

Brain Computer Interface

Studenckie Koło Naukowe Cybernetyki, Politechnika Warszawska
Zarys działalności w latach 2009 – 2012

prof. dr hab. Antoni GRZANKA (opiekun naukowy)
dr inż. Zbigniew WAWRZY尼亚K (opiekun naukowy/koordynator)
mgr inż. Tomasz Bolesław CEDRO (koordynator/bci/raport)
inż. Janusz FRĄCZEK (koordynator/neurofeedback/eeg)
mgr inż. Krzysztof CHOJNOWSKI (sieci neuronowe) lct. Ryszard GOMÓŁKA (neuroanatomia/medycyna)
inż. Łukasz CZUPRYNIAK (OpenViBE) inż. Adrian BYSZUK (łączość)
Grzegorz LESZEK (sieci neuronowe) Piotr TAKIEL (programowanie/bci2000)
mgr inż. Tomasz KAMIŃSKI (sygnały biologiczne) mgr inż. Agnieszka MAŁKIEWICZ (sygnały biologiczne)

19 stycznia 2012

Streszczenie

Celem projektu Brain Computer Interface prowadzonego przez Studenckie Koło Naukowe Cybernetyki działające przy Zespole Aparatury Biocybernetycznej Instytutu Systemów Elektronicznych na Wydziale Elektroniki i Technik Informacyjnych Politechniki Warszawskiej jest zbudowanie od podstaw modularnego urządzenia klasy interfejs człowiek–maszyna czy też mózg–komputer (ang. Brain Computer Interface), gromadząc przy tym wiedzę o istniejących rozwiązaniach komercyjnych i niekomercyjnych, próbując rozpoznać i zestawić parametry istniejących rozwiązań, a przede wszystkim stworzyć bazę porównawczą stanowiącą punkt odniesienia dla dalszych badań i naszych własnych konstrukcji.

Niniejsze opracowanie stanowi esencję prac badawczych w obszarze BCI prowadzonych od kilku lat z inicjatywy Tomasza Cedro w ramach Studenckiego Koła Naukowego Cybernetyki działającego pod nadzorem prof. nzw. dr hab. Antoniego Grzanki oraz członków Zespołu Aparatury Biocybernetycznej. Wyniki przedstawione w niniejszym opracowaniu obejmują opracowania stworzone przez zespół studentów PW w ramach prac dyplomowych, projektów koła, w tym badań wspartych Grantem Rektorskim w roku 2010.

Dofinansowanie w ramach Grantu Rektorskiego pozwoliło nam głównie na zbudowanie znanego, niedrogiego i otwartego systemu akwizycji OpenEEG (rozdział 2.4), a także porównanie jego parametrów i ograniczeń w odniesieniu do własnej konstrukcji wzmacniacza sygnałów biologicznych (Janusz Frączek, rozdział 3.1), oraz mikroprocesorowego systemu wbudowanego do akwizycji, przetwarzania i transmisji danych (Tomasz Cedro, rozdział 3.10, 3.6, 3.9). Wiele otwartych programów komputerowych, a nawet środowisk programistycznych do pracy z sygnałami biologicznymi, Neurofeedback’iem, czy szerzej BCI pozwoliło nam na praktyczne sprawdzenie możliwości wykorzystania potencjałów bioelektrycznych, w szczególności elektrycznej aktywności mózgu związanej z aktywnością intelektualną, do sterowania urządzeniami czy systemami komputerowymi „siłą myśli”, a nawet zastosowaniami w medycynie (Agnieszka Małkiewicz, Tomasz Kamiński, Ryszard Gomółka).

Stosunkowo proste urządzenia zwykle wykorzystywane do treningu Neurofeedback mogą już zostać wykorzystane do prostych aplikacji BCI, co sprawdzamy tworząc własny moduł użytkownika w postaci prostej gry komputerowej sterowanej falami EEG w systemie BCI2000 (Piotr Tąkiel, 2.2.2). Pokusiliśmy się także o prostą weryfikację wpływu systemu szybkiej nauki języków obcych SITA na aktywność elektryczną mózgu (rozdział 2.3), oraz próbę stworzenia sztucznej sieci neuronowej będącej w stanie rozpoznawać określone bodźce na podstawie przebiegu sygnału EEG odczytywanego na żywo z pacjenta (Krzysztof Chojnowski, Grzegorz Leszek, rozdział 3.4).

Dostęp do bardziej zaawansowanych urządzeń pomiarowych da nam możliwość dalszego rozwoju, propagowania tematyki wśród studentów PW, a co najważniejsze punkt odniesienia dla własnych konstrukcji. Frekwencja oraz żywe zainteresowanie uczestników Festiwalu Nauki, Pikniku Kół Naukowych PW, oraz wielu konferencji naukowych na których prezentujemy swoje prace wskazują na bardzo duże zainteresowanie tematyką BCI zarówno od strony naukowej jak i użytkowej.

Ze względu na interdyscyplinarny charakter badań oraz obszerność materiału, dokument podzielony został na trzy główne części – teorię, oprogramowanie i sprzęt elektroniczny – z których każda zawiera pewną porcję informacji z danej dziedziny pozwalając na zapoznanie się od podstaw z tematyką BCI i wyrobienie sobie poglądu na tego typu rozwiązanie jako funkcjonalną całość. Opisy są zwarte ale wzbogacone znaczną ilością referencji i odsyłaczy do źródeł informacji. Duża część prac ma swoją dedykowaną dokumentację w postaci stron internetowych lub osobnych dokumentów.

Oczywiście nie sposób jest w tak krótkim dokumencie zmieścić wszelkie niezbędne informacje, zależy nam jednak na tym aby przedstawić wyniki choć części naszych dotychczasowych prac i starań o stworzenie tego typu systemu od podstaw.

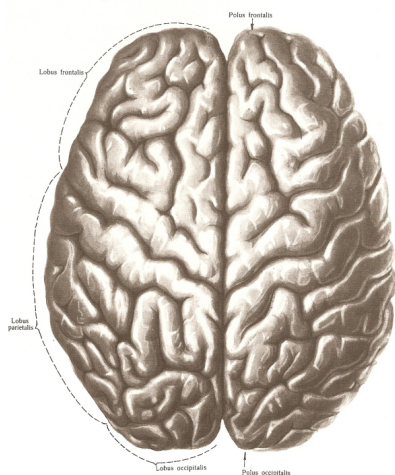
1 Teoria

1.1 Podstawy anatomii i fizjologii ośrodkowego układu nerwowego człowieka (Ryszard Gomółka).

Najważniejszym elementem opracowania jest charakterystyka fal mózgowych, jednak na początek chciałbym zacząć od wstępu w postaci budowy powierzchni mózgu – tego co nas najbardziej interesuje.

1.1.1 Budowa zewnętrzna mózgu

Ciało mózgu (*cerebri*) składa się z dwóch prawie symetrycznych półkul (hemispheria cerebri) oddzielonych wzajemnie szczeliną podłużną (*fissura longitudinalis*). Łącznie obie półkule posiadają eliptyczny kształt, w którym wyróżniamy trzy bieguny: biegun czołowy (*polus frontalis*), biegun potyliczny (*polus occipitalis*), biegun skroniowy (*polus temporalis*).



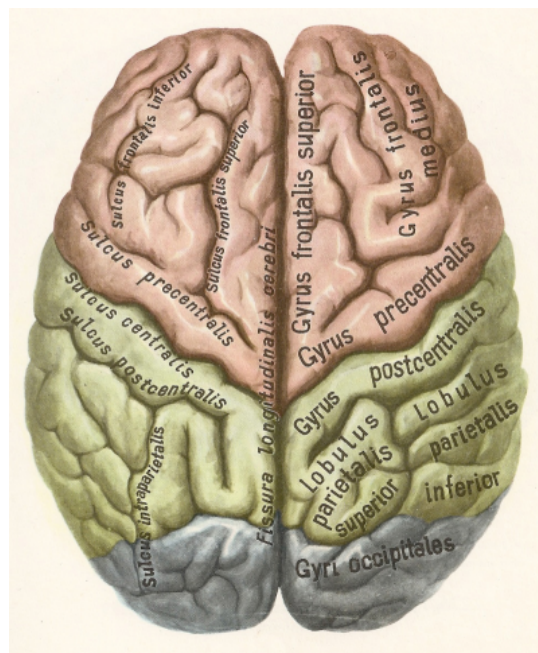
Rysunek 1: Półkule mózgowe. Widok z góry [2].

Półkule pokryte są bruzdami (*sulci cerebri*) ograniczającymi części w postaci zakrętów mózgu (*gyri*). Położenie bruzd i zakrętów wydaje się być dosyć chaotyczne i oparte na wzajemnym dopasowaniu, jednak badania wykazały, że zjawisko to dotyczy jedynie niewielkich bruzd. Niektóre bruzdy mają swoje stałe i niezmiennie położenie – nazwano je bruzdami pierwotnymi lub inaczej głównymi, które rozwijają się już w życiu płodowym. Zmienności osobniczej podlegają jedynie bruzdy drugo i trzeciorzędowe. Najgłębszą bruzdą jest bruzda boczna (*sulcus lateralis*) oddzielająca wyspę (*insula*) półkuli mózgu (bardziej kojarzona ze skroniami) od górnej części mózgowia. Kolejną pod względem wielkości jest bruzda środkowa (*sulcus centralis*), a następną bruzda ciemieniowo-potyliczna (*sulcus parietooccipitalis*) Rysunek 1, 2, 3.

Wyżej wymienione bruzdy dzielą obszar kory mózgowej na cztery płaty:

- Czołowy (*lobus frontalis*)
- Skroniowy (*lobus temporalis*)
- Ciemieniowy (*lobus parietalis*)
- Potyliczny (*lobus occipitalis*)

Każdy płat okryty jest z zewnątrz łuską kości wchodzącej w budowę czaszki o tej samej nazwie co płat okryty.



Rysunek 2: Schemat podziału półkul mózgowych na płaty. Widok z góry [2].

1.1.2 Kora mózgowa

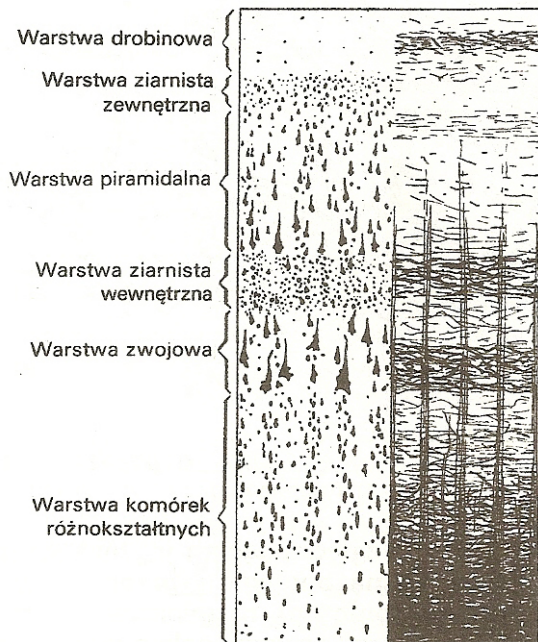
Powierzchnia półkul mózgowych jest pokryta paromilimetryczną warstwą komórek istoty szarej o charakterystycznym ułożeniu. Największa część kory nie jest widoczna na zewnątrz, lecz ukryta jest w brzdach mózgu, które istotnie zwiększają powierzchnię czynną narządu.

Właściwą dla kory mózgowej jest budowa warstwowa, w której największa część, bo prawie 95% zawarta jest w 6 warstwach opisanych na rys.4.

1. Warstwa drobinowa, brzeźna. Zawiera względnie niewiele komórek nerwowych. Obecne są tu wyraźnie aksony oraz dendryty neuronów warstw głębszych.



Rysunek 3: Podział mózgu na płaty. Widok od boku [2].



Rysunek 4: Budowa kory mózgowej. Z lewej układ komórek nerwowych, z prawej włókien nerwowych [1].

2. Warstwa ziarnista zewnętrzna. Tu panują komórki piramidalne i ziarniste (podział czysto morfologiczny), których neuryty nie wnikają do istoty białej.
3. W warstwie piramidalnej luźno rozmieszczone są komórki piramidalne, których wielkość zwiększa się w kierunku warstwy 4.
4. warstwa ziarnista wewnętrzna – małe komórki

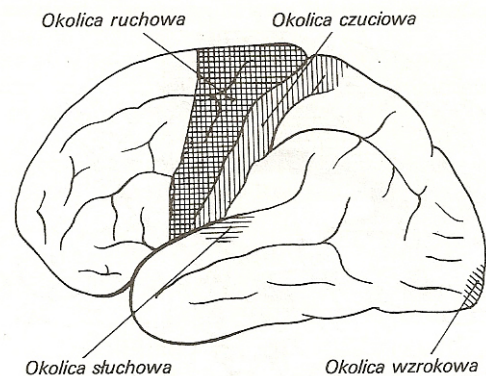
ziarniste

5. Warstwa zwojowa – tu pojawiają się komórki piramidalne olbrzymie (kom. Betza)
6. Warstwa komórek różnokształtnych.

Istotną kwestią jest fakt, iż komórki w korze mózgowej zawsze biegną w pęczkach pionowo, zaś czynność kory mózgowej nie jest nigdy chaotyczna. Potencjał czynnościowy jednego neuronu zostaje szybko rozprzestrzeniony na całą błonę i pęczek, dzięki czemu sygnał jest przenoszony szybko (wraz ze wzrostem grubości neuronów czy pęczka szybkość sygnału wzrasta). Zjawisko takie jest możliwe dzięki istnieniu i ścisłej współpracy gleju z komórkami nerwowymi. Procesy myślenia i poznawcze rozchodzą się w korze mózgowej powyżej 4 warstwy. Pochodzenie ich jest jednak z warstw poniżej 4 (obwodowy układ nerwowy, układ limbiczny)

1.1.3 Pola kory

Istnieje wiele podziałów kory mózgowej uwzględniających budowę morfologiczną komórek, funkcje, czynności. Najpopularniejszym jest podział Brodmanna (czysto architektoniczny), który przyjął że kora dzieli się na 52 regiony.



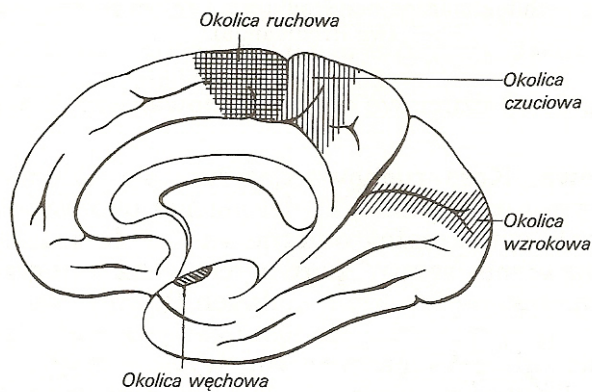
Rysunek 5: Umieszczenie okolic w korze mózgu. Widok powierzchni górno-bocznej [1].

