

# Interfejs mózg-komputer wykorzystujący sygnały EEG

Leszek Marek\*, Małgorzata Plechawska-Wójcik

Politechnika Lubelska, Instytut Informatyki, Nadbystrzycka 36B, 20-618 Lublin, Polska

**Streszczenie.** Artykuł opisuje test aplikacji interfejsu mózg-komputer z wykorzystaniem paradygmatu SSVEP. Przy realizacji projektu dokonano przeglądu dostępnych metod badania aktywności mózgu oraz wybrano odpowiednie urządzenie do akwizycji. Kolejne etapy działania interfejsu, czyli przetwarzanie oraz klasyfikacja, opracowano i zaprezentowano w środowisku OpenViBE. Ostatecznie, ocenę użyteczności i sprawności zaprezentowano na zaprojektowanej aplikacji.

**Słowa kluczowe:** Brain-Computer Interface; BCI; SVEEP; CSP; EEG

Adres e-mail: leszek0marek@gmail.com

## Brain-Computer Interface based on EEG signals

Leszek Marek\*, Małgorzata Plechawska-Wójcik

Institute of Computer Science, Lublin University of Technology, Nadbystrzycka 36B, 20-618 Lublin, Poland

**Abstract.** The aim of the article is to test the brain-computer interface application using the SSVEP paradigm. During the realization of the project various methods of recording brain activity were tested, and the suitable acquisition device was chosen. Consecutive stages of the interface operation, which are data processing and classification, were presented in the OpenVibe environment. Finally, the usefulness and efficiency were estimated using a designed application.

**Keywords:** Brain-Computer Interface; BCI; SVEEP; CSP; EEG

E-mail address: leszek0marek@gmail.com

### 1. Wstęp

Na przestrzeni ostatnich lat zaobserwować można dynamiczny rozwój informatyki, medycyny, a także współdziałanie obu tych nauk. Badanie elektroencefalogramem jest idealnym przykładem, gdzie informatyka ma wspierać, rozwijać i analizować czynności wykonywane przez mózg. Dzięki nowoczesnym komputerom i zaawansowanemu oprogramowaniu otwierają się nowe możliwości poznania funkcjonowania nie tylko mózgu, a także całego organizmu człowieka. Poruszone zagadnienia dotyczą obszaru biopomiarów związanych z interfejsami mózg-komputer, bazujących na sygnałach elektroencefalograficznych i ich własnościach. Ze względu na rozległą tematykę w artykule zostały przedstawione tylko wybrane interfejsy oparte na pomiarze sygnałów elektroencefalograficznych z uwzględnieniem sposobów analizy takich sygnałów. W literaturze badania prowadzone są głównie pod kątem medycznym do określenia schorzeń, bądź ułatwieniu komunikacji osoby z zaburzeniami ruchowymi. Trudność tej analizy spowodowana jest głównie niskimi wartościami osiąganych potencjałów, które często są niższe od wartości pojawiających się szumów. W artykule przedstawiono opis właściwości i parametrów sygnałów EEG, technik pomiaru oraz metod ich przetwarzania i analizy. Zaprezentowano również praktyczną analizę wybranych parametrów sygnału elektroencefalograficznego na potrzeby systemu BCI (ang. Brain Computer Interface). Interfejs mózg-komputer został wykorzystany u zdrowej osoby do obsługi zbudowanej aplikacji. Celem artykułu jest sprawdzenie użyteczności BCI do sterowania aplikacją, co jest alternatywnym sposobem wykorzystania sygnałów EEG.

### 2. Elektroencefalografia

Elektroencefalografia (EEG) to badanie elektrofizjologiczne polegające na zebraniu z powierzchni głowy sygnałów bioelektrycznych emitowanych przez mózg. Wnikliwa analiza zapisów EEG może mieć wpływ na podejmowanie właściwych decyzji diagnostycznych o podłożu neurologicznym [1].

#### 2.1 Budowa mózgu

Mózg jest najważniejszą częścią układu nerwowego człowieka. Do badań elektroencefalografem wykorzystuje się część mózgowia- kresomózgowie. Jest to zewnętrzna część mózgu podzielona na dwie półkule- prawą i lewą odpowiadające odpowiednio za lewą i prawą stronę ciała.

W mózgu wyodrębniamy kilka płatów, które odpowiadają za przypisane im funkcje życiowe.

Mózg zbudowany jest z elektrycznie pobudliwych komórek nerwowych zwanych neuronami. Neurony komunikują się ze sobą poprzez synapsy budując sieci neuronowe. Przekazywanie informacji odbywa poprzez tworzenie i przewodzenie potencjałów elektrycznych. Potencjał spoczynkowy waha się od około -65 mV do -90 mV, a gdy neuron zostanie pobudzony przez bodziec, tworzy się potencjał czynnościowy o wartości ok 40 mV. Elektroencefalograf rejestruje te różnice prądowe przy pomocy elektrod znajdujących się na głowie badanego.

