produkcji PCB.

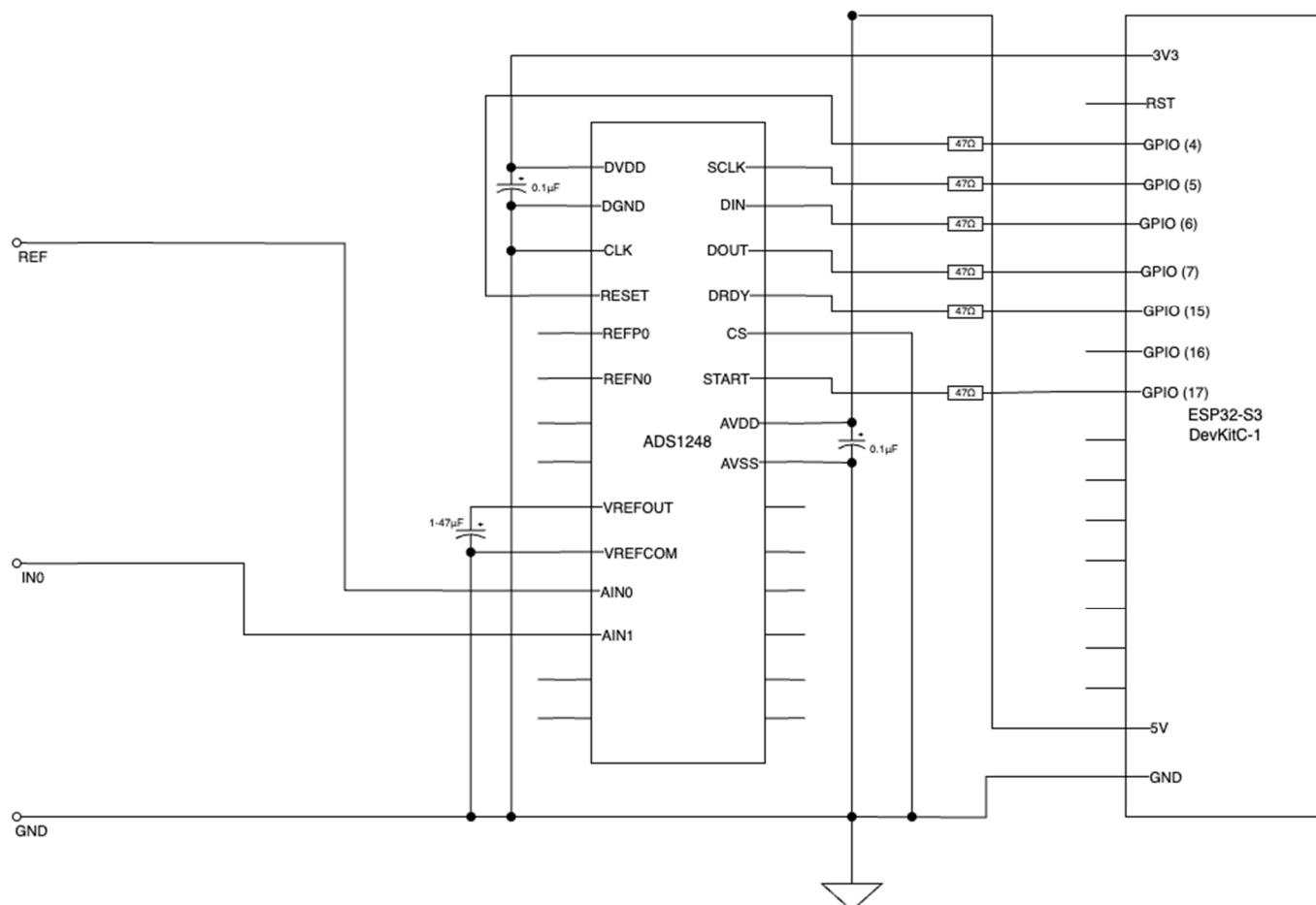
Ze względu na minimalizację kosztów, zdecydowano się na pierwszy sposób montażu, czyli ręczny montaż SMD. Ten proces, choć bardziej czasochłonny, pozwala na obniżenie kosztów w porównaniu do zlecenia produkcji płytki PCB zewnętrznej firmie.