Ścisłą lokalizację wykazują regiony kory, w których zapoczątkowane są włókna ruchowe (kora ruchowa), a także do których dochodzą drogi czuciowe (kora węchowa, słuchowa, czuciowa i wzrokowa). Ponieważ nie ma sensu byśmy wchodzili w szczegółową budowę każdego z wyodrębnionych regionów korowych pozwolę sobie przyjąć bardzo uogólniony podział, który nie jest do końca prawidłowy, acz prosty:

- Płat czołowy – kora ruchowa
- Płat ciemieniowy – kora czuciowa

- Płat skroniowy – kora słuchowa
- Płat potyliczny – kora wzrokowa

Co dotyczy kory węchowej – jest ona skupiona tak naprawdę pod bryłą płata czołowego w postaci dwóch symetrycznych opuszek węchowych (bulbus olfactorius) oraz pola na wewnętrznej części wysp. Jest to związane z dosyć nowym zjawiskiem filogenetycznym jakim jest powstawanie kory mózgu w wyższych kręgowców. U niższych kręgowców czynność kory jest związana stricte z odbieraniem bodźców węchowych. Jak widać na przykładzie człowieka u ssaków nastąpił istotny przerost innych rejonów korowych nad korą węchową.



Rysunek 6: Umiejscowienie okolic w korze mózgu. Widok powierzchni przyśrodkowej [1].

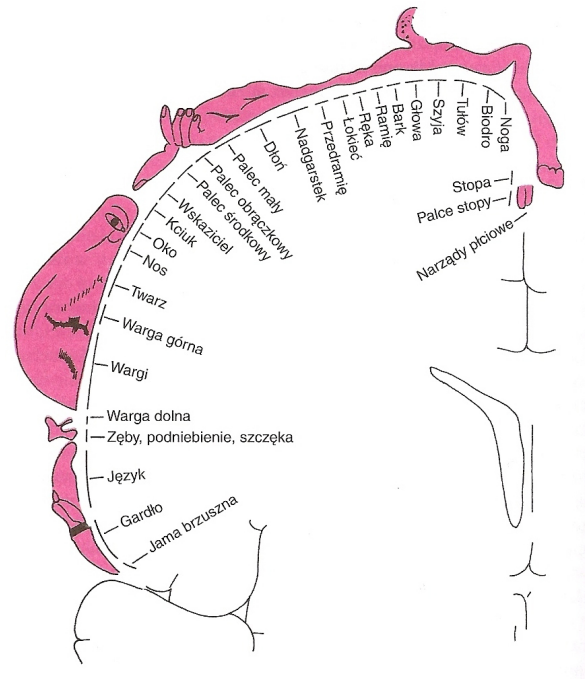
Bardziej konkretny podział, który docelowo powinien nas interesować w badaniach, przedstawiono w rycinach poniżej (Rysunek 5, 6, 7). Uwidaczniają one faktyczne rejony ścisłego występowania okolic wymienionych wyżej. Warto nadmienić, że w przypadku kory ruchowej i czuciowej okolice ciała są reprezentowane podobnie (od dołu głowa, szyja, kończyna górna, tułów, kończyna dolna). Oczywiście pojedyncza półkula unerwia przeciwną stronę ciała.

Notka: Treść zawarta w opracowaniu przeznaczona jest wyłącznie dla studentów WEiT/PW uczestniczących w projekcie Neurofeedback. Ma ona za zadanie ujednoczyć wiedzę posiadaną przez członków i nie jest przeznaczona do rozpowszechniania, ani w celach komercyjnych.

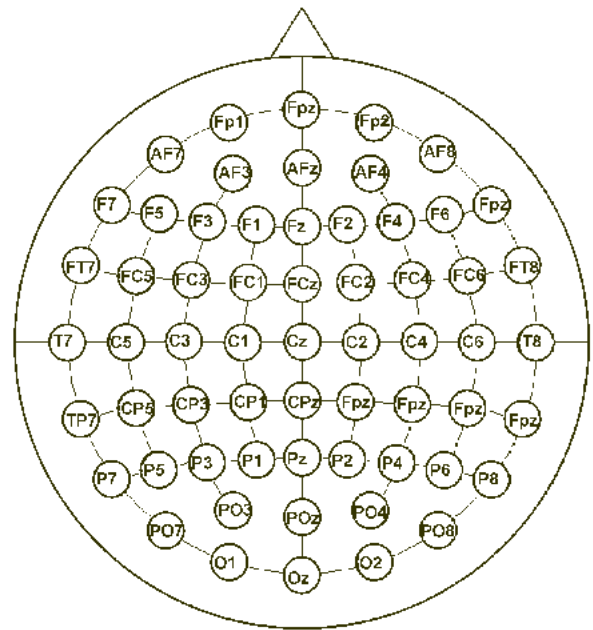
1.2 Zasady aplikacji elektrod i cechy sygnału EEG (Ryszard Gomółka)

1.2.1 System 10–20

W każdym układzie aplikacji elektrod EEG najważniejszą czynnością jest wyznaczenie wierzchołka głowy

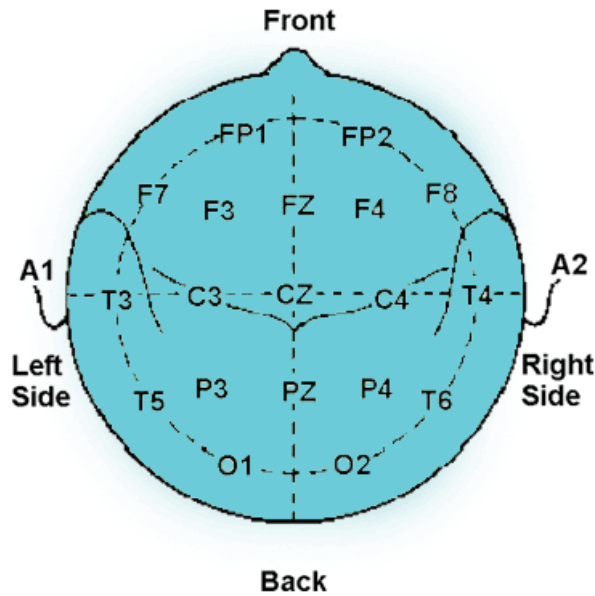


Rysunek 7: Podział pól w korze ruchowej. Przekrój w płaszczyźnie czołowej [3].



Rysunek 8: Ułożenie elektrod w systemie 10-20. Widok z góry.

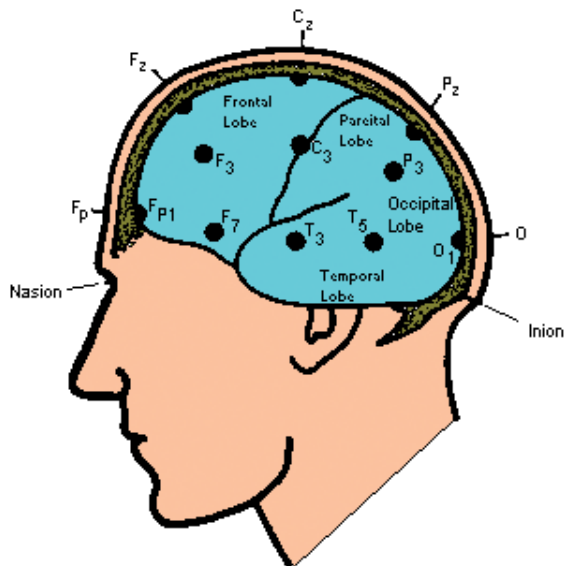
w postaci przecięcia wymiaru strzałkowego (od nasady nosa-„nasion”- po guz potyliczny zewnętrzny-„inion”) i połowy wymiaru wieńcowego (od 1 skrawka ucha do drugiego). Punkt ten to „vertex” (czubek) i w tym miejscu ustawiamy elektrodę „Cz”.



Rysunek 9: Ułożenie elektrod w międzynarodowym systemie 10-20. Widok z góry[4].

Wymiar poziomy określają:

- punkty w 10% odległości wymiaru strzałkowego powyżej nasion i inion
- 10% powyżej skrawków uszy (wymiar wieńcowy)



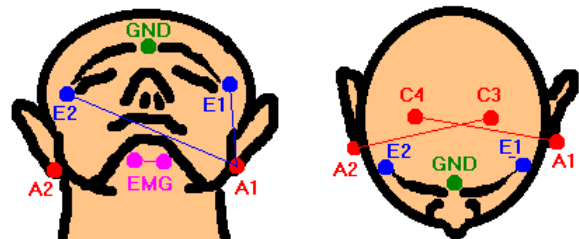
Rysunek 10: Ułożenie elektrod w systemie 10-20. Widok z boku[4].

Elektrody oznaczone liczbami nieparzystymi znajdują się po lewej stronie głowy, parzyste po prawej. Przesuwając się po linii strzałkowej w odległości 20%

od Cz umieszczamy czołowo elektrodę Fz (frontalis) i ciemieniowo Pz (parietalis) Rysunek 8, ..., 11. Nazwy elektrod pochodzą od rejonów w jakich są podpięte:

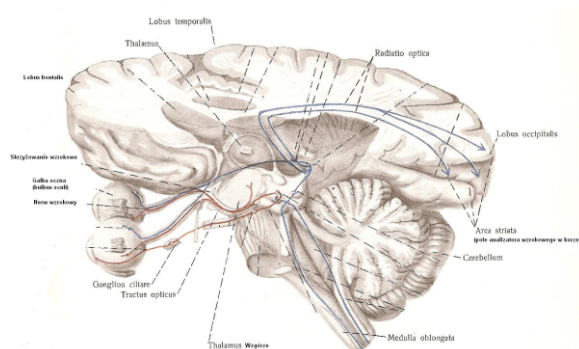
- P – parietalis (ciemień)
- T – temporalis (skronie)
- O – occipitalis (potylicca)
- F – frontalis (czoło)

Główną wadą jest to, że wszystkie odprowadzenia powinno się uziemiać do płątka ucha w celu otrzymaniu najlepszego sygnału. System 10-20 także nie jest jedyny. Poza tym elektrody F7 i F8 są za wysoko żeby odczytywać sygnały przedniej osi- powinno stosować się T1 i T2 umieszczone w 1/3 odległości między otworem słuchowym zewnętrznym i kątem oka.



Rysunek 11: Ułożenie elektrod referencyjnych (A), uziemiającej (GND) i ocznych (E).

Ponieważ początkowo projekt będzie opierać się głównie na potencjałach wywołanych zbieranych w okolicy potylicznej, zamieszczam poniższą rycinę, gdyż w dobry sposób obrazuje ona schemat przechodzenia włókien nerwowych od nerwu wzrokowego aż po sam ośrodek wzrokowy w korze[12].



Rysunek 12: Schemat przebiegu włókien nerwu wzrokowego do okolicy kory wzrokowej. Przekrój strzałkowy.

1.2.2 Podstawowe grafoelementy zapisu EEG u osoby dorosłej

U osoby dorosłej rytmem podstawowym jest rytm alfa. Odkryty został przez Bergera w 1929 roku. Charakteryzuje się on częstotliwością 8-13 Hz. Ujawnia się po zamknięciu oczu, zanika po otwarciu. Jego źródło znajduje się w płacie potylicznym (tam też ma największą amplitudę), zatem uważa się, że jest to rytm tylny podstawowy.

Czynność rytmu alfa zazwyczaj jest symetryczna, jednak największą amplitudę osiąga nad półkulą nie-dominującą. Do przyjęcia jest stosunek 2:1. U śpiącego (prócz odpowiedniej fazy snu) rytm alfa może pojawiać się podczas hiperwentylacji, a w czasie senności może pojawić się przy otwartych oczach. Rytm powinien być obecny w obu półkulach. Może szerzyć się mniej lub bardziej symetrycznie ku przodowi, lecz nie jest to zjawisko patologiczne. Podczas śpiączki alfa przeważa w czole i stanowi złą prognozę dla chorego. 5% populacji nie posiada rytmu alfa podczas spoczynku.

Rytm beta – za podstawowy rytm beta uznaje się czynność powyżej 14 Hz. Posiada on charakter rytmiczny i stanowi tło zapisu u 95% populacji. Amplituda fal waha się znacznie, jednak niezależnie od znanych leków. Maksymalną amplitudę osiąga w rejonach czołowo-centralnych. Nie reaguje na otwarcie oczu. Asymetria półkulowa wskazuje na stan chorobowy.

Theta charakteryzuje 4..7 Hz. U zdrowego człowieka są obecne, lecz nie dominujące i powinny stanowić co najwyżej 5% zapisu. Zwykle występują w stanie czuwania, jednakże mogą być nieobecne. Wyraźne natomiast w linii środkowej i skroniowej. Częstość występowania zwiększa się w czasie senności. U dzieci rytm ten jest rozszany i uogólniony, jednak należy to do charakterystyki fizjologicznej mózgu dziecka.

Delta poniżej 4 Hz. Są to bardzo wolne, wysokonapięciowe potencjały. Nie występują w czasie czuwania, jednak są integralną częścią zapisu w śnie. Ich obecność w czasie czuwania zawsze oznacza dysfunkcję mózgu, lub powstanie zmiany ogniskowej widocznej w diagnostyce obrazowej. Rytmu delta stanowią jednak integralną część zapisu EEG osoby dorosłej. U osób starszych występują często w skroniach, gdzie indziej rzadko.

Rytm mu – zwany rytmem bramkowym z odprowadzeń centralnych, znad kory ruchowej o częstości 7..11 Hz (subharmoniczna beta). Może być jedno lub dwustronny, synchroniczny lub asynchroniczny. Może występować w senności, także z otwartymi oczami.

Lambda – elektrododatknie przejściowe impulsy z potylicy. Ostro zarysowane, zazwyczaj symetryczne. Zaobserwowane podczas oglądania przez pacjenta interesujących obiektów, obrazów. Są to wzrokowe potencjały wywołane i należą do fizjologii.

1.2.3 Cechy charakterystyczne EEG u dzieci

Duża zmienność (większa niż u dorosłych) – dotyczy tak rytmów tła, jak i fal wolnych.

- Wraz z dojrzewaniem obserwuje się stały wzrost częstotliwości dominującego rytmu tylnego.
- Alfa nieobecny po urodzeniu- pojawia się w 2-3 miesiącu życia
- Początkowo dominująca rytmiczna delta, wkrótce rozwija się polirytmiczną deltę + thetę
- Stopniowy wzrost średniej częstotliwości wraz z dorastaniem (w 1 roku przeważa delta, pojawia się theta).
- W wieku 3 lat stwierdza się dobrze zorganizowaną i rytmiczną thetę, pojawia się silnie alfa, zaś delta staje się mniej widoczna
- W wieku 6 lat dominuje zazwyczaj dobrze zorganizowany rytm alfa
- 7,8 lat – zwiększa się średnia częstotliwość alfy osiągając 10 Hz
- podczas dojrzewania cechą prawidłową jest występowanie fal theta.