Uwzględniając budowę anatomiczną mózgu w badaniu ograniczono ilość elektrod. Zostały one rozmieszczone tylko z tyłu głowy ze względu na powstające tam potencjały elektryczne związane z bodźcami wzrokowymi. Bodźce te będą odpowiedzialne za sterowanie zbudowanej aplikacji.

### 2.3 Przetwarzanie sygnałów EEG na użytek BCI

Wszystkie elementy przetwarzania sygnału EEG muszą się odbywać w czasie rzeczywistym ze względu na rodzaj badania. Dla poprawnego odczytania i interpretacji zapisanych sygnałów EEG zachodzi potrzeba dokonania ekstrakcji i selekcji sygnałów, a także ich klasyfikacja. Selekcja jest wykorzystywana przy dużych zbiorach danych, a jej odpowiednie opracowanie jest znaczące dla skuteczności klasyfikacji. Obecnie występuje wiele metod selekcji cech, które są optymalizowane pod kątem:

- 1) ograniczenia nadmiarowości danych,
- 2) zmniejszenia ilości zapisywanych danych,
- 3) zmniejszenia nakładów obliczeniowych,
- 4) zwiększenia skuteczności klasyfikacji.

Akwizycja sygnału EEG jest rzeczą skomplikowaną ze względu na to, że odebrane sygnały z elektrod charakteryzują się niskim napięciem (do 100  $\mu$ V) i występują w całym szeregu zakłóceń oraz szumów. W badaniu rozważa się tylko bezinwazyjną metodę umieszczania elektrod na skórze głowy. Zakłócenia nazywane są artefaktami, ich źródłem są procesy fizjologiczne np. ruch mięśni, praca serca, ruch oczu jak i wywołane przez zjawiska techniczne np. sieć elektroenergetyczna. Wykorzystywane w badaniu pasmo sygnałów EEG zawiera się w zakresie częstotliwości od 0,5Hz do 100Hz wraz z dominującą częstotliwością 50 Hz.

Dla wyników badań EEG kondycjonowanie sygnału ma kluczowe znaczenie, ze względu na duże zakłócenia sygnałów oraz potrzebę ich analizy on-line. W tym procesie następuje wzmocnienie sygnału, korekcja artefaktów, dolnopasmowa filtracja sygnału.

Nieodłącznym elementem badań są powstające artefakty, które zawsze wpływają na jakość badań. Można go ograniczyć na 2 sposoby. Pierwszy z nich to zastosowanie wysokiej klasy sprzętu, który będzie generował możliwie mało zakłóceń. Drugi to odpowiedni instruktaż osoby badanej, uświadomienie powstawania artefaktów i podanie ich źródeł oraz sposobów ograniczenia ich powstawania. Po wyeliminowaniu artefaktów, wzmocnieniu i korekcie sygnału zostaje on przetworzony do postaci cyfrowej i przesłany do komputera gdzie może się zacząć tzw. przetwarzania wstępne (ang. preprocessing).

Przetwarzanie wstępne ma prowadzić to wyodrębnienia pożądanego fragmentu sygnału EEG i polega ono na zastosowaniu odpowiednich filtrów. W sygnale EEG, który obejmuje swoją częstotliwością zakres od 0,5 Hz do 100 Hz, mieści się część artefaktów, których nie można wyeliminować całkowicie. Zastosowanie filtru częstotliwościowego pozwala na usunięcie z otrzymanych fali np. zakłóceń powstałych w wyniku sieci elektroenergetycznej, której częstotliwość (50 Hz) mieści się w zakresie użytecznych fal EEG.

Następnym działaniem mającym na celu odseparowanie charakterystycznych dla mózgu fal jest zastosowanie filtrów przestrzennych. Pojedyncza elektroda przymocowana do głowy zbiera nie tylko sygnały z obszarów mózgu, nad którymi się znajduje ale także zakłócenia fizjologiczne i techniczne.

Najpopularniejszą metodą filtracji przestrzennej jest filtr Laplace'a, który ma zastosowanie głównie przy wykorzystaniu potencjału P300, ze względu na jego lokalizację na czubku głowy. Metoda filtru Laplace'a polega na przypisaniu wag sygnału sąsiednim równomiernie rozmieszczonym elektrodom przy generowaniu fal z badanej elektrody.