#### 4.3. Schemat i prototyp narzędzia

Projektując schemat połączeń, zdecydowano się na utworzenie 33 wyprowadzeń z płytki sterującej do elektrod i sond oraz na wykorzystanie wejścia USB ESP32 jako źródła zasilania układu. Wyprowadzenie GND należy podłączyć do jednego ucha, a REF do drugiego, aby uzyskać odpowiednie odniesienie dla pomiarów. Piny IN0-30 należy podłączyć do sond EEG, przy czym ich kolejność podłączenia nie wpływa na działanie układu, lecz jest istotna dla pozycji kolejnych wartości w otrzymanywanych ramkach danych.

Sygnaly z sond są bezpośrednio podłączone do odpowiednich pinów AIN0-7 konwertera ADS1248, który przekształca analogowe sygnały bioelektryczne na dane cyfrowe. Napięcie na wejściu referencyjnym jest kierowane do pinu AIN0 jednego z konwerterów, co umożliwia dokładniejsze pomiary.

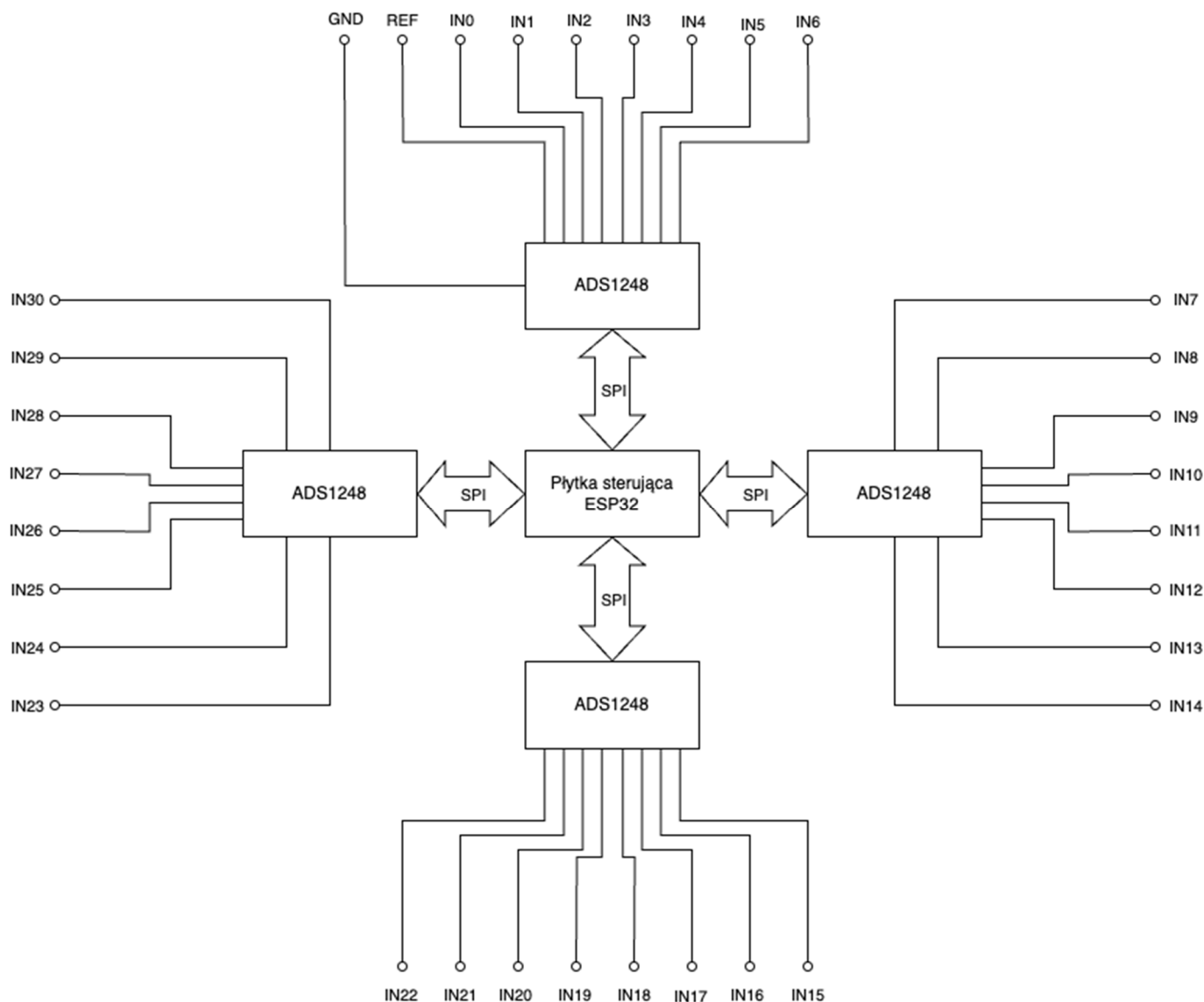
Zgodnie z zaleceniami producenta, zastosowano kondensatory 100 nF pomiędzy pinami AVDD i AVSS oraz DVDD i DVSS, aby zminimalizować zakłócenia elektromagnetyczne. Dodatkowo zastosowano kondensator o pojemności od 1  $\mu\text{F}$  do 47  $\mu\text{F}$  pomiędzy pinami VREFOUT i VREFCOM, co stabilizuje napięcie referencyjne konwertera. Taka konfiguracja zapewnia precyzyjne i stabilne pomiary sygnałów EEG, niezbędne do dalszej analizy i przetwarzania danych w systemach EEG. Schemat płytki został przedstawiony na rysunku 6.