1.2.4 Artefakty zapisu EEG

Główne artefakty występują ze złego przygotowania i przymocowania elektrod, ruchów pacjenta, odruchów mimowolnych, czynności fizjologicznych organizmu. Najważniejszymi są jednak:

- trzaskanie – nieuszczelnienie między elektrodą, a powierzchnią skóry. Wiąże się ze wzrostem impedancji elektrody.
- artefakty mięśniowe – najczęstsze w okolicy czołowej i skroniowej (żwacze, ruchy języka). Dobrze eliminuje go lekkie otwarcie ust.
- Pocenie się – objawia się jako wolne falujące potencjały kilkusekundowe. Odzwierciedla zwarcie prądów między dwiema elektrodami poprzez powstanie mostka solnego z potu
- Artefakty EKG – możliwe do wyeliminowania poprzez oddzielną rejestrację w 1 kanale i odjęcie sygnału.
- artefakty z tętna – np. elektroda znajduje się blisko tętnicy skroniowej powierzchownej (ogólnie staramy się omijać większe naczynia).
- ruch gałek ocznych – płynny ruch widoczny głównie w odprowadzeniach czołowych i skroniowych.

- nieprawidłowe przygotowanie do badania – zależy od rodzaju badania i zaleceń lekarza.

Z pewnością należy unikać hipoglikemii, która objawia się ogólnym spowolnieniem czynności elektrycznej mózgu. Osoba badana nie powinna być głodna.

1.3 Elektrody pomiarowe EEG (Tomasz Cedro)



Rysunek 13: Elektrody grzybkowe mocowane czepkiem silikonowym.

W badaniach przez nas prowadzonych zastosowane zostały dwa typy elektrod wykonanych ze srebra i chlorku-srebra wyprodukowane przez polską firmę Elmiko z Warszawy:

- miseczkowe – wymagają użycia pasty 1020 zmniejszającej oporność naskórka, co wymusza konieczność zabrudzenia głowy pacjenta, ale pozwala na dosyć długie wykonywanie pomiarów nawet bez użycia czepka mocującego, ponieważ pasta jest dosyć sztywna, lepka i wolnoschnąca. Tego typu elektrody są powszechnie stosowane w treningu Neurofeedback ze względu na prostą aplikację.
- grzybkowe – wymagają uprzedniego namoczenia w soli fizjologicznej lub stosowania specjalnego żelu przewodzącego. Są mocowane do czepka silikonowego, a więc nie mogą być umieszczone samodzielnie na głowie pacjenta, są za to bardziej mobilne od miseczkowych.

Elektrody utrzymuje na określonej pozycji czepka zbudowany z wzajemnie krzyżujących się rurek silikonowych pod którymi umieszcza się elektrody. Występują również „czepki automatyczne” wykonane z solidnego materiału z wbudowanymi elektrodami – mają one jednak dosyć wysoką cenę i służą do pomiarów wielokanałowych aktywności elektrycznej różnych obszarów mózgu. Elektrody są wielokrotnego użytku, wystarczy je wypłukać ciepłą wodą i wysuszyć. Istnieje również



Rysunek 14: Elektroda miseczkowa.

możliwość regeneracji zużytych elektrod u producenta za niewielką opłatą.



Rysunek 15: Silikonowy czepek mocujący elektrody podczas badań.

Obydwa typy elektrod sprawdziły się bardzo dobrze w pomiarach, których dokonywaliśmy. Użyliśmy pięciu elektrod – po dwie na jeden kanał różnicowy i jedna na elektrodę DRL (potencjał odniesienia). Choć elektrody grzybkowe wymagają czepka, to można je stosować nawet po delikatnym zwilżeniu, natomiast elektrody miseczkowe obowiązkowo wymagają zastosowania niedrogiej pasty 1020, są więc w pewnym stopniu od niej zależne. Dodatkowo, elektrody miseczkowe na stałe związane są z przewodem i wtykiem pomiarowym, co może utrudniać zmianę ich położenia na powierzchni głowy, a więc pośrednio kanału pomiarowego. Elektrody grzybkowe podłączone są osobnym przewodem zakończonym zaciskiem krokodylkowym, dzięki czemu można łatwo zmienić podłączenie przewodu sygnałowego a nawet samej elektrody. Niestety w obydwu przypadkach elektrody podłączone były przewodem nieekranowanym, co znacznie utrudniało pomiar wprowadzając znacznej amplitudy zakłócenia z sieci energetycznej po podłączeniu przewodów do urządzenia pomiarowego.

2 Istniejące Rozwiązania

2.1 Komercyjne systemy BCI (Tomasz Cedro)

W niniejszym rozdziale przedstawię jedynie kilka rozwiązań komercyjnych, które stanowią wzór dla naszych badań, są również dowodem na realne osiągnięcia i sukcesy dziedziny Brain Computer Interface w ostatnich latach.

Rozwiązania tego typu zwykle nierozdzielnie wiążą zamknięte oprogramowanie z zamkniętym sprzętem danego producenta, zwłaszcza jeśli reklamowane są pod hasłem BCI. Systemy Neurofeedback natomiast wykorzystywane są już od dawna i jest ich zbyt wiele aby wymienić je w tym opracowaniu. Dlatego skoncentruję się jedynie na najbardziej istotnych rozwiązaniach.

2.1.1 gTec.at



Najbardziej znany system przeznaczony do doświadczeń w szerokopojętym spektrum sygnałów biologicznych, w tym BCI, oferuje austriacka firma gTec [46]. W ofercie firmy znajduje się szereg programów komputerowych wspomagających analizę, przetwarzanie i wizualizację elektrycznej aktywności mózgu, oraz wysokiej klasy zestaw akcesoriów i urządzeń pomiarowych współpracujących z programami – zarówno precyzyjnych stacjonarnych jak i prostszych mobilnych, które pacjent czy badana osoba może nosić przy sobie w trakcie doświadczenia. Urządzenia zapewniają możliwość pomiarów nieinwazyjnych, ale znaczny wzrost liczby dostępnych produktów własnej konstrukcji, a ostatnio nawet rozwiązań inwazyjnych (do doświadczeń na zwierzętach), świadczy o bardzo dynamicznym rozwoju firmy (i dziedziny) w stosunkowo krótkim czasie.

Pomimo bardzo wysokich cen, rozwiązania oferowane przez firmę gTec są chętnie używane przez grupy badawcze na całym świecie (również europejskie) ze względu na wysoką jakość, która nie tylko przejawia się wysokimi parametrami i dobrym wykonaniem, ale też szerokim spektrum oferowanych możliwości zapewniając gotową infrastrukturę badawczą zespołom koncentrującym się na różnych aspektach, niekoniecznie związanych z techniką czy medycyną, na przykład modelowaniu procesów czy analizie matematycznej. Aparatura tego typu stanowi przede wszystkim wspólny,

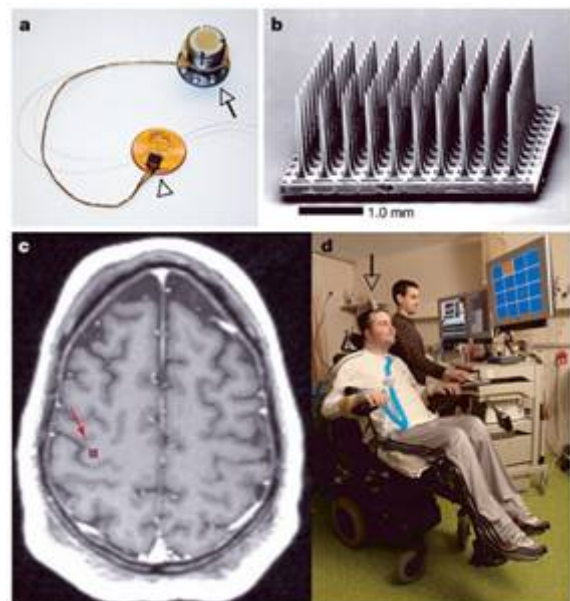


Rysunek 16: Sztandarowy produkt gUSBamp stanowi modułowe rozwiązanie w badaniu sygnałów biologicznych firmy gTec.at.

choć zamknięty, standard wśród zespołów badawczych, ponieważ wszyscy używają tych samych urządzeń i programów, które mogą być dodatkowo rozbudowane o własne moduły.

Posiadając tego typu aparaturę badawczą studenci mieliby świetny punkt odniesienia zarówno dla własnych konstrukcji urządzeń pomiarowych czy oprogramowania, ale także bezpośredni kontakt z tym co stanowi końcowy efekt prac badawczych, a więc świetny i pożądaný produkt, który w dodatku pomaga rozwijać dziedzinę.

2.1.2 BrainGate



Rysunek 17: Firma BrainGate jako jedna z pierwszych na świecie oferuje inwazyjne BCI/Neural Interface.

Firma BrainGate [49] to amerykański gigant rosnący w siłę, posiadający na swoim koncie działający interfejs inwazyjny BCI/Neural Interface wykorzystywany przez sparaliżowanych ludzi do sterowania kursorem na ekranie komputera wyłącznie za pomocą aktywności

kory mózgowej odczytywanej bezpośrednio przez matrycę mikroelektrod.

Firma stale wykupuje patenty w dziedzinie biocybernetyki i posiada już rozwiązania implantów, systemów sterowania i adaptacji, automatyki i robotyki. Jest to jedna z pierwszych firm komercyjnych nastawionych na sprzedaż tego typu rozwiązań, głównie osobom niepełnosprawnym, po wypadkach lub z innymi dysfunkcjami.

Należy uważnie przyglądać się tym rozwiązaniom, ponieważ zahaczając mocno o science-fiction są już faktycznie używane w praktyce. Ich koszty jednak nie są znane.

2.1.3 NeuroSky i Emotiv

NeuroSky [47] i Emotiv [48] to dwie (konkurencyjne) firmy tworzące wzorcowe produkty dla użytkownika domowego, wykorzystując marketingowo kulturę masową, kreując proste technicznie produkty na zaawansowane na systemy BCI, które jednak budzą wiele zastrzeżeń wśród specjalistów chociażby w dziedzinie Neurofeedback [50], mogą jednak stanowić pierwszy krok w kierunku zgłębiania tematu BCI dla osób nie-technicznych.



Rysunek 18: Urządzenie NeuroSky MindSet – system neurofeedback wbudowany w bezprzewodowe słuchawki stereo.

Wątpliwości co do poprawności pracy tego typu produktów, spowodowane bezpośrednio zastosowaniem suchych elektrod, w zbyt małej liczbie i mało oczywistym z punktu widzenia anatomii rozmieszczeniu na czole, mogą wskazywać na większy udział potencjałów pochodzenia mięśniowego niż neuronów kory mózgowej. Urządzenia jednak sprawiają wrażenie działających produktów, które w dodatku spełniają warunki dobrego gadżetu, a więc głównie połączenia bezprzewodowego, oraz sporej liczby aplikacji współpracujących z innym gadżetami w stylu Apple iPhone.

Jeśli wziąć pod uwagę, że są to pierwsze linie produktów na rynku, można uznać, że firmy odniosły sukces i stworzyły rozpoznawalne urządzenia do zabawy, jednak z technicznego punktu widzenia nie należy się po



Rysunek 19: Urządzenie NeuroSky XWave – rzekomo bezprzewodowy system do sterowania siłą myśli.

nich zbyt wiele spodziewać, a kosztują na tyle mało, że „można zaryzykować” chybioną inwestycję.

Ciekawostką jest jednak deklaracja firmy NeuroSky wsparcia dla znanych uniwersytetów (MIT, Stanford, ...) i grup badawczych w kwestii komercjalizacji projektów i własności intelektualnej (IP) przy współpracy z gigantami (Toshiba, Mattell, ...) – w tej kwestii firma ma już kilka sukcesów. Firma Emotiv z kolei nie popiera ingerencji w swoje rozwiązania blokując na przykład stworzenie otwartej biblioteki do współpracy z ich urządzeniem [51].

emotiv
you think, therefore, you can



Rysunek 20: Urządzenie Emotiv EPOC – kolejne popularne urządzenie do sterowania siłą myśli.

2.1.4 NeuroSky Mindwave w praktyce (Janusz Frączek)

Wstęp

Mindwave firmy NeuroSky jest jednym z najnowszych i najpopularniejszych z dostępnych obecnie na rynku interfejsów mózg-komputer (BCI - Brain Computer Interface). Jego dużą zaletą jest prostota wykonania i stosunkowo niska cena (100\$), która czyni go dostępnym dla większości osób zainteresowanych treningiem neurofeedback. Mała masa, kompaktowe wymiary, brak konieczności stosowania żeluz przewodzącego oraz bezprzewodowa komunikacja z komputerem PC - dodatkowo ułatwiają pracę z urządzeniem.



Rysunek 21: Konstrukcja mechaniczna interfejsu MindWave.

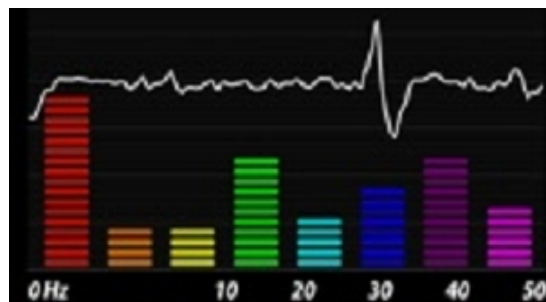
Zasada działania

System Mindwave składa się ze słuchawek, odbiornika oraz oprogramowania na komputer PC. Całość tworzy kompletny system do prowadzenia treningu neurofeedback zarówno nastawionego na zwiększenie umiejętności koncentracji, jak i poprawy efektywnego wchodzenia w stan relaksu.

Zadaniem słuchawek jest odbiór sygnału elektroencefalograficznego (fal mózgowych, EEG) i po zamianie na postać cyfrową - transmisja do komputera PC. Na wejście wzmacniacza podany jest sygnał między elektrodą czołową (umieszczoną nad lewym okiem, co odpowiada punktowi Fp1 - według nomenklatury międzynarodowego systemu "10-20"), a uszną (lewy płatek uszny - A1), po czym zostaje wzmocniony kilka tysięcy razy. We wzmacniaczu następuje odcinka składowej stałej i sprzętowa filtracja pasmowoprzepustowa od 3[Hz] do 100[Hz]. Dodatkowy filtr pasmowozapornowy typu notch tłumi składową 50[Hz], indukującą się z sieci elektrycznej. Co ciekawe, dla wersji sprzedawanej w USA użyto filtru odcinającego składową 60[Hz], więc aby urządzenie działało poprawnie, należy kupić model przeznaczony do użytku w regionie stosującym daną częstotliwość napięcia sieciowego. Po filtracji i wzmocnieniu, sygnał zostaje spróbkowany częstotliwością 512[Hz] przetwornikiem analogowo-cyfrowym o 12-bitowej rozdzielczości. Na końcu próbki są wysyłane przez interfejs bezprzewodowy 2.4[GHz]. Zasilanie zapewnia pojedyncza bateria typu AAA.

Odbiornik wielkości palca, podłączany do portu USB odbiera przesłane przez słuchawki próbki, a zasięg efektywnej transmisji producent szacuje na odległość 10[m]. Gdy odbiornik z nadajnikiem zostaną pomyślnie sparowane, kolor wskaźnika diodowego wbudowanej w każde z urządzeń zmienia się z czerwonego na niebieski.