### 3. Interfejs mózg-komputer

Brain Computer Interface - BCI tworzy nowy, sztuczny kanał do komunikacji pomiędzy człowiekiem a komputerem opartym na rejestracji specyficznych form aktywności mózgu. Czynność zanim zostanie wykonana przez człowieka najpierw powstają impulsy elektryczne w mózgu, skąd są przekazywane za pomocą układu nerwowego do mięśni powodując ich działanie. Zadaniem interfejsu mózg-komputer jest komunikacja alternatywną drogą. Początkowo zadaniem BCI było sterowanie protezami- mózg „uczył się” odczytywać sygnały emitowane przez protezy oraz generował sygnały potrzebne do sterowania nimi [2]. Współcześnie BCI wykorzystywane są przez osoby sparaliżowane lub chore do komunikacji ze światem zewnętrznym. Schemat działania tego procesu opiera się na zbieraniu sygnału pochodzącego z mózgu przez urządzenia, jego przetworzenie i finalnie przekazanie do urządzenia lub aplikacji (Rys. 1) Dzięki temu użytkownik komunikuje się ze światem zewnętrznym alternatywną drogą.



Rys. 1. Schemat interfejsu mózg-komputer [3]

W każdym BCI można wyróżnić cztery podstawowe elementy:

- 1) Rejestracja sygnału odbieranego przez elektrody, polegająca na odebraniu sygnału analogowego pochodzącego z aktywności mózgu przy danych czynnościach. Jest to sygnał wejścia do BCI.
- 2) Zamiana sygnału z analogowego na cyfrowy i jego ekstrakcja polegająca na wyodrębnieniu swoistych cech, za pomocą dobranych procedur m.in. filtrowania przestrzennego, analizy widmowej czy pomiaru amplitudy napięcia.
- 3) Dopasowanie otrzymanego sygnału do wzorców aktywności neuronalnej dla określenia jaką czynność umysłową wykonuje osoba badana.

4) Przesłanie polecenia do urządzenia o czynności użytkownika, a także przekazanie informacji zwrotnej dla osoby obsługującej się BCI.

### 3.1. Potencjały wywołane

Potencjały elektryczne rejestrowane na powierzchni głowy noszą nazwę potencjałów wywołanych (Evoked Potentials - EP) Podczas obserwacji sygnału EEG, można zaobserwować charakterystyczne przebiegi, które są wywołane aktywnością mózgu związaną z procesami myślowymi, bądź koncentracją uwagi na danym obiekcie [4].

Potencjał P300 - nazywany również potencjałem sukcesu, jest jednym z najpopularniejszych potencjałów wykorzystywanych przez BCI. Powstaje w ciemieniowo-potylicznym płacie mózgu. Najprostszym sposobem na wykorzystanie potencjału P300 jest wyświetlanie liter na monitorze, a w chwili gdy pokarże się litera oczekiwana przez badanego wystąpi u niego potencjał. W ten sposób można tworzyć słowa i następnie zdania. Ponieważ potencjał P300 ma małą amplitudę, jest słabszy niż aktywność mózgu, a także może mieć różne cechy w zależności od badanego wskazane jest przeprowadzenie sesji treningowej, która pozwala na kalibrację interfejsu pod konkretnego badanego [5][6].

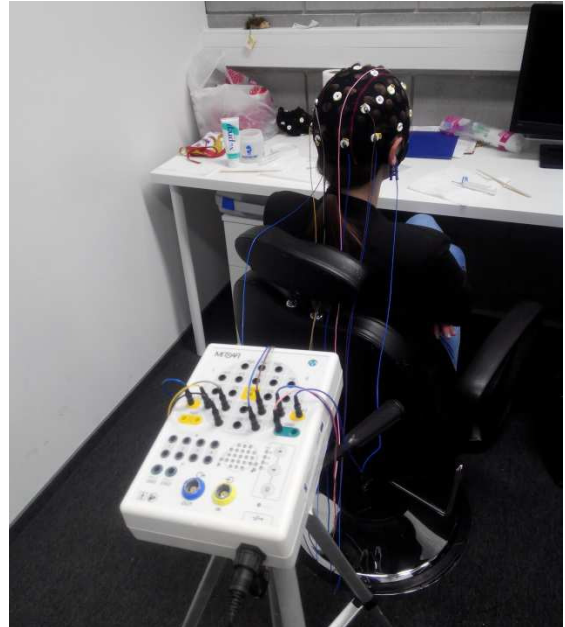
Kolejnym wartym uwagi potencjałem są wyobrażenia ruchowe, a dokładnej synchronizacja/desynchronizacja powiązana z bodźcem. Jego istota polega na zmianie mocy sygnału, który pojawia się w świadomym ruchu, bądź bezpośrednio przed jego wyobrażeniem. Dzięki temu, że aktywność w mózgu powstaje na samą myśl o danej czynności rozwój interfejsu kierowany jest na np. sterowanie wózkiem przez osobę niepełnosprawną [7][8].