**Rysunek 6.** Schemat połączeń konwertera ADC z płytką sterującą i przykładowymi wyprowadzeniami

Rysunek 7 przedstawia szczegółowy schemat całego systemu EEG, ukazując wszystkie istotne komponenty i ich wzajemne połączenia. Na schemacie można zauważyć kluczowe elementy, takie jak konwerter ADC ADS1248, płytka ESP32. Rysunek wizualizuje również sposób połączenia elektrod z płytką sterującą oraz inne istotne elementy układu.





**Rysunek 7.** Schemat połączeń konwertera ADC z płytką sterującą i przykładowymi wyprowadzeniami

Pseudokod głównego programu EEG widnieje w listingu 1. Przedstawia on główne operacje programu EEG, który inicjalizuje system, konfiguruje interfejs SPI, a następnie w pętli odczytuje dane z konwertera analogowo-cyfrowego (ADC), zapisuje je do bufora i przesyła do komputera przez ESP32. Opóźnienie w pętli zapewnia synchronizację z wymaganą częstotliwością próbkowania.

**Listing 1.** Pseudokod głównego programu EEG

```

Inicjowanie:
  Zainicjuj połączenie SPI z wszystkimi konwerterami
  Jeżeli wystąpił błąd przejdź w tryb awaryjny
  Inicjuj tablicę 32-wóch 32-bitowych liczb całkowitych o nazwie bufor
  Skonfiguruj rejestry
  Inicjuj odbiornik
  Przejdź do pracy w pętli głównej

Inicjowanie odbiornika:
  Inicjuj z użyciem Wi-Fi
  Jeżeli połączenie z serwerem nie zostało nawiązane to inicjuj z użyciem portu szeregowego
  Jeżeli połączenie z aplikacją nasłuchującą nie zostało nawiązane to inicjuj z użyciem Bluetooth
  Jeżeli połączenie z odbiornikiem Bluetooth się nie powiodło powtórz Inicjowanie
    
```

**Pętla główna:**

```

Zweryfikuj czy połączenie z odbiornikiem jest aktywne
Jeżeli weryfikacja się nie powiodła to zainicjuj
Dla każdego input należącego od 0 do 7 włącznie:
  Dla każdego adc należącego od 0 do 3 włącznie:
    Ustaw w konwerterze o indeksie adc w rejestrze MUX0 wartość input << 3
    Wyślij do konwertera o indeksie adc komendę SYNC
  Dla każdego adc należącego od 0 do 3 włącznie:
    Czekaj aż pin DRDY będzie w stanie niskim
    Odczytaj wartość i zapisz ją do zmiennej v
    Do bufor na pozycję adc*input zapisz v
Jeżeli w konfiguracji flaga subtractReference jest ustawiona to:
  Dla każdego i należącego od 1 do 31 włącznie:
    Do bufor na pozycję i zapisz bufor[i] - bufor[0]
Przygotuj paczkę danych na podstawie bufor
Wyślij do odbiornika paczkę
Ustaw wszystkie pola w bufor na wartość -1
Synchronizuj do 250 Hz

```

**Tryb awaryjny:**

```

Migaj wbudowaną diodą LED przez 3 sekundy w cyklu 0.5 sekundy włączona i 0.5 sekundy wyłączona
Wyślij na port szeregowy informację z numerem ADC z którym nie ma połączenia
Wykonaj ponownie Inicjowanie