Oprogramowanie na komputer składa się z wielu różnych aplikacji - począwszy od programów prezentujących przebiegi czasowe i widmo częstotliwościowe, a skończywszy na różnorodnych grach, w których postęp



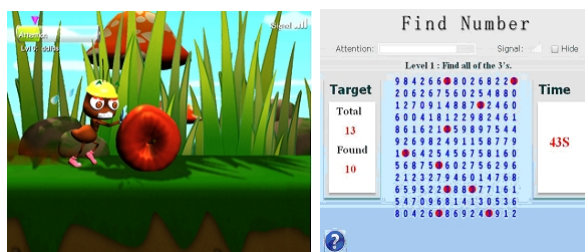
Rysunek 22: Aplikacja wyświetlająca przebieg czasowy i widmo odbieranego sygnału.

jest uzależniony od postępów użytkownika w kontroli aktywności bioelektrycznej własnego mózgu.

Dołączone oprogramowanie

Aplikacje współpracujące z systemem można podzielić na 3 podstawowe grupy:

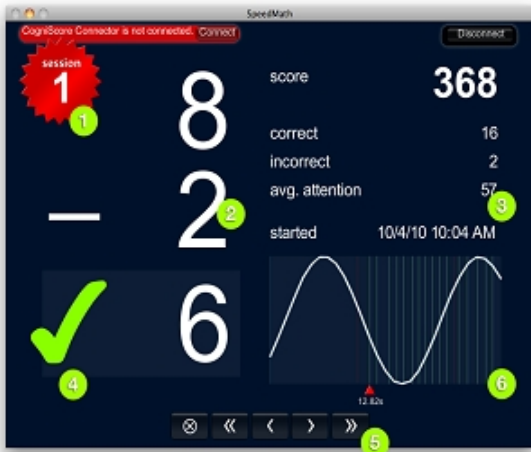
- gry do ćwiczenia koncentracji i relaksu - "Jack's Adventure" i "Mindty Ant" to przykłady najbardziej typowego biofeedback'u. Użytkownik stara się maksymalnie skoncentrować na uruchomieniu statku kosmicznego lub przetoczeniu przedmiotu i gdy wzrośnie jego poziom koncentracji do zadanej przez aplikację progę - fabuła gry rozwija się dalej: statek kosmiczny dolatuje do kolejnej planety, a mrówka przetacza znaleziony przedmiot do swojej kryjówki.



Rysunek 23: Zrzut ekranu aplikacji służącej do ćwiczenia koncentracji i relaksu.

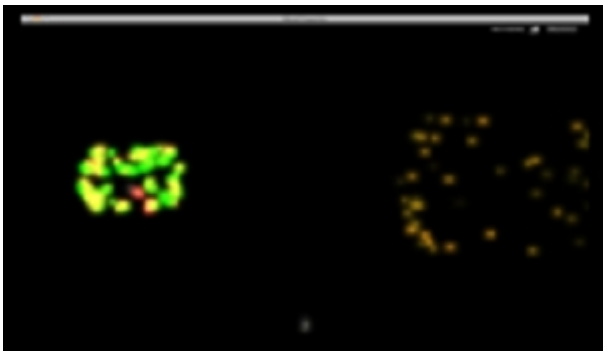
- gry monitorujące EEG przy okazji – „Find Number” i „Speed Math” zlecają użytkownikowi znajdowanie wyznaczonych cyfr oraz rozwiązywanie prostych zadań matematycznych. Przy okazji wykonywania danego zadania, urządzenie mierzy poziom koncentracji, relaksu, zmęczenia i innych parametrów mentalnych, który oblicza na podstawie odebranego sygnału EEG. Po wykonaniu danego zadania, następuje prezentacja przebiegu funkcji bioelektrycznych mózgu wraz ze wskazaniem określonego parametru, któremu użytkownik po-

winien następnym razem poświęcić więcej uwagi - na przykład bardziej się zrelaksować.



Rysunek 24: Zrzut ekranu aplikacji służącej do obserwacji aktywności mózgu podczas wysiłku intelektualnego.

- gry wykorzystujące mruganie oczami - "Man Up" i "Blink Zone" wprowadzają rejestrację dodatkowego zdarzenia, jakim jest mruganie oczami przez użytkownika. Poza klasycznym biofeedbackiem - kiedy to przy zwiększającej się koncentracji postać na ekranie skacze coraz wyżej, albo fajerwerki wystrzeliwiają na większe wysokości, za pomocą zmrużenia powiek można zmienić kolor planszy i zdetonować sztuczne ognie. Daje to dodatkowy stopień swobody w sterowaniu aplikacją, bez użycia rąk.



Rysunek 25: Zrzut ekranu aplikacji wykorzystujących mruganie oczami do sterowania grą.

- program prezentujący poszczególne składowe sygnały - dzięki programowi "Visualiser 2.0" użytkownik ma możliwość zobaczenia surowego przebiegu odebranego przez urządzenie i określenia udziału poszczególnych rodzajów fal mózgowych

w sumarycznym widmie. Można ocenić, jak wprowadzanie umysłu w określone stany zmienia aktywność elektryczną mózgu, czy jak wyglądają fale mózgowo przy wykonywaniu codziennych czynności.



Rysunek 26: Zrzut ekranu aplikacji dokładnej analizy mierzonego sygnału EEG.

Badania

Dokonano rozpoznania działania urządzenia i uruchomiono go ze wszystkimi dostarczonymi aplikacjami, z którymi współpracowało ono poprawnie. Wykonano serię treningów i zaobserwowano znaczący postęp w osiąganiu określonych stanów mentalnych, już po zaledwie kilku sesjach treningowych. Obecnie prowadzone są przez Koło badania nad tym, czy polepszenie funkcji umysłowych, które pomagają wygrywać dołączone gry komputerowe, faktycznie przełoży się na skuteczniejsze rozwiązywanie problemów codziennego życia. Produkt firmy NeuroSky, ze względu na swoją prostotę, jest urządzeniem z pogranicza sprzętu treningowego i rozrywkowego. Zaledwie jeden kanał nie pozwala na przeprowadzenie bardziej skomplikowanej analizy sygnału metodami sztucznej inteligencji, która pozwoliłaby na przykład sterować robotem, czy konkretnym pojazdem. Pozwala natomiast na prowadzenie długich, kilkogodzinnych obserwacji ogólnej aktywności elektrycznej mózgu, która w przyszłości pozwoli na zawężenie badań do interesującej dla danego zagadnienia sfery (np. poruszanie rękami). Dzięki Mindwave udało się zaznajomić z przykładowym, ekonomicznym systemem BCI, który obecnie osiągnął bardzo dużą popularność na świecie, a jego eleganckie i ergonomiczne wykonanie oraz osiągane parametry będą stanowić punkt odniesienia dla projektowanych w naszym Kole Naukowym urządzeń.

Plany rozwojowe

Planujemy przeprowadzić, za pomocą zakupionego systemu, obserwacje aktywności elektrycznej mózgu w różnych stanach umysłu, takich jak wysiłek fizyczny, czytanie, myślenie przestrzenne oraz zasypianie. Sam producent dostarcza moduł do otwartego środowiska

dla badań nad EEG o nazwie OpenViBE, który umożliwi nam przeprowadzenie analizy sygnału własnymi metodami i dokonanie jego klasyfikacji.

Podjmiemy próbę określenia przydatności wyuczonych za pomocą systemu umiejętności umysłowych, w rozwiązywaniu praktycznych problemów z codziennego życia. Na podstawie testów odpowiemy również na pytanie, czy urządzenie w toku treningowym nie uzależnia od siebie użytkownika.

2.1.5 Emotiv EPOC w praktyce (Tomasz CEDRO)

Dzięki finansowaniu uzyskanym z Grantu Rektorskiego 2011 Politechniki Warszawskiej mieliśmy możliwość zakupu i praktycznego przeprowadzenia badań na znanym systemie domowym BCI firmy Emotiv [48]. Postanowiliśmy zakupić wersję „Researcher Edition” kosztującą \$750, choć początkowo planowaliśmy zakup wersji tańszej „Developer” za \$500, byliśmy jednak ciekawi różnicy pomiędzy tymi rozwiązaniami, a różnica okazała się być wyłącznie programowa i licencyjna dla tego samego urządzenia (być może są jakieś restrykcje w firmwarze). Wersja „Developer” przewidziana jest dla programistów tworzących aplikacje dla systemu Emotiv EPOC, zaś „Researcher” dla osób lub instytucji chcących przeprowadzać badania z wykorzystaniem Emotiv EPOC Neuroheadset (EEG, Biofeedback, etc). Należy więc zwrócić uwagę na fakt dosyć wysokiej ceny oprogramowania w stosunku do ceny samego urządzenia...

Oprogramowanie wraz ze sterownikiem do odbiornika radiowego USB przewidziane jest do pracy wyłącznie w systemie Windows, jest to rozwiązanie zamknięte i można je pobrać ze strony producenta wyłącznie po dokonaniu zakupu/płatności (dla każdego użytkownika przydzielony jest indywidualny kod aktywacyjny). Sklep internetowy wraz z sekcją wsparcia pozostawiają jednak wiele do życzenia, nie ma możliwości wskazania danych do faktury i osobnego adresu dostawy podczas zakupu, faktura zawierała błędne dane odbiorcy i nie można było doprosić się o jej korektę, na samo wysłanie urządzenia czekaliśmy ponad miesiąc (opóźnienia w dostawie z fabryki), a przesyłka kosztowała prawie \$200. Pomimo dobrego marketingu organizacja tej młodej firmy pozostawia wiele do życzenia.

Po zainstalowaniu oprogramowania dostępnych jest klika narzędzi programowych, ponieważ wykupiliśmy licencję „Researcher” mieliśmy okazję zobaczyć różnicę w zakresie funkcjonalności w porównaniu do wersji „Basic” – są one nieznaczne, naszym zdaniem łatwe do implementacji, a funkcje udostępniane za większą opłatą wydają się być podstawowe lecz niedostępne (lub niedostępne bezpośrednio) dla standardowego użytkownika wersji „Basic”, jednak dla osób nietechnicznych być może warte swojej ceny. Dla osób technicznych z

umiejętnościami programistycznymi warta uwagi będzie otwarta biblioteka [51] do komunikacji z urządzeniami Emotiv EPOC, dzięki której istnieje możliwość pisania własnych aplikacji na podstawowe urządzenie bez dodatkowych licencji.

Sprzęt

Urządzenie EPOC Neuroheadset dostarczone jest w pudełku wypełnionym gąbką w której znajdują się poszczególne składniki systemu – czytnik fal mózgowych, odbiornik radiowy USB, pudełko z czujnikami, oraz mała buteleczka z solą fizjologiczną. Ciekawym rozwiązaniem, które stanowi o niskiej cenie urządzenia, jest fakt zastosowania mokrych elektrod opartych, w których potencjał elektrycznych z powierzchni głowy przekazywany jest do metaowych sensorów (blaszek) za pomocą gąbek nasączonych solą fizjologiczną. Nie są to więc ani kosztowne suche elektrody, ani też srebrne elektrody wymagające pasty 1020, stąd ich niska cena. Istnieje możliwość dokupienia dodatkowych „czujników” (gąbek) za około \$75/160szt. Przed użyciem urządzenia należy wszystkie gąbki namoczyć.

Zgodnie z informacjami zamieszczonymi na stronie, istnieje kilka wersji urządzeń współpracujących z różnymi wersjami oprogramowania. Są to jednak ograniczenia licencyjne, choć istnieje możliwość różnych wersji firmware dla tego samego sprzętu, jednak nie dysponowaliśmy takimi środkami aby sprawdzić różnice pomiędzy poszczególnymi typami urządzeń, z resztą nie to było naszym celem badań. Posiadany przez nas „Research Headset” posiada poza 14 standardowymi kanałami dodatkowo elektrody CMS/DRL oraz P3/P4, oraz przetwornik wysokiej rozdzielczości (nie sprecyzowano jaki).

Czynnik fal mózgowych posiada wbudowany akumulator, który można naładować przez wbudowane złącze mini-usb, dioda LED sygnalizuje stan ładowania. Oprogramowanie w komputerze wskazuje na bieżącą wartość naładowania akumulatora. Urządzenie wyposażone jest również we wbudowany akcelerometr dla 2 osi (X,Y) dzięki czemu jest jednocześnie sensorem ruchu.

Oprogramowanie

Otrzymane podczas zakupu wersji „Research” oprogramowanie składa się następujących modułów:

- Research Edition SDK (płatny) – zawiera zaawansowany panel sterujący, oraz moduły EmoTest-Bench, EmoComposer, EmoKey, pośredniczące w analizie i przekazywaniu sygnałów z urządzenia do innych programów, tak jak serwery transmisji w systemach otwartych (np. NeuroServer OpenEEG).

- EPOC Control Panel (darmowy) – służy do kontroli stanu urządzenia EPOC oraz prostej konfiguracji (prosta analiza sygnałów z wizualizacją) i utrzymania (bateria, łączność) systemu.
- Spirit Mountain Demo Game (darmowy) – gra komputerowa przygodowa w świecie 3D, w której sterowanie odbywa się zdalnie „za pomocą myśli” z wykorzystaniem systemu EPOC.

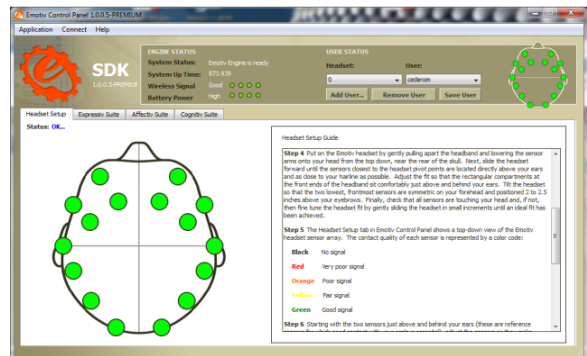
Aktualnie dostępne są trzy podstawowe funkcjonalności systemu:

- Headset Set up – służy do stworzenia i utrzymania prawidłowego połączenia z czytnikiem oraz kontaktów elektroda–skóra głowy.
- Expressiv Suite – przedstawia w czasie rzeczywistym wyraz twarzy użytkownika, co ma przekładać się na wygląd komputerowego awatara w świecie wirtualnym.
- Affectiv Suite – odczytuje w czasie rzeczywistym stany emocjonalne użytkownika, co może wpływać lub wynikać ze zmieniającej się sytuacji w świecie wirtualnym, zmieniać otoczenie lub poziom trudności gry.
- Cognitiv Suite – służy do odczytywania „świadomych myśli i zamiarów” (według producenta) dzięki czemu można poruszać obiektami w świecie wirtualnym.