Stabilny potencjał wywołany wzrokowo (SSVEP - Steady State Visually Evoked Potential) - jak nazwa wskazuje jest potencjałem wywołanym przy pomocy zmysłu wzroku [9]. Powstaje w korze mózgowej w odpowiedzi na bodźce świetlne o częstotliwości w zakresie od 3,5 Hz do 75 Hz. Sygnał odbierany przez siatkówkę oka rejestrowany jest przez elektrody umieszczone w obszarze kory wzrokowej. Sygnał ten charakteryzuje się taką samą lub z wielokrotnią częstotliwością co odbierany bodziec, ma dobry stosunek sygnału do szumu, a ponadto jest odporny na artefakty[10]. Badanie przy potencjale SSVEP wymaga od użytkownika możliwości poruszania oczyma. Osobie badanej przedstawia się specjalnie przygotowaną matrycę, na elemencie, której użytkownik skupia wzrok powodując wywołanie sygnału o pożądanej częstotliwości. Do określenia na co patrzył badany określone jest widmo sygnału, a tym samym o jakim działaniu myślał [12].

## 4. Badania

Badanie opiera się na opracowaniu, implementacji i przetestowaniu interfejsu mózg-komputer w oparciu o paradygmat SSVP. Zostanie wykorzystana metoda wspólnych wzorców przestrzennych (Common Spatial Pattern - CSP), która służy do zbierania sygnału pochodzącego z sąsiednich elektrod w celu uzyskania wyników wysokiej jakości. Sygnały z elektroencefalogramu zbierane zostaną poddane analizie w czasie rzeczywistym, co pozwoli poruszać się po opracowanej aplikacji. Do badań

został użyty wzmacniacz Mitsar EEG 201. Jest to sprzęt obsługujący maksymalnie 25 kanałów, które przesyłają sygnał do komputera. Ze względu wybrany potencjał SSVEP podczas badań zostało użytych sześć elektrod skupionych przy części potylicznej, ponieważ znajduje się tam obszar mózgu odpowiedzialny za funkcje wzrokowe (Rys. 2).

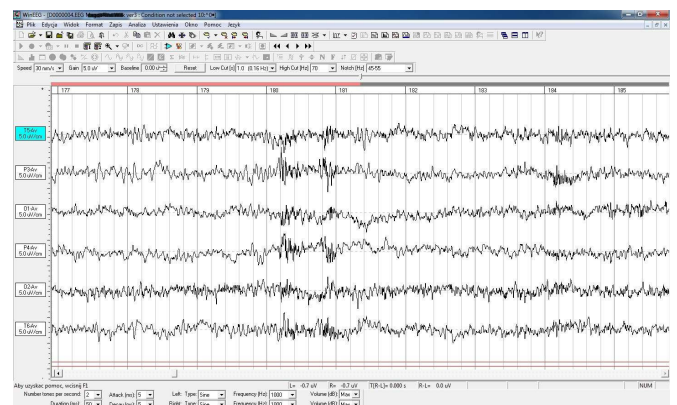


Rys. 2. Zdjęcie przedstawiające badanego przed rozpoczęciem eksperymentu

### 4.1. Zastosowane programy i sprzęt

Aby badanie mogło się odbyć niezbędny jest odpowiedni dobór sprzętu i urządzeń współpracujących. Jest to kluczowe dla powodzenia eksperymentu, gdyż jeden źle dobrany element może decydować o powodzeniu badania. Całość można podzielić na część programową i sprzętową. Programy i języki użyte w eksperymencie:

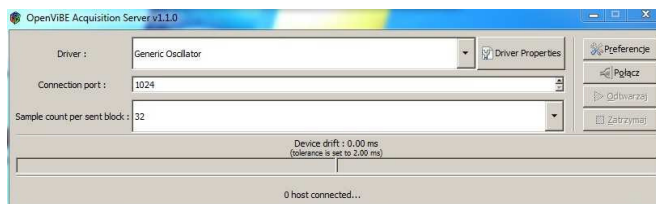
WinEEG- Jest to oprogramowanie, które umożliwia przetwarzanie odebranego sygnału EEG z uwzględnieniem istotnych cech dotyczących badania tj. analizy widmowej i koherencji, korekcji artefaktów i mapowanie mózgu. Narzędzie prezentuje w trybie on-line sygnały EEG w trybie ruchomego papieru, a dane są zapisywane na dysku twardym komputera.