```

**5. Podsumowanie**

Niniejszy artykuł przedstawia proces projektowania i budowy prototypu aparatury EEG, z naciskiem na analizę wymagań technicznych, wybór odpowiednich komponentów oraz procedury montażu. Po analizie parametrów i funkcji istniejących rozwiązań, wyodrębniono cztery kluczowe wymagania: koszt, dokładność, liczba elektrod i użyteczność. Kluczowym aspektem było utrzymanie kosztów poniżej ceny zestawu Emotiv EPOC X, co determinowało wybór tańszych, ale precyzyjnych komponentów, takich jak konwerter ADC ADS1248IPW i płytką ESP32-S3-DevKitC-1.

Projekt obejmował również druk 3D ramy headsetu EEG Ultracortex Mark IV, co zapewniło zgodność z systemem 10-20 oraz umożliwiło precyzyjne umieszczenie elektrod. W projekcie zastosowano ręczny montaż komponentów SMD, aby zminimalizować koszty. Konfiguracja układu zapewniała stabilne i precyzyjne pomiary sygnałów EEG, co jest niezbędne do dalszej analizy i przetwarzania danych w systemach EEG.

Całość pracy dowodzi, że zaprojektowany system EEG jest ekonomiczny i funkcjonalny, co czyni go odpowiednim do dalszych badań i potencjalnych zastosowań w różnych dziedzinach nauki i technologii.

**6. Możliwości EEG i perspektywy rozwoju projektu**

Dla opisanego projektu istnieją możliwości rozwoju algorytmów odbierających i przetwarzających dane. Przede wszystkim, wprowadzenie bardziej zaawansowanych metod filtracji sygnału, takich jak filtry adaptacyjne, które dynamicznie dostosowują swoje parametry, aby skutecznie usuwać szumy i artefakty, znacząco podniosłoby jakość danych EEG.

Kolejnym kierunkiem rozwoju mogłoby być opracowanie personalizowanych modeli algorytmów, które adaptują się do indywidualnych różnic użytkowników, co zwiększyłoby dokładność interpretacji sygnałów EEG. Dodatkowo możliwa jest implementacja algorytmów sztucznej inteligencji, w tym sieci neuronowych, do klasyfikacji wzorców sygnału EEG.

W przyszłości projekt ten mógłby zostać zintegrowany z systemem Health Level 7 (HL7), który jest międzynarodowym standardem wymiany informacji w opiece zdrowotnej. Implementacja HL7 umożliwiłaby bezproblemowe przesyłanie i analizę danych EEG w czasie rzeczywistym pomiędzy różnymi systemami opieki zdrowotnej. Jednakże, nie jest to

obligatoryjne, ponieważ projekt ten ma charakter autorski i może być dostosowany do specyficznych potrzeb i wymagań użytkownika.

Przygotowany prototyp można rozbudować pod względem elektroniki. Planowane jest zaprojektowanie płytki PCB w celu stabilizacji połączeń i zniwelowaniu zakłóceń wynikających z długości przewodów. Jednakże, realizacja tego przedsięwzięcia będzie uzależniona od ostatecznych kosztów, ponieważ produkcja jednostkowych zamówień płytek PCB może być kosztowna. Koszty produkcji na małą skalę mogą stanowić istotne wyzwanie finansowe, ale zastosowanie płytek PCB może znacznie poprawić funkcjonalność i dokładność aparatury EEG. W związku z tym konieczna jest szczegółowa analiza kosztów oraz potencjalnych korzyści wynikających z tej inwestycji.

Warstwa sprzętowa może być poszerzona o popularne w innych narzędziach akcelerometry i żyroskopy, które przekazują do komputera oprócz sygnałów EEG informacje o ruchach głowy użytkownika. Dodatkowo w celu izolacji sond od zakłóceń z otoczenia w postaci zasilania 230V innych urządzeń elektronicznych planowane jest utworzenie obudowy na całość headsetu.

Docelowo stworzone EEG może być stosowane przez osoby bez specjalistycznej wiedzy. Przykłady takich zastosowań obejmują szeroko pojęte środowisko gier komputerowych. Sterowanie grą komputerową przy użyciu elektroencefalografii już teraz jest demonstrowane jako ciekawostka. Rozwój tego segmentu mógłby skrócić czas reakcji w grach wymagających szybkich decyzji. Może to również stanowić formę oszustwa, ponieważ gracz uzyskuje przewagę nad innymi.