Przebieg badań

Szczególnie pomocny w pierwszym kontakcie jest panel sterowania, który poza jakością połączenia bezprzewodowego, stanem naładowania akumulatora, pokazuje również jakość połączeń elektrod do głowy użytkownika za pomocą diagramu z wielokolorowymi punktami reprezentującymi elektrody (czarny – brak połączenia, czerwony – bardzo słabe połączenie, pomarańczowy – słabe połączenie, żółty – wystarczające połączenie, zielony – prawidłowe połączenie). Informacje te umieszczone są w miejscu widocznym niezależnie od wykonywanej czynności operacyjnej w panelu (nad zakładkami z wykresami). Istnieje możliwość stworzenia profilu użytkownika aktualnie korzystającego z systemu, tak aby każda konfiguracja była zapamiętana i sprofilowana pod konkretną osobę.

Następna zakładka panelu kontrolnego przedstawia „Expressiv Suite” a więc odczytywanie wyrazu twarzy użytkownika. Wersja premium poza innym obrazkiem twarzy przedstawia również przebieg czasowy sygnałów pochodzących z poszczególnych akcji grup mięśni. O czym można się przekonać obserwując surowy sygnał z elektrod, aktywność bioelektryczna mięśni oraz



Rysunek 27: Emotiv EPOC Panel Kontrolny (wersja premium), ustawienia czytnika i jakość połączeń elektrod.

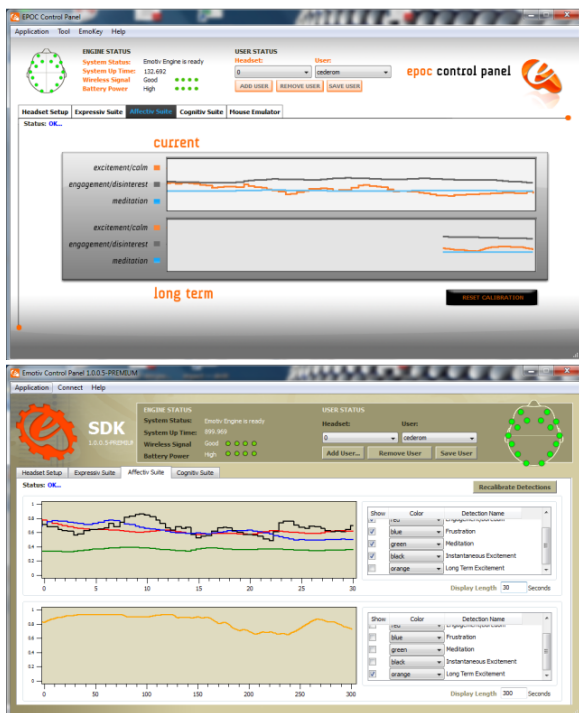
gałek ocznych jest znacznie większa od aktywności pochodzącej od kory mózgowej, dlatego jest stosunkowo łatwa do zmierzenia.



Rysunek 28: Emotiv EPOC Panel Kontrolny (wersja premium), „Expressiv Suite” jako czytnik wyrazu twarzy użytkownika.

„Affectiv Suite” przedstawia wykres czasowy krótko i długo–terminowy stanów emocjonalnych użytkownika (podniecenie/spokój, zainteresowanie/znudzenie, medytacja). Wersja premium pozwala na zmianę koloru wykresu a także posiada sakłę pomiaru...

„Cognitiv Suite” wydaje się być najciekawszym elementem systemu ponieważ stwarza możliwość „sterowania za pomocą myśli”. Użytkownik najpierw zobo-



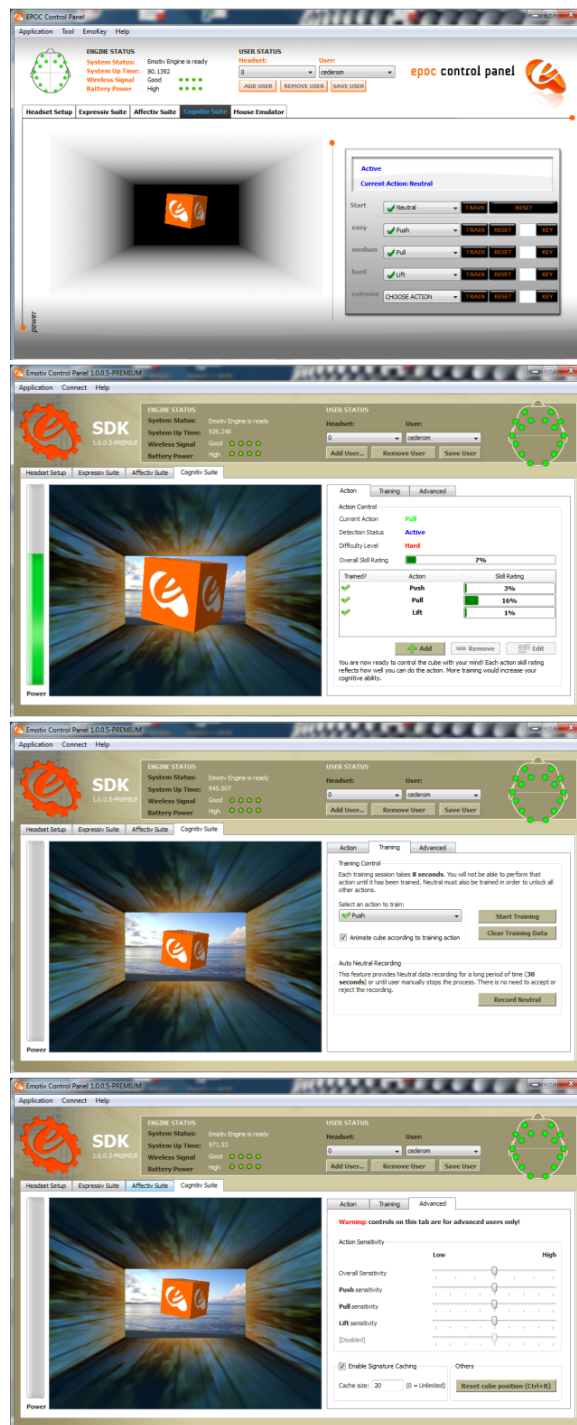
Rysunek 29: Emotiv EPOC Panel Kontrolny (wersja premium), „Affectiv Suite” jako czytnik stanów emocjonalnych użytkownika.

wiązany jest przeprowadzić sesję treningową podczas której uczy się jak sterować myślami wyświetlany na ekranie szkielet. Ruchy podzielone są na operacje podstawowe, takie jak przemieszczanie w płaszczyźnie (górze, dół, lewo, prawo) oraz w przestrzeni (pchanie, przyciąganie, obracanie, itp). Zadanie wydaje się trudne i nawet po dłuższym treningu można się zniechęcić, nie mając jasnej wizji czy to system ma się nauczyć naszego sposobu myślenia czy to my mamy wpaść na ten jedyny słuszny sposób oferowany przez system. Dopóki ćwiczymy jedną czynność, jej filtr wydaje się być dosyć skuteczny, jednak gdy wrócimy do sterowania z użyciem całej gamy czynności jest trudno wysterować obiektem w taki sposób jaki byśmy oczekiwali.

Co ciekawe podstawowa wersja panelu sterowania posiada dodatkową funkcjonalność emulacji myszki komputerowej (czego nie posiada wersja bardziej zaawansowana), która wykorzystuje wbudowany akcelerometr. W połączeniu z czytnikiem mrygnięć oczami jest to na prawdę ciekawy sposób na sterowanie pracą komputera bez użycia rąk, co może stanowić świetne rozwiązanie dla osób chorych.

Dodatkowym składnikiem SDK jest moduł Tech-Bench oferujący możliwość monitorowania w czasie rzeczywistym pracy i parametrów urządzenia na wykresach czasowych i częstotliwościowych.

Po uruchomieniu systemu i nauczaniu systemu od-



Rysunek 30: Emotiv EPOC Panel Kontrolny (wersja premium), „Cognitiv Suite” jako czytnik myśli i zamiarów użytkownika.

ruchów użytkownika system powinien służyć do „sterowania za pomocą myśli”, co można poćwiczyć na dołączonej grze komputerowej, w pierwszych podejściach jednak nam się to nie udało, być może wymaga znacznie większego wstępnego zaangażowania.



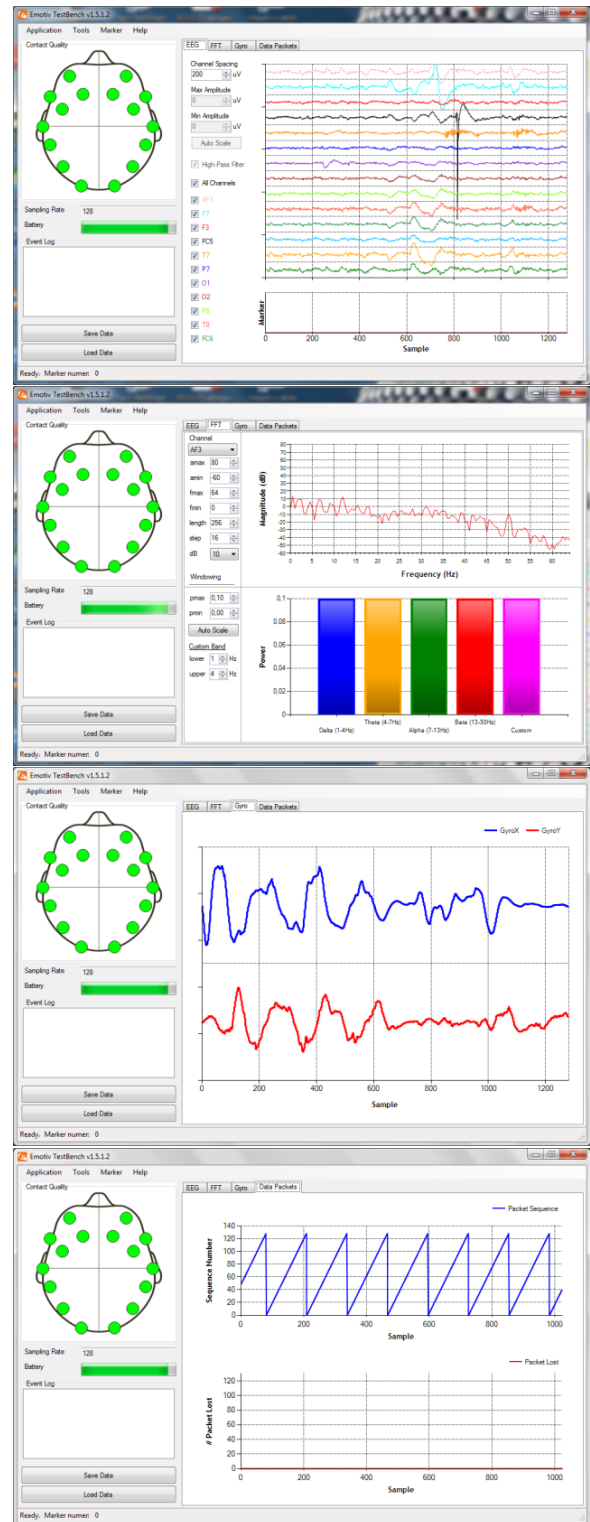
Rysunek 31: Emotiv EPOC Panel Kontrolny (wersja premium), „Mouse Emulation” jako układ sterujący wskaźnikiem myszki za pomocą akcelerometru.

Podsumowanie

System jest jednym z pierwszych rozwiązań BCI dla użytkowników domowych o stosunkowo niedużej cenie, wyposażony w ciekawe oprogramowanie z którego mogą korzystać nawet osoby nietechniczne. Możliwości zawarte w dotychczasowych funkcjach systemu stanowią dobrą podstawę do tworzenia własnych aplikacji multimedialnych i gier wideo lub takich, które mogą praktycznie pomagać osobom chorym (np. sterowanie wskaźnikiem myszki z użyciem akcelerometru i czujnika mrugnięć oczami). Na szczególną uwagę również zasługują rozwiązania praktyczne zmniejszające cenę finalną produktu bez wyraźnego zmniejszenia funkcjonalności urządzenia, z czego należy brać przykład. Jeśli chodzi jednak o oprogramowanie, jako inżynierowie myślimy że jest nieco za drogie i zbyt ograniczone/zamknięte, jednak dla osób nietechnicznych być może wystarczające oferując konkretne możliwości za konkretną cenę.

2.2 Otwarte systemy BCI oraz Neurofeedback (Tomasz Cedro)

Niniejszy rozdział zawiera opis kilku otwartych rozwiązań składających się na ogólnodostępne systemy Brain Computer Interface, a te przedstawione poniżej są związane absolutnie minimalnym kosztem jaki należy ponieść chcąc prowadzić badania w tej dziedzinie i najczęściej sprowadzają się wyłącznie do ceny podzespołów elektronicznych, przewodów i elektrod. Oprogramowanie jest zwykle darmowe, czasami ograniczone licencją na wykorzystanie komercyjne, do niektórych programów dostępny jest kod źródłowy. Nie jest to ani sprzęt ani oprogramowanie wykorzystywane w profesjonalnych laboratoriach, ale pozwala na wstępne zapoznanie się z praktycznymi aspektami pomiarów (oraz problemami do pokonania). Na takich właśnie rozwiązaniach bazują nasze badania, a ich główną zaletą jest możliwość współpracy pomiędzy różnymi progra-



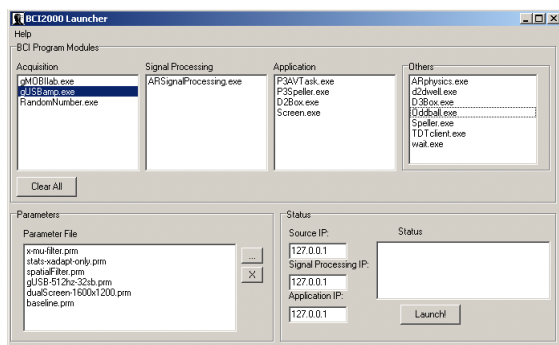
Rysunek 32: Emotiv EPOC Panel Kontrolny (wersja premium), „TechBench” jako moduł testowy systemu i urządzenia.

mami/urządzeniami lub stworzenie takiej możliwości dzięki otwartej architekturze.

2.2.1 BCI2000



BCI2000 [27] to chyba najbardziej znane zintegrowane środowisko programistyczne do badań nad BCI dla systemu Windows, choć ograniczone licencją do zastosowań niekomercyjnych, którą należy podpisać aby uzyskać dostęp do programu i kodu źródłowego. Dobrze udokumentowane w centralnym repozytorium Wiki [28] i sprawdzone przez różne grupy badawcze na całym świecie stanowi świetną podstawę do stawiania pierwszych kroków, a nawet wykorzystania gotowych przykładów (prosta gra neurofeedback, pisanie tekstu z wykorzystaniem potencjału P300, wybieranie kolorowego pola, itp.).



Rysunek 33: Program uruchamiający moduły systemu BCI2000.