Rys. 3. Okno główne programu OpenVibe z wykresami generowanymi przez podłączone elektrody

Program pozwala śledzić wirtualizację każdego podłączonego kanału (Rys. 3). Dzięki temu zabiegowi można sprawdzić jakość połączenia poprzez prosty eksperyment: Badany na polecenie zamyka oczy a na wykresach powinien być zauważony rytm alfa, ponieważ do oka nie docierają bodźce świetlne. Wprawiony technik bez problemu w otrzymanym sygnale wskaże odpowiedni rytm. Program jest dedykowany do współpracy z urządzeniem Mitsar 200. Ważną możliwością programu jest możliwość sprawdzenia rezystancji podłączonych elektrod.

Acquisition Server - oprogramowanie wchodzące w skład środowiska OpenVibe (Rys. 4). Jego zadaniem jest przekazywanie sygnału za pomocą protokołu TCP/IP do narzędzia Designer. Lista sterowników do wyboru jest pokazana i pozwala wybrać najodpowiedniejszy do dalszych badań. Do każdego sterownika można wybrać jego właściwości za pomocą przycisku Driver Properties. W eksperymencie wybrano sterownik Generic Oscillator.



Rys. 4. Okno główne narzędzia Acquisition Server

OpenVibe Designer - Druga część zestawu środowiska OpenVibe. Jest to rozbudowany program służący do projektowania i testowania scenariuszy z wykorzystaniem sygnału EEG. Aplikacja umożliwia wykorzystanie wbudowanych scenariuszy, a także tworzenie własnych przy pomocy języka programowania LUA.

Matlab - szeroko rozpowszechniony program do wyliczeń naukowych i inżynierskich, a także tworzenia symulacji komputerowych. W badaniu wykorzystany ze skryptem BCILAB służącą do projektowania, testowania i badania interfejsów BCI.

Język LUA- jest to język zaimplementowany jako biblioteka języka C. Składnia przypomina Pascala. Swoją konstrukcję opiera na tablicach asocjacyjnych i rozszerzalnej semantyce. Za jego pomocą napisane są scenariusze używane przez OpenVibe Designer.

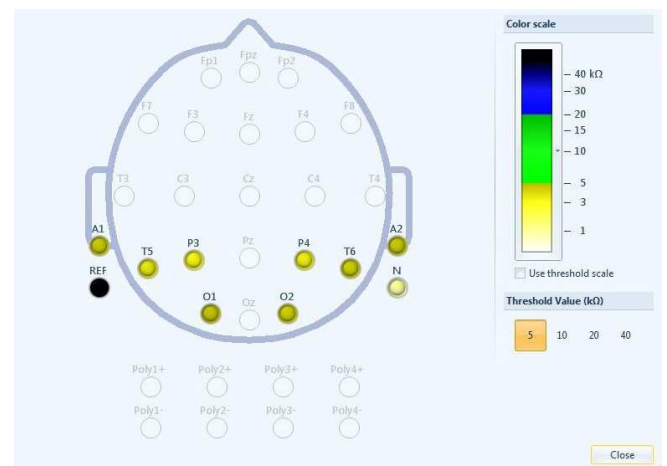
Klasyfikator LDA (ang. Linear discriminat analisis) - |z matematycznego punktu widzenia jest to liniowa analiza dyskryminacyjna. Używa one uczenia maszynowego do wyszukania liniowej kombinacji cech, a ich zadaniem jest rozróżnienie klas obiektów. W zaprezentowanym badaniu klasyfikator uczy się trzech rodzajów kombinacji, dzięki czemu poszczególne obiekty zostają rozróżnione. Poszczególne figury odpowiadają obiektom w badaniu, a zadaniem klasyfikatora jest nauczenie się intencji badanego, na których figurach skupia wzrok, a tym samym odseparowanie ich od siebie.

Metoda Common Spatial Pattern - jest to metoda wspólnych wzorców przestrzennych wykorzystywana do biofeedback'u. Zaprojektowana z myślą o skutecznej klasyfikacji sygnału EEG związanego z potencjałem ruchowym i wzrokowym. Metoda ta opiera się na zbieraniu sygnału z sąsiednich elektrod i tworzy nowe sygnały

poprzez filtrację przestrzenną z doбором wag z wykorzystaniem maksymalizacji wariancji. W danym badaniu są trzy różne klasy (wyobrażenia ruchu). Na tej podstawie dzięki algorytmowi wag możliwe jest wykrycie elektrod wnoszących najwięcej do dyskryminacji klas. Dzięki wybraniu pozycji elektrod znajdujących się w części głowy, w której powstają sygnały wywołane bodźcami wzrokowymi można maksymalnie wykorzystać tą metodę [10].