Taka aparatura mogłaby również rozpowszechnić tego rodzaju sterowanie wśród osób niepełnosprawnych, ułatwiając im kontrolowanie kompatybilnych urządzeń. EEG, będąc nieinwazyjną metodą pomiaru prądów bioelektrycznych, nie zapewnia wystarczającej precyzji do „dyktowania” tekstu. Niemniej pozwala na skuteczne sterowanie komputerem oraz wydawanie prostych komend, takich jak przesunąć mysz czy nacisnąć przycisk.

Urządzenie to umożliwi również przekazywanie stanów emocjonalnych, które można wykorzystać do tworzenia asystentów AI reagujących na nastrój rozmówcy. Dzięki temu możliwe byłoby lepsze dopasowanie odpowiedzi, na przykład w ramach wirtualnego wsparcia technicznego. Innym zastosowaniem takich danych mogłoby być lepsze dopasowanie reklam, zwiększając tym samym prawdopodobieństwo realizacji zakupu.

Podsumowując możliwości wykorzystania EEG są niezwykle szerokie i w dużej mierze zależą od kreatywności oraz pomysłowości twórców rozwiązań.

## Bibliografia

1. Garfinkel, S., & Grunspan, R., *The Computer Book: From the Abacus to Artificial Intelligence, 250 Milestones in the History of Computer Science*. Sterling Publishing. 2018
2. Newman, J., *Best Before: Videogames, Supersession and Obsolescence*. Routledge. 2012
3. Wolpaw, J. R., & Wolpaw, E. W. (Eds.), *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*. Oxford University Press. 2012
4. Cooper, R., Winter, A. L., Crow, H. J., & Walter, W. G., Comparison of Subcortical, Cortical and Scalp Activity Using Chronically Indwelling Electrodes in Man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 18(3), 217-228, 1965
5. Niedermeyer, E., & da Silva, F. L., *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins, 2004
6. Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A., *Neuroscience: Exploring the Brain* (4th ed.). Wolters Kluwer, 2020
7. Jasper, H. H., The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375, 1958
8. Jak to działa... Interfejs mózg - komputer i... znów mózg. Dostępny online: <https://mlodytechnik.pl/technika/18605-jak-to-dziala-interfejs-mozg-komputer-i-znow-mozg> (dostęp na dzień 20.10.2024 r.)
9. Urszula Jagodzińska-Szymańska, *Metoda klasyfikacji źródeł sygnałów elektrycznych emitowanych przez korę mózgową człowieka – sterowanie*, Warszawa, 2019
10. Zhao, Y., He, F., & Guo, Y., EEG Signal Processing Techniques and Applications. *Sensors*, 23 (22), 2023

11. Duncan, J. S., & Papayannis, C., *The Economics of Neurotechnology: Market Analysis and Predictions*. Neurotech Reports, 2017
12. EPOC X - 14 Channel Wireless EEG Headset Dostępny online: [https://www.emotiv.com/products/epoc-x?srsltid=AfmBOooxwDMTgJP3pTBGx\\_XZedQfriIFhAG0cKHV0LykBAXmXhioTZ4u](https://www.emotiv.com/products/epoc-x?srsltid=AfmBOooxwDMTgJP3pTBGx_XZedQfriIFhAG0cKHV0LykBAXmXhioTZ4u) (dostęp na dzień 20.10.2024 r.)
13. Ultracortex Mark IV Dostępny online: <https://docs.openbci.com/AddOns/Headwear/MarkIV/> (dostęp na dzień 20.10.2024 r.)
14. Lin, Fangfu & Song, Wu & Li, Yan & Xu, Wannu., *Investigating the Relationship Between Balanced Composition and Aesthetic Judgment through Computational Aesthetics and Neuroaesthetic Approaches*, 2024
15. Vasisht, Vinay S and Joshi, Swaroop and Shashidhar and Shreedhar and Gururaj, C, Vasisht\_Joshi\_Shashidhar\_Shreedhar\_Gururaj\_2019, title={Human computer interaction based eye controlled mouse, 2019 3rd International conference on Electronics, Communication and Aerospace Technology (ICECA), 2019