W rzeczywistości BCI2000 to cały zestaw programów i narzędzi programowych służących do analizy i przetwarzania danych zarówno w czasie rzeczywistym jak i „offline” z pliku. Programy narzędziowe przeważnie pomagają w analizie wyników, natomiast sam system składa się z osobnych programów wymieniających między sobą dane poprzez gniazda sieciowe (socket). Zasadnicze cztery moduły programu, które mogą być uruchomione z pliku wsadowego lub aplikacji okienkowej BCI2000Launcher (rys.33) to:

- Source – źródło danych EEG, może być dedykowanym sterownikiem do własnego urządzenia lub istniejącym modułem do standardowej aparatury pomiarowej.
- Signal Processing – moduł w którym następuje przetwarzanie sygnałów.
- User Application – jest programem użytkownika,

w którym wybrany element może być sterowany sygnałem z poprzedniego modułu.

- Operator – steruje pracą trzech poprzednich modułów, pozwala na wczytanie/zapisanie konfiguracji środowiska pomiarowego lub samego pomiaru.

Sesja pomiarowa zwykle składa się z wczytania parametrów doświadczenia z zewnętrznego pliku (aby nie ustawiać ich od nowa za każdym razem) oraz „próbach” w których odbywa się sam pomiar (3..5 minut każda, powtarzanych po ponownej aktywacji przyciskiem Resume na konsoli operatorskiej modułu Operator). Wyniki zapisane na dysku można w czasie późniejszym analizować dodatkowymi programami (np. BCI2000Viewer).

Dla ułatwienia zadania w testowaniu aplikacji istnieje możliwość podłączenia kursora myszy jako wejścia sygnału symulującego aktywność mózgu. Sam pomiar sygnału EEG jest dosyć złożony, podatny na zakłócenia i wymaga wielu (kilkunastu) odprowadzeń, przy czym my dysponowaliśmy dwoma, dlatego ten rodzaj symulacji bardzo pomógł nam w przeprowadzeniu eksperymentów, a nawet stworzeniu własnej aplikacji – gry sterowanej (docelowo) myślami.

Dalsze badania sprowadzą się do skompletowania aparatury pomiarowej EEG i pełnego wykorzystania potencjału systemu odbierając czysty sygnał z kilkunastu odprowadzeń.

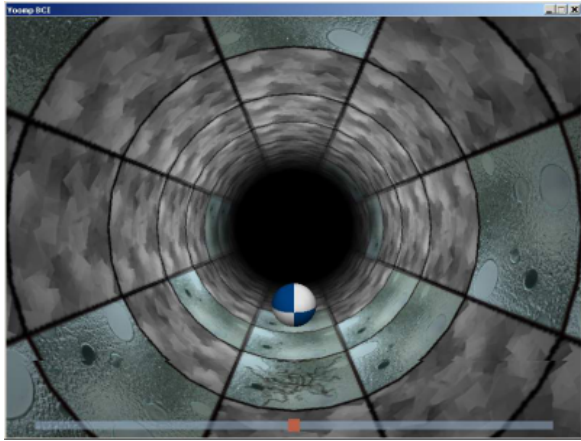
2.2.2 Własna aplikacja użytkownika w systemie BCI2000 (Piotr Tąkiel, Tomasz Cedro)

Postanowiliśmy rozpoznać system BCI2000 od strony programowej tworząc prostą grę, która mogłaby być sterowana myślami, a przykładem takiej gry jest piłeczka skacząca w trójwymiarowym tunelu przemieszczającym się nieustannie do przodu (pierwowzorem jest gra Yoomp na 8-bitowy komputer Atari).

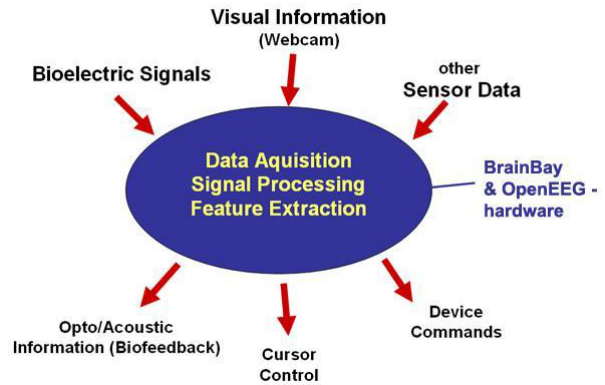
Gra stworzona została w oparciu o Podręcznik Programisty BCI2000 [29] oraz bibliotekę graficzną SDL [30], co pozwala na jej łatwe przeportowanie dla systemów Unix (w nowej odsłonie BCI2000 będzie wieloplatformowa). Tuż po uruchomieniu gra daje się sterować klawiszami kursorów, ale również oczekuje na przychodzące pakiety z modułu Operatora BCI2000, a kiedy taki pakiet zostanie wykryty sterowanie odbywa się również z programu BCI2000. Najłatwiej jest przetestować program podłączając myszkę jako wejście sygnału EEG – odpowiedni plik z konfiguracją został załączony do programu.

2.2.3 OpenEEG NeuroServer

Neuroserver [32] to część projektu OpenEEG, która ma zapewnić dostęp do danych pomiarowych z urzą-



Rysunek 34: Gra stworzona przez Piotra Tąkiela do współpracy w czasie rzeczywistym z systemem BCI2000.



Rysunek 35: Koncepcja systemu Brain Bay.

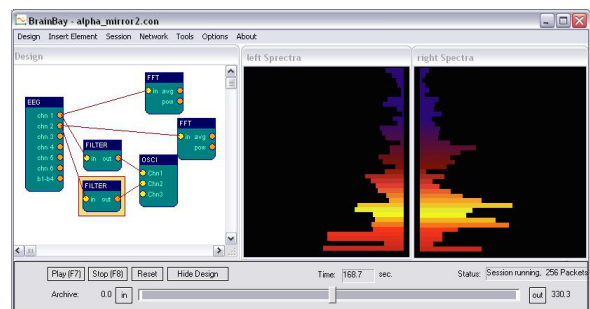
2.2.4 BrainBay

dzenia niezależnie od platformy czy systemu docelowego, a taką możliwość obecnie zapewniają gniazda sieciowe (sockety BSD). Ponieważ sterownik oraz format danych może być różny, fizyczne podłączenie urządzenia do komputera również, to NeuroServer stanowi pewien pomost pomiędzy urządzeniem a programem. Neuroserver posiada dodatkowo zewnętrzny, wolnostojący sterownik specyficzny dla wybranego urządzenia, który odbiera dane z fizycznego portu fizycznego urządzenia, dane ze sterownika są następnie przesyłane do serwera, a stamtąd mogą być pobrane przez dowolny program łączący się pod wskazany adres sieciowy standardowym protokołem – czy to komputera lokalnego czy też dowolnej maszyny sieci internet.

Wiele programów wykorzystuje ten rodzaj połączenia z urządzeniem pomiarowym, ponieważ program nie musi być uruchamiany na komputerze do którego podłączone jest urządzenie pomiarowe, a programista nie musi pisać własnego sterownika, jedynie odbiera gotowe dane pomiarowe. Wykorzystanie mechanizmu gniazd sieciowych to bardzo przyjazny i skuteczny sposób na wymianę danych, ponieważ może być zastosowany w dowolnym medium komunikacji jako warstwa wyższa, zwalniając konstruktora z konieczności oprogramowania niskopoziomowych sterowników zastosowanej magistrali.

Warto również wspomnieć, że tego typu rozwiązanie sprzyja zdecydowanie prototypowaniu, gdyż zamiast sterownika prawdziwego urządzenia można podłączyć sterownik programowy generujący zadane przebiegi wzorcowe niezbędne do testowania aplikacji (np. tak jak w przypadku BCI2000 gdzie sygnał generował ruch myszki).

BrainBay [31] to otwarta modułarna aplikacja stworzona do współpracy z systemami OpenEEG, ModularEEG oraz MonolithEEG, oferująca funkcje Neurofeedbacku poprzez graficzne składanie bloczków (podobnie jak w wizualnych środowiskach pomiarowych czy syntezatorach muzycznych). Dane z urządzeniami wymieniane są poprzez NeuroServer [32] a więc gniazda sieciowe (sockety), co zapewnia kompatybilność z innymi rozwiązaniami zgodnymi z systemem OpenEEG.



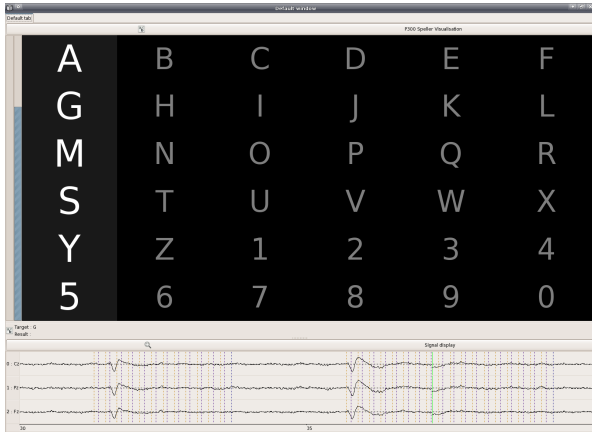
Rysunek 36: BrainBay w akcji.

Generacja obrazu, dźwięku, a nawet gier sterowanych sygnałem EEG jest stosunkowo łatwa i dydaktyczna, ponieważ polega na łączeniu wirtualnymi przewodami wirtualnych urządzeń na ekranie komputera, co pozwala na swobodne eksperymentowanie z różnymi blokami funkcjonalnymi, pokazuje też wyraźnie strukturę badanego systemu. Jest to zdecydowanie najlepszy program do praktycznej nauki przetwarzania sygnałów, a w dodatku otwarty, darmowy i z dostępnym kodem źródłowym.



2.2.5 OpenViBE (Tomasz Cedro)

OpenViBE [34] z kolei jest europejskim (francuskim) projektem rozpoczętym w 2006 roku, nakierowanym na interakcję aktywności mógu w rzeczywistości wirtualnej – jak sama nazwa wskazuje „Open Virtual Brain Environment”. Licencja LGPL [37] pozwala na częściowe zamykanie rozwiązań stworzonych z użyciem tych narzędzi zapewniając jednocześnie kod źródłowy do systemu (część komponentów objęta jest licencją GPL [36] i nie może być zamknięta). Oprogramowanie działa w systemach Windows i Linux, może być skompilowane za pomocą GCC a więc jest duża szansa na współpracę z innymi systemami operacyjnymi w razie potrzeby.

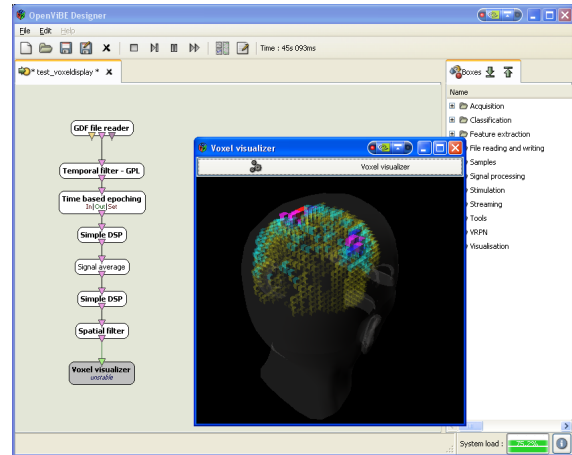


Rysunek 37: P300 Speller w OpenViBE (aplikacja wypisująca tekst myślami).

Ponieważ program może działać w systemach innych niż Windows, jest również pozbawiony wad i problemów jakie napotkaliśmy podczas uruchamiania naszych prostych urządzeń pomiarowych opartych o port szeregowy, przez co system Windows traktował nasze urządzenie jako mysz systemową często uniemożliwiając wykonanie pomiarów i doświadczeń. Dlatego właśnie podczas prototypowania ważne jest aby mieć kontrolę nad sprzętem i unikać systemów, które rzekomo są mądrzejsze od użytkownika.

Projekt rozwija się prężnie i zapewnia wszystkie podstawowe funkcjonalności akwizycji, przetwarzania, ekstrakcji, klasyfikacji, prezentacji wyników (aplikacje, wizualizacje) a nawet połączenia z zewnętrznymi aplikacjami przez Virtual Reality Peripheral Network.

Lista obsługiwanych urządzeń EEG jest na prawdę imponująca i zawiera ponad 11 rodzin urządzeń, przy



Rysunek 38: Wizualizacja aktywności źródeł sygnału w mózgu.

czym kolejne są w trakcie opracowania. Można śmiało powiedzieć, że jest to wschodząca gwiazda w europejskich badaniach nad otwartą architekturą BCI, a dzięki swoim możliwościom i całkowicie otwartej architekturze przewyższa nawet BCI2000 (objęte mimo wszystko restrykcyjną licencją).

W kolejnym rozdziale przedstawiono wyniki badań przeprowadzonych na systemie OpenViBE z użyciem sprzętowej platformy OpenEEG.

2.2.6 OpenViBE+OpenEEG (Łukasz Czupryniak).

Opis przeprowadzonego doświadczenia

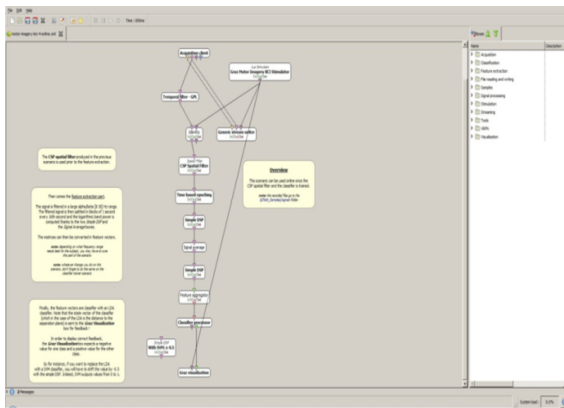
Przebieg badania polegał na pozyskaniu w trybie rzeczywistym sygnałów EEG od potencjalnego ochotnika oraz wykorzystanie ich w celu przemieszczania obiektów w wirtualnym środowisku. Pozyskanie sygnału EEG odbyło się po przez wykorzystanie znanego systemu OpenEEG zmontowanego przez Tomasza Cedro z Koła Naukowego Cybernetyki Politechniki Warszawskiej. Dalsza filtracja sygnału oraz klasyfikacja wyszczególnionych cech odbyła się w środowisku informatycznym OpenVibe. Kolejną częścią realizacji projektu był trening odpowiednio zaprogramowanego systemu decyzyjnego w celu ułatwienia przyszłej detekcji sklasyfikowanego sygnału EEG. Ostatni z etapów składał się z przeprowadzenia badania „In vivo” uwzględniając wcześniejszy ranking decyzyjny oraz reprezentacja sklasyfikowanego sygnału, jako odpowiedni ruch wirtualnego obiektu. Celem badania było przede wszystkim zobrazowanie możliwości „sterowania” wyodrębnionymi sygnałami EEG, wirtualnego obiektu na ekranie monitora. Kolejnym z wyznaczonych zadań była obserwacja „biosprzężenia” człowieka w interakcji ze zmieniającymi się informacjami na ekranie.