## 4.2. Przygotowanie do badań

Mając wyznaczone punkty charakterystyczne na głowie zakładany jest czepek, tak aby miejsce montażu elektrod odpowiadało ich położeniu na głowie pacjenta (Rys. 5):



Rys. 5. Rozmieszczenie elektrod na głowie pacjenta i wyniki pomiaru oporu w użytych elektrodach

T5 - Położona jest na płaszczyźnie poziomej głowy w miejscu oddalonym o 70% długości lewego wymiaru wieńcowego od punktu nr 1, a także 30% długości lewego wymiaru wieńcowego od pkt nr 2.

P3 - elektroda P3 położona jest na środku łuku, który tworzą elektrody T5 i Pz

O1 - Położona jest na płaszczyźnie poziomej głowy w miejscu oddalonym o 90% długości lewego wymiaru wieńcowego od punktu nr 1, a także 10% długości lewego wymiaru wieńcowego od pkt nr 2.

Po uprzednim sprawdzeniu podłączenia można uruchomić wzmacniacz i sprawdzić opór pomiędzy elektrodą a skórą, który w przypadku urządzenia Mitsar 201 powinien być mniejszy niż 5kΩ. W połączeniach, w których ta wartość jest większa należy je sprawdzić i poprawić. Sytuacja idealna jest wtedy gdy wszystkie elektrody mają jednakowy opór, jednak z przyczyn technicznych niemożliwa do osiągnięcia. Po zakończeniu tego etapu można przystąpić do wykonywania eksperymentu, który składa się z 6 etapów i został powtórzony 4 krotnie w celu zebrania większej ilości materiału, a także porównania ze sobą danych z poszczególnych prób.

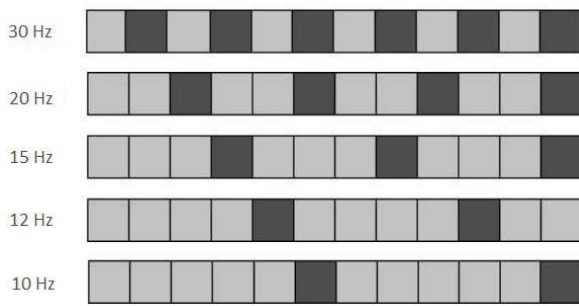
## 4.3 Akwizycja sygnału EEG

Jest to pierwsza część właściwego badania zatytułowana Ssvsp-bci-0-acquisition-test. Scenariusz ten służy do zbierania danych wejściowych, uruchomiony po podłączeniu osoby badanej. Pozwala monitorować na bieżąco wszystkie sygnały z elektrod używanych w badaniu

SSVEP, a także dwa filtry przestrzenne. Celem tego etapu jest upewnienie się o prawidłowym podłączeniu sprzętu, a także o prawidłowej pracy programów współdziałających z OpenVibe. Scenariusz składa się z dziesięciu bloków, a każdy ma przypisaną funkcję.

#### 4.4 Konfiguracja potencjału SSVEP

Ssvep-bci-1-ssvep-configuration - Scenariusz służący do wczytania danych składający się z dwóch części: ustawienia peryferyjne i ustawienia eksperymentu, które wpływają na uzyskane efekty. Ustawienia peryferyjne polegają na dobraniu częstotliwości odświeżania z zależności od monitora. Pracownia wyposażona jest w ciekłokrystaliczny wyświetlacz o maksymalnej częstotliwości odświeżania wynoszącej 60 Hz. Kolejną istotną rzeczą jest aby migoczący cel miał kontrastowe kolory, co podnosi sprawność działania interfejsu. Uwagę należy zwrócić na doborze odpowiedni dobór częstotliwości migoczących elementów. Ważne jest aby wartości były liczbami całkowitymi podzielnymi przez 60 (Rys. 6).

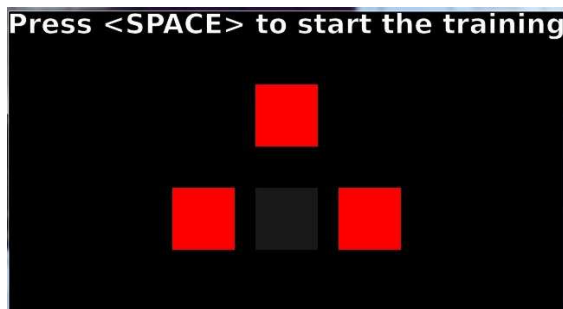


Rys. 6. Schemat przedstawiający prawidłowy dobór częstotliwości dla odświeżania 60 Hz. Opracowanie własne na podstawie [13]

W ustawieniach eksperymentu wybiera się: kolory wyświetlanych elementów, kolor tła, częstotliwość wyświetlania obrazów (iloraz musi być liczbą całkowitą), a także inne dane dotyczące obrazu wyświetlanego na monitorze podczas badań - czas trwania, interwał epoki i tolerancja błędu. Sygnał dzielony jest na epoki o ustalonej wcześniej długości trwania i odstępem pomiędzy nimi dzięki czemu powstaje odpowiedź SSVEP.