Elektrody pomiarowe

Wykorzystane zostały elektrody miseczkowe 1.3 produkcji Elmiko, wykonane z srebra+chlorku-srebra. Następnie zostały one przyłączone w odpowiedniej pozycji dzięki zastosowaniu silikonowego czepka. Dodatkowo między elektrodami a naskórkiem została użyta pasta 1020, która zdecydowanie zmniejsza jego oporność. Jedną z zalet wynikających z zastosowania danych elektrod jest możliwość ich wielokrotnego użycia po wcześniejszym oczyszczeniu z pasty. Do silikonowego czepka zostało podłączone 5 elektrod po dwie na kanał FC3, C3, FC4, C4 oraz elektroda referencyjna DLR w punkcie Cz zgodnie ze standardem 1020 1.2.1.

Wykorzystane oprogramowanie

W przeprowadzonym projekcie został użyty program OpenVibe. Jest to system o otwartym kodzie źródłowym wydany na licencji LGPL pozwalający na integrację z rozwiązaniami o zamkniętym kodzie źródłowym oraz dostępny w wersji dla systemów Windows oraz Linux. Ponieważ dostępny jest kod źródłowy możliwe jest również uruchomienie programu na innych systemach operacyjnych takich jak Mac OS X, BSD, czy inne. OpenVibe jest nieustannie rozwijany, w związku z czym sporadycznie występują w nim błędy. Nie mniej jednak daje bardzo duże możliwości klasyfikowania oraz tak zwanej „obróbki” pozyskanego sygnału.



Rysunek 39: Widok środowiska OpenVibe ze scenariuszem Motor-Imagery.

Kolejną zaletą „OpenVibe” jest jego modułowość. Sygnał EEG pozyskiwany jest przez moduł „OpenViBE Acquisition Server” a następnie tak pozyskany sygnał przekazywany jest do „OpenVibe designer”. Komunikacja między powyższymi modułami odbywa się dzięki zastosowaniu protokołu TCP/IP. Dzięki zastosowaniu takich zabiegów nie stanowi żadnych problemów pozyskiwanie sygnału na komputerze innym niż jego klasyfikacja. Dodatkowo w przypadku wystąpienia nieoczeki-

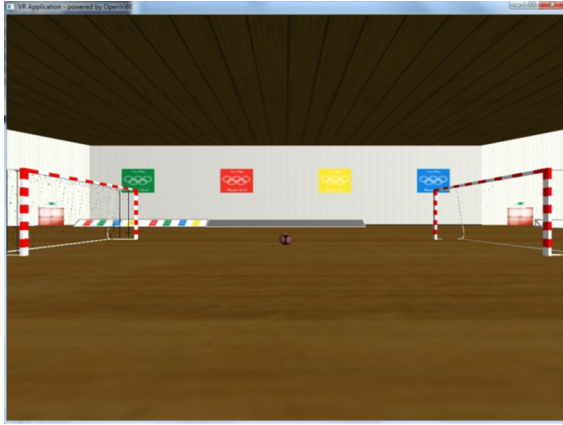
wanych błędów separacja programu „zbierającego” sygnał od aplikacji, w której następuje jego dalsza interpretacja, jest wysoce wskazana i użyteczna.

Moduł „OpenViBE Acquisition Server” jest kompatybilny z wieloma urządzeniami pozyskującymi sygnały EEG a ich lista wciąż się powiększa. Wykorzystany w badaniu sprzęt OpenEEG szczęśliwie znajdował się na liście dostępnych sterowników, dzięki czemu po wprowadzeniu odpowiednich ustawień (numer portu szeregowego, ilość kanałów itp.) dalsza jego akwizycja nie stanowiła problemu. OpenViBE Designer jest to główny moduł programu OpenVibe, który udostępnia szereg bardziej i mniej wyspecjalizowanych narzędzi do filtracji, klasyfikacji, operacji algebraicznych oraz wizualizacji pozyskanych sygnałów. Obsługa programu polega na układaniu bloków funkcyjnych zgodnie z zamierzonym celem. Poszczególne bloki różnią się ilością wejść, wyjść ich rodzajem (sygnał, widmo sygnału, informacja o pochodzeniu sygnału itp.) oraz funkcjami jakie wykonują. Bloki funkcyjne służące do pozyskiwania sygnałów z OpenViBE Acquisition Server czy z plików z zapisanymi sygnałami EEG programu OpenVibe posiadają wyłącznie wyjścia, natomiast bloki wizualizujące sygnał posiadają wyłącznie wejścia. Wizualizacja wyników odbywa się w nowo powstałym „oknie”, istnieje możliwość łatwego uszeregowania wielu okien w przypadku wielu obserwacji sygnałów.

Kolejną z niezmiernie istotnych funkcji danego środowiska informatycznego jest możliwość dalszego eksportowania oraz importowania danych do/z aplikacji zewnętrznych. Komunikacja ta odbywa się za pomocą protokołu VRPN (Virtual-Reality Peripheral Network). Celem VRPN jest zapewnienie jednolitego interfejsu urządzeń wejściowych, przykładowo śledzenia ruchu lub kontrolerów joysticka. Główne zalety protokołu to:

- Znakowanie danych w czasie
- Synchronizacja zegarów klienta oraz serwera
- Jednoczesny dostęp do wielu urządzeń peryferyjnych
- Automatycznie ponawianie zerwanej łączności
- Przechowywanie i ponowne odtwarzanie sesji

Istotnym dla wizualizacji badania jest aplikacja VR (Virtual Reality). Jest to aplikacja napisana w języku C++ wykorzystująca protokół VRPN do komunikacji z programem OpenVibe. W swojej podstawowej wersji OpenVibe posiada szereg aplikacji VR jednak na potrzeby danego badania został wykorzystany program „Vr-demo-handball”, symulujący piłkę oraz dwie bramki do piłki nożnej. Zasada działania programu jest bardzo prosta i polega na przemieszczaniu piłki w



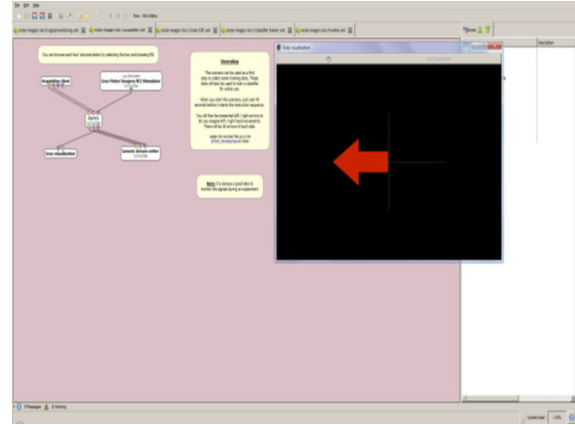
Rysunek 40: Widok aplikacji virtual reallity "Vr-demo-handball".

stronę odpowiedniej bramki w zależności od podanego sygnału. W momencie osiągnięcia sukcesu czyli włożenia się piłki do bramki, operacja zostaje powtórzona a wynik uaktualniony.

Przebieg doświadczenia

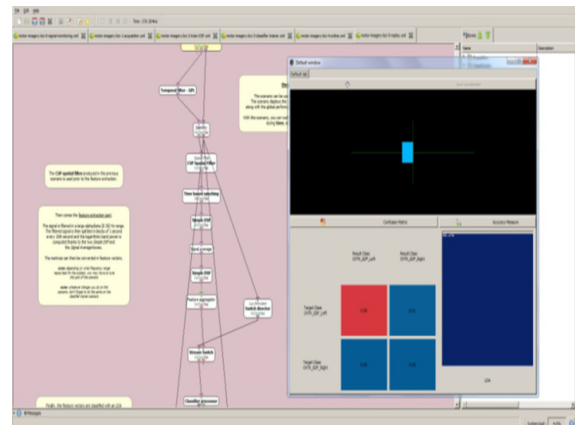
Elektrody zostały podłączone w wyżej wymieniony sposób do głowy ochotnika przy zastosowaniu czepka silikonowego. Następnie został uruchomiony moduł OpenVibe Acquisition Server, który po odpowiednich ustawieniach (portu szeregowego, ilości kanałów, częstotliwości próbkowania) eksportował dane w formacie protokołu TCP/IP. Kolejnym etapem było uruchomienie głównego modułu OpenVibe Designer i uruchomienie własnoręcznie zrobionego ze schematów blokowych scenariusza. Przykładowy scenariusz miał za zadanie filtrować sygnał EEG przepuszczając wyłącznie częstotliwość do 40 Hz oraz pokazywał przebiegi czasowe oraz widmo. Głównym zadaniem danego scenariusza było sprawdzenie czy akwizycja sygnału następuje prawidłowo. Zostało sprawdzone czy następuje wzrost niskich częstotliwości przebiegu EEG podczas zamykania oczu przez ochotnika oraz duże artefakty/zakłócenia w momencie poruszania żuchwą.

Po weryfikacji poprawnego podłączenia urządzenia OpenEEG oraz sprawdzenia pozyskiwanych danych przykładowym scenariuszem utworzonym w programie OpenVibe, został uruchomiony dostępny scenariusz „motor-imagery-bci-1-acquisition”. W momencie uruchomienia scenariusza w dodatkowym oknie ukazują się strzałki (prawa, lewa). Zadaniem ochotnika było myślenie o poruszeniu ręką lewą lub prawą analogicznie do pokazanej strzałki. Dzięki odpowiedniemu blokowi funkcyjnemu całość sesji zostawała zapisana w celu późniejszej jej klasyfikacji. Następnym krokiem było uruchomienie skryptu, który miał za zadanie „nauczyć” system wykrywania podobnych zależności sy-



Rysunek 41: Widok środowiska OpenVibe podczas badania z działającym klasyfikatorem.

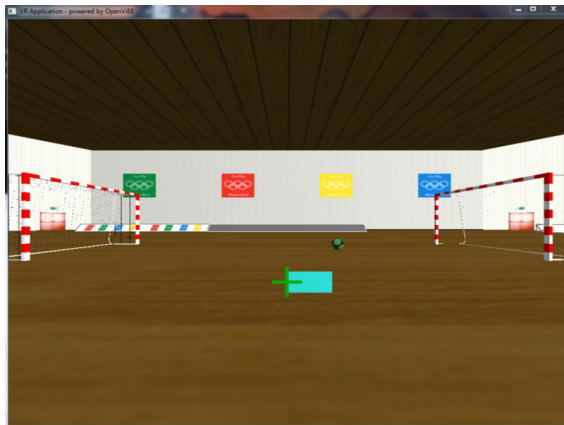
gnałów (Common spatial patterns (CSP) filter Trainer) na podstawie pozyskanego sygnału. Na tym etapie zastosowany jest blok funkcyjny, który realizuje filtr pasmowo-przepustowy Butterworth'a 5-tego rzędu dla częstotliwości od 8 do 30 Hz. W celu przeanalizowania słuszności podejmowanych decyzji przez dany klasyfikator konieczne było jego sprawdzenie. W tym celu został wykorzystany scenariusz programu OpenVibe, który wykorzystując nauczonego klasyfikator analizował sygnał EEG pozyskany w pierwszym etapie doświadczenia.



Rysunek 42: Widok środowiska OpenVibe podczas klasyfikacji sygnału.

Teoretycznie wskazane by było żeby powyższe etapy były powtarzane do momentu osiągnięcia skuteczności klasyfikatora 65%. W danym przypadku ze względu na wyłącznie dwu kanałowy sprzęt EEG oraz nieekranowane kable elektrod osiągnięcie takiej skuteczności graniczyło by z cudem, dlatego wynik powyżej 50% był już zadowalający. W przeprowadzonym doświadczeniu wykorzystany jest liniowy klasyfikator (LDA - Linear Discriminant Analysis), w związku z czym sygnał do-

przewodzony do klasyfikatora został poddany algebraicznym przekształceniom: logarytm z 1 plus wartość średniej kwadratu sygnału. Takie zabiegi powodują minimalizację znaczenia poszczególnych artefaktów sygnału. Do najbardziej znaczącej części doświadczenia można było podejść jedynie z w miarę dobrze „wytrenowanym klasyfikatorem”. Warto wspomnieć, że jest to działanie niezbędne dla każdego zmieniającego się ochotnika jak i również dla ponownie założonego silikonowego czepka za czym stoi zmiana położenia elektrod.



Rysunek 43: Widok aplikacji "VR-demo-handball", piłka przemieszcza się zgodnie ze sklasyfikowanym sygnałem.

W kulminacyjnym punkcie badania do scenariusza został dodany blok funkcjonalny VRPN Server, który za pomocą protokołu VRPN umożliwiał komunikację z aplikacją napisaną w języku C++. Podczas samego badania został uruchomiony moduł OpenVibe Acquisition oraz odpowiedni scenariusz w module OpenVibe Designer z wyżej opisanym klasyfikatorem oraz eksportujący dane protokołem VRPN. Następnie została uruchomiona aplikacja „VR-demo-handball”, która umożliwiała obserwowanie toczącej się piłki w stronę odpowiedniej bramki.

Uzyskane wyniki

Ze względu na małą ilość kanałów oraz szereg zakłóceń urządzenia OpenEEG wyniki przeprowadzonego badania pozostawiały lekki niedosyt, jednak w sprzyjającej atmosferze oraz umiejętnym zrelaksowaniu ochotnika efekty były nieznacznie lepsze i dawało się zauważyć jawną korelację myśli ochotnika oraz poruszającej się piłki na ekranie monitora. Dodatkowym spostrzeżeniem był również fakt, że zastosowanie wizualizacji piłeczki w przeciwieństwie do zwyczajnych strzałek dawało w niektórych warunkach lepsze efekty.

2.3 SITA i biofeedback (Tomasz Cedro)

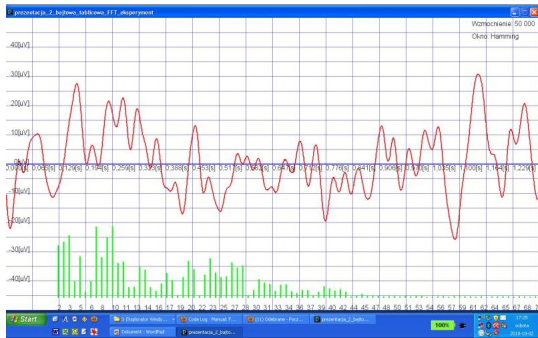
System SITA wspomagający naukę języków obcych bazuje na zjawisku Biofeedbacku, a więc sprzężeniu zwrotnym wspomaganym technicznie występującym w organizmie biologicznym. Urządzenie ma formę okularów z wbudowanymi diodami świecącymi, głośniczkami (wyjściem na słuchawki) i czujnikiem oddechu. Podczas sesji Biofeedback oddech synchronizuje pojawianie się i znikanie światła w okularach a także cichy dźwięk buzzera, co z kolei stanowi bodziec zewnętrzny audiowizualny dla naszego mózgu starającego się ustabilizować oddech. Zależnie od wprawy tego typu sprzężenie prowadzi szybciej lub wolniej do stanu odprężenia sprzyjającego zapamiętywaniu. System SITA wykorzystuje tę zależność psychologiczną i w momencie relaksu podawane są na słuchawki, wraz z synchronicznym dźwiękiem buzzera, nagrania audio lekcji językowych.