#### 4.5 Trening Badanego

Ssvep-bci-2-training-acquisition- na tym etapie program „uczy się” na co badany skupia swoją uwagę. Na ekranie zostaje zaznaczony element, na którym należy skupić uwagę. W ten sposób program przypisuje do odpowiedniego elementu na ekranie daną wartość z zapisu EEG (Rys. 7).



Rys. 7. Okno treningu użytkownika

Cały scenariusz trwa ok. 15 min, a wynikiem jest procentowa wartość z jaka program był w stanie rozpoznać elementy, na których skupiana była uwaga badanego. Wartościami oczekiwanymi są wyniki < 80%.

#### 4.6 Trening CSP

Ssvep-bci-3-CSP-training - scenariusz wykorzystywany jest do uczenia doboru parametrów dla algorytmu CSP (Common Spatial Pattern - CSP). Metoda polega na przyporządkowaniu danych wycinków czasowych z sygnału EEG do poszczególnych elementów, na których badany skupiał swój wzrok. Dzięki temu tworzone są nowe, bardziej wartościowe sygnały po transformacji CSP poprzez zebranie z każdego z kanałów części informacji. Pożądany rezultat osiąga się poprzez dobór odpowiednich wag dla sąsiadujących elektrod.

#### 4.7 Trening klasyfikatora BCI

Ssvep-bci-4-classifierd-training - jest ostatnim etapem przygotowań do przetestowania aplikacji w użytkowaniu przez badanego, a zarazem jej najważniejszym elementem. W tym miejscu klasyfikator interfejsu BCI ma nabyć umiejętność rozpoznania czy użytkownik skupia wzrok na danym elemencie, czy nie. Odbywa się to na podstawie wcześniej otrzymanych amplitud dla każdego z elementów. Poprawnie sklasyfikowanie zachowania osoby badanej jest kluczowe dla powodzenia całego badania. Od poprawności interpretacji przez program docierających sygnałów będzie zależało co się stanie na ekranie komputera - czy odpowiednie elementy zostaną wprowadzone w ruch.

Wyniki nauki klasyfikatora wyświetlane są w oknie programu w postaci informacji, z których można odczytać szanse na powodzenie badania (Tab. 4.1). Jak można zaobserwować wyniki oscylują w granicach wymaganych 80% co pozwala optymistycznie zacząć test. We wszystkich próbach blok trzeci wyraźnie ma mniejszą wartość od pozostałych, ale podczas wykonywania badań nie udało się znaleźć powodu tego stanu rzeczy, dlatego badania kontynuowano na otrzymanych wynikach.

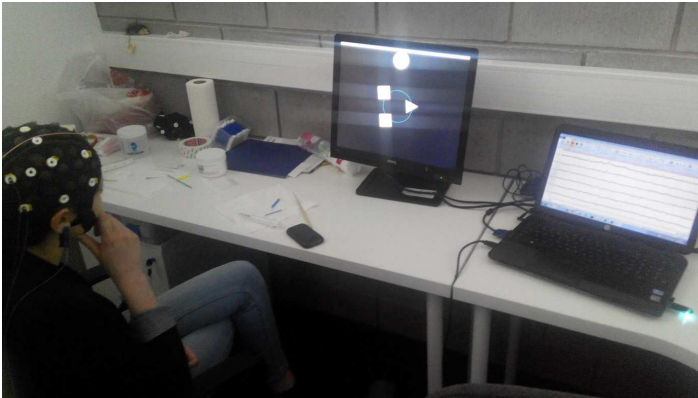
Tabela 1. Wyniki uczenia się klasyfikatora

Migoczący element	Wartość % nauki	Prognoza	Wartość sigma
Próba druga			
Blok pierwszy	80%	Optmistic	6,09083%
Blok drugi	80%	Optmistic	7,44742%
Blok trzeci	62,424%	Optmistic	7,17101%
Próba druga			
Blok pierwszy	78,5981%	Optmistic	6,09083%
Blok drugi	84,9542%	Optmistic	7,43845%
Blok trzeci	69,652%	Optmistic	7,00819%
Próba trzecia			
Blok pierwszy	71,9210%	Optmistic	6,66017%
Blok drugi	84,9201%	Optmistic	7,59601%
Blok trzeci	63,1682%	Optmistic	7,00014%

#### 4.8 Test działania BCI

Ssvpe-bci-5-online-test-shooter - jest to zwięźczenie prac opisanych w poprzednich rozdziałach poprzez przetestowanie interfejsu w praktyce. Wdrożona aplikacja pozwala na obracanie elementów po obwodzie koła (Rys.8). Klasyfikator odróżnia, które polecenie wydaje badany, poprzez skupienie wzroku na jednym z kwadratów bądź trójkącie.

Rola użytkownika BCI polega na skupianiu wzroku na jednym z kwadratów lub trójkącie, a tym samym wywołaniu potencjału SSVEP, który zostanie rozpoznany przez aplikację i sklasyfikowany co wywoła ruch elementów na ekranie. Figury migają z różną częstotliwością dzięki czemu aplikacja potrafi rozpoznać, na którym elemencie jest skupiany wzrok. Koncentrując uwagę na jednym z kwadratów, elementy przedstawione na okręgu obracają się wokół jego środka. Trójkąt jest odpowiedzialny za strzał. Celem jest koło.



Rys. 8. Zdjęcie przedstawiające użycie protokołu SSVEP na potrzeby zbudowanej aplikacji

#### 5. Wnioski

Opisany w artykule test interfejsu mózg - komputer został zrealizowany, chociaż nie udało uzyskać się pełnej sprawności interfejsu. Pomimo wyuczenia się przez klasyfikator cech na poziomie dochodzącym do 80% nie wszystkie elementy działały prawidłowo. Powodów częściowego niepowodzenia może być wiele, a najbardziej prawdopodobnymi mogą być:

- 1) użycie monitora LCD zamiast dedykowanej lampy
- 2) dane ze wzmacniacza przechodziły od wzmacniacza przez kilka współdziałających programów (EEGStudio, Matlab, LabStreaming i OpenVibe) co mogło zniekształcić dane, generować zakłócenia, opóźnienia.
- 3) parametry początkowe zostały źle dobrane do osoby badanej- każda osoba ma indywidualne predyspozycje i unikalne generowanie fal mózgowych.
- 4) klasyfikator nie był w stanie dobrze się nauczyć procedur pochodzących od osoby badanej.
- 5) użyto sześć elektrod, które mogły okazać się niewystarczające. Większa ilość elektrod zebrałaby dane lepszej jakości.

W przeprowadzonych badaniach ważnym elementem wpływającym na przebieg badania był dobór częstotliwości i kolorów migoczących elementów. Wraz ze wzrostem kontrastu poprawiała się praca klasyfikatora.

Przy odpowiednim dobraniu parametrów zadanie można wykonać z pełnym sukcesem, co jest czynnością pracochłonną i wymagającą specjalistycznej wiedzy zarówno z informatyki jak i medycyny.

#### Literatura

- [1] A. Cichocki, S. Amari, Adaptive Blind Signal and Image Processing, ISBN:0470845899, (2002)
- [2] J. Rowan, E. Tolunsky: Podstawy EEG z mini atlasem, Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2004.
- [3] M. Jukiewicz: Praca magisterska pt. Klasyfikacja i analiza sygnału EEG na potrzeby interfejsu mózg-komputer, Wydział Elektryczny, Politechnika Poznańska, Poznań, 2012.
- [4] J. Daly, J. Wolpaw, (2008). Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation. Lancet Neurological, 7, 1032-1043
- [5] E. Donchin, K.M. Spencer, R. Wijesinghe, The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface, IEEE Trans Rehabil Eng, 8 (2000)
- [6] J. Polich, Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b. Clin Neurophysiol, 118 (2007)
- [7] Hyekyoung Lee, A. Cichocki, Seungjin Choi, Kernel nonnegative matrix factorization for spectral EEG feature extraction, Neurocomputing 72 (2009)
- [8] D. Regan, Steady-state evoked potentials. J Opt Soc Am 1977
- [9] R. Rak, M. Kołodziej, Zastosowanie analizy częstotliwościowej sygnału EEG w interfejsach mózg-komputer, Przegląd Elektrotechniczny Nr 5 (2008).
- [10] J. Ding, G. Sperling, R. Srinivasan, Attentional modulation of SSVEP power depends on the network tagged by the flicker frequency, Cereb Cortex. 16 (2006)
- [11] M.M. Jackson, R. Mappus, (2010). Applications for Brain-Computer Interfaces. W: D.S. Tan, A. Nijholt (red.), Brain-Computer Interfaces. Applying our Minds to Human-Computer Interaction (s.89-104). Londyn: Springer
- [12] M. Kołodziej, Przetwarzanie, analiza i klasyfikacja sygnału EEG na użytek interfejsu mózg-komputer, Warszawa, 2011
- [13] SSVEP: Steady-State Visual-Evoked Potentials, posted 2011, <http://openvibe.inria.fr/steady-state-visual-evoked-potentials/> [12.09.2016]