Rysunek 44: Zdjęcie urządzenia SITA.

Dokonując pomiarów EEG u osoby korzystającej z urządzenia zauważyliśmy wyraźny wzrost aktywności fal alfa obliczonej na podstawie widma Fourierowskiego wyciągniętego z przebiegu EEG. Co ciekawe po krótkiej sesji relaksacyjnej nawet otwarcie oczu nie powodowało wyraźnego zmniejszenia ich amplitudy. Stan odprężenia i spokoju sprzyja więc nauce i zapamiętywaniu, być może pracy twórczej, a ich ewidentnym wrogiem jest pośpiech i stres. Ważne jednak są trzy etapy procesu nauki – Inicjacja (luźne zapoznanie z materiałem), Zapamiętywanie (w stanie odprężenia), Aktywacja (powtórzenie na głos przychodzących do głowy informacji otrzymanych w stanie relaksu, utrwalenie).

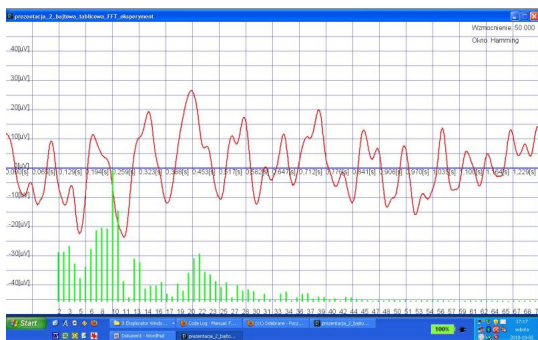
Ponieważ wraz z zestawem otrzymaliśmy instrukcję jak należy tworzyć sesje mające na celu zapamiętywanie informacji, z najbliższym czasem planujemy opracować i przetestować metodę na szybką naukę alfabetu Morse'a, co powinno być łatwym w weryfikacji sposobem na sprawdzenie skuteczności metody.



(a) bez SITA



(b) SITA, oczy zamknięte



(c) SITA, oczy otwarte

Rysunek 45: Pomiar aktywności elektrycznej mózgu w trakcie sesji Biofeedback SITA.

2.4 OpenEEG (Tomasz Cedro)

2.4.1 Wstęp

System OpenEEG zakupiony i zbudowany z funduszy przyznanych w ramach Grantu Rektorskiego PW w roku 2010 stanowił nasz punkt odniesienia w pracach badawczych nad istniejącym oprogramowaniem NFB/BCI (patrz rozdział 2.2) oraz własnych konstrukcjach sprzętu pomiarowego EEG (patrz rozdział 3.1 i oprogramowania (patrz rozdział 2.2.2).

2.4.2 Opis systemu

System OpenEEG [33] jest jednym z najbardziej znanych na świecie otwartych systemów EEG stosowanych



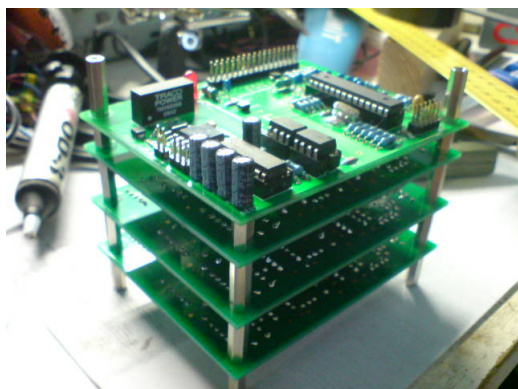
do różnego rodzaju treningów Neurofeedback a nawet prostych aplikacji BCI. Bardzo prosta konstrukcja po stronie analogowej (scalony wzmacniacz biologiczny i kilka prostych wzmacniaczy operacyjnych), jak i cyfrowej (mikrokontroler 8-bitowy AVR i transmisja RS-232) sprawiają, że urządzenie jest niezawodne i łatwe do wykorzystania nawet przez osoby nietechniczne.

Otwartość konstrukcji oznacza pełny dostęp do dokumentacji technicznej (schematów elektrycznych oraz kodów źródłowych) oraz wsparcia użytkowników z całego świata. Grupa dyskusyjna stanowi pomoc dla osób początkujących, ale także dla tych, którzy system chcą rozbudować o nowe komponenty lub zastosować w swoim projekcie. Lista programów wspierających urządzenie OpenEEG i jego protokół komunikacji (P2 i P3) jest imponująca, dlatego pomimo prostej konstrukcji system ten stanowi punkt odniesienia w wielu projektach badawczych, szczególnie studenckich.

2.4.3 Konstrukcja

System OpenEEG składa się z części cyfrowej oraz analogowej rozdzielonej na dwie osobne płytki drukowane, przy czym płytka analogowa zawiera dwa wzmacniacze sygnałów biologicznych różnicowych wraz z odpowiednimi filtrami pasmowymi (dolno i górnoprzepustowy), oraz odprowadzenie DRL (aktywna elektroda odniesienia), a więc cztery wejścia i jedno wyjście elektrodowe, natomiast na płycie cyfrowej znajduje się mikrokontroler z wbudowanym przetwornikiem analogowo-cyfrowym, separowany galwanicznie układ zasilania, oraz przetwornik napięcia TTL-RS232 (również separowany galwanicznie za pomocą transoptorów). Schemat elektryczny jest dosyć złożony i dostępny na stronie internetowej projektu [33].

Urządzenie może być wyposażone w maksymalnie trzy płytki analogowe, co daje łącznie sześć kanałów pomiarowych różnicowych. Jest to liczba zupełnie wystarczająca do treningu Neurofeedback, ale zbyt mała do bardziej zaawansowanych pomiarów aktywności mózgu w poszczególnych obszarach korowych – elektrody można jednak umieścić bezpośrednio nad badanym obszarem kory aby uzyskać w miarę satysfakcjonujące wyniki (na przykład badana przez nas aktywność ośrodk



Rysunek 46: OpenEEG, wersja 6-kanalowa w trakcie montażu.

wzroku, patrz rozdział 3.4).



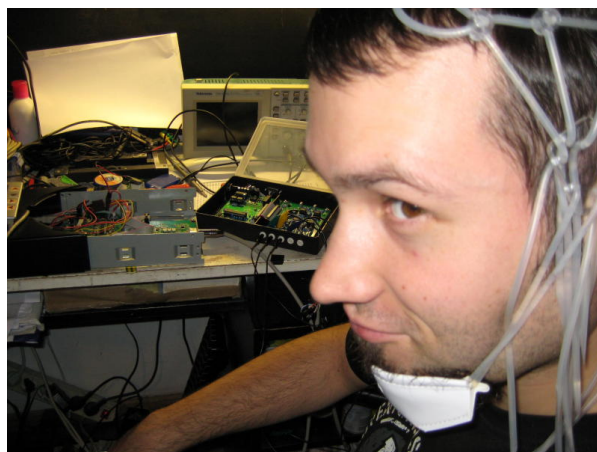
Rysunek 47: OpenEEG, wersja 2-kanalowa z podłączonym urządzeniem do kalibracji EEG.

W ramach badań wykonaliśmy dwa urządzenia – bardziej zaawansowane o maksymalnej liczbie kanałów, oraz prostsze z jedną płytką cyfrową i analogową do eksperymentów i ewaluacji elektroniki.

2.4.4 Wyniki badań

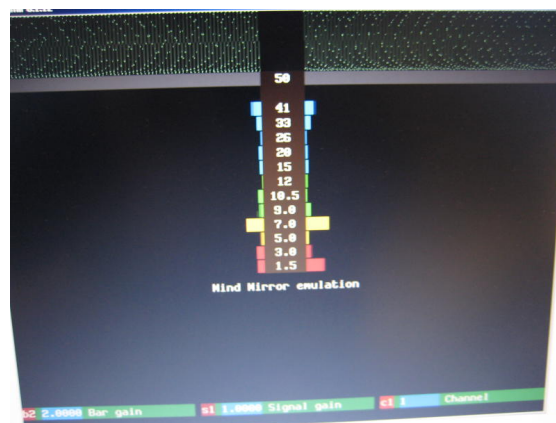
System OpenEEG pozwolił nam na praktyczne zapoznanie się z podstawami pomiarów EEG, ogólnodostępnymi rozwiązaniami programowymi i sprzętowymi systemów NFB i BCI. Podstawowe pomiary wykazały zgodność teorii z praktyką w kwestii zakresu częstotliwości pracy mózgu, oraz umożliwiły pierwsze próby wykorzystania tej aktywności do sterowania obiektami w środowisku wirtualnym (głównie poprzez świadome kontrolowanie fal Alfa, jak w treningu NFB).

OpenEEG ma jednak pewne wady, a dzięki temu poznaliśmy również problemy związane z wykonywaniem pomiarów, umieszczeniem elektrod i zakłóceniami. Z powodu braku filtra pasmowo-zaporowego na 50Hz (a także 60Hz w przypadku tak uniwersalnego rozwiąza-



Rysunek 48: Badanie EEG wykonywane za pomocą OpenEEG oraz porównawczo jednego z naszych autorских urządzeń Janusza Frączka.

nia) okazał się bardzo podatny na zakłócenia pochodzące od sieci energetycznej, bez ekranowania pomieszczenia, obudowy i przewodów elektrod. Ograniczona liczba kanałów pomiarowych jest również pewną przeszkodą w przeprowadzeniu dokładniejszych badań aktywności poszczególnych obszarów kory mózgowej i ich korelacji z aktywnością fizyczną lub intelektualną – aktywność w korze ruchowej można wykryć zarówno podczas ruszania kończyną jak i samego myślenia o ruszaniu kończyną, jak dowodzą wyniki badań innych grup badawczych – będziemy chcieli zweryfikować te informacje w naszych dalszych badaniach.



Rysunek 49: Zakłócenia sieciowe odbierane przez system OpenEEG wyświetlone w programie EEGMIR – wyraźna przewaga składowej 50Hz w sygnale.

2.4.5 Wnioski

Budowa i uruchomienie systemu OpenEEG stworzyły realną możliwość praktycznego badania EEG oraz realizacji celów projektu BCI/NFB. Urządzenie jest sto-

sunkowo proste i ma pewne wady, od których wolny jest prototyp naszej konstrukcji, jednak modułowa konstrukcja pozwala sądzić, że odpowiednia modyfikacja części analogowej urządzenia (głównie filtrów) poszerzy możliwość zastosowania urządzenia w warunkach domowych bez konieczności stosowania skomplikowanych metod ekranowania.

Możliwość wykonania praktycznego pomiaru EEG, nawet tak prostym urządzeniem, daje nam doświadczenie w wykonywaniu tego typu eksperymentów i badań, otwiera drzwi do rozwoju własnego oprogramowania w tematyce NFB/BCI (patrz rozdział 2.2.2, 3.4) i stanowi punkt odniesienia dla własnych prototypów sprzętu pomiarowego. Nie ukrywamy faktu, że nasze rozwiązanie już osiągnęło parametry lepsze od omawianego systemu (choćby odporność na zakłócenia i możliwość stosowania w warunkach domowych), chąc jednak rozwijać się dalej czujemy potrzebę dokładniejszej weryfikacji rozwiązań w odniesieniu do profesjonalnych komercyjnych konstrukcji.

3 Nasze Własne Rozwiązania

3.1 Elektroniczny system do prowadzenia treningu Neurofeedback (Janusz Frączek, Agnieszka Małkiewicz)

Celem pracy było stworzenie kompletnego, ekonomicznego systemu przeznaczonego do zbierania i obróbki sygnału EEG w czasie rzeczywistym, które znajdzie zastosowanie w treningu neurofeedback. Urządzenia powstało w Instytucie Systemów Elektronicznych jako praca inżynierska. Niniejsza praca zawiera przedstawienie owych koncepcji, opis uzyskanych wyników oraz nakreślenie dalszych perspektyw rozwojowych.

3.1.1 Istota sygnału EEG w treningu Neurofeedback

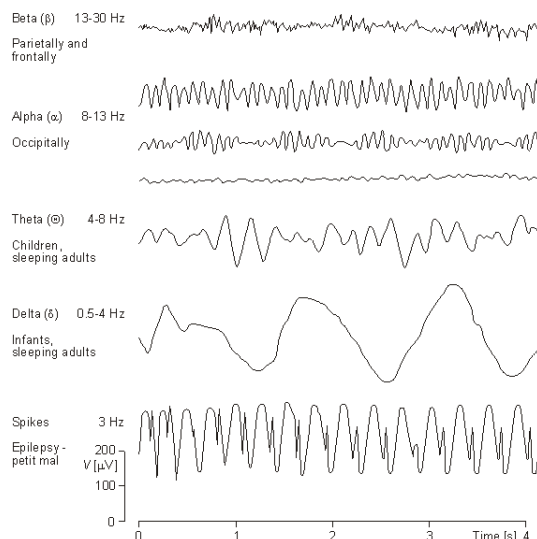
Sygnał EEG obserwuje się w postaci zmian potencjału elektrycznego na powierzchni skóry głowy. Jego źródłem jest aktywność neuronów składających się na skomplikowaną sieć – korę mózgową. Procesy myślowe można zaobserwować, jako rozchodzące się w całej korze mózgowej impulsy elektryczne. Zmiany potencjału elektrycznego, jako wynik wyżej wymienionych aktywności, zachodzą również na powierzchni skóry głowy. Ich amplituda jest bardzo mała – poniżej 100 μV . Nazywamy je sygnałem EEG.

Amplituda sygnału EEG spada wraz ze wzrostem częstotliwości, a obserwowana częstotliwość rośnie wraz z przemieszczaniem się instrumentu badawczego od potylicy, ku przodowi czaszki. Medycyna dokonała

wyróżnienia, pod względem częstotliwości, następujących typów fal mózgowych [11]:

- delta – częstotliwość poniżej 4 [Hz]. Ich obecność w stanie czuwania oznacza dysfunkcję mózgu, a w trakcie snu – jego bardzo głęboką fazę. Obserwuje się korelację ich występowania z wydzielaniem hormonu wzrostu.
- theta – częstotliwość 4 – 7 [Hz]. Najsilniejsze amplitudy rejestruje się w odprowadzeniach środkowych i skroniowych. Charakteryzują senność i wchodzenie w stan nieświadomości. Amplituda rośnie, wraz z wchodzeniem w coraz głębszą, początkową fazę snu.
- alfa – częstotliwość 8 – 12 [Hz]. Ten rytm uwidacznia się najlepiej w stanie rozluźnienia i zamknięcia oczu. Największe amplitudy rejestruje się w okolicach potylicznych.
- beta – częstotliwość powyżej 13 [Hz]. Obejmują swym występowaniem duży zasięg, głównie jednak płaty czołowe. Towarzyszą codziennym aktywnościom mózgu, takim jak komunikacja werbalna, intensywne myślenie logiczne, czy ogólne pobudzenie. W technice biofeedback wyróżnia się trzy podrodzaje tej aktywności: SMR (13 – 15 [Hz]), beta1 (15 – 18 [Hz]) i beta2 (powyżej 18 [Hz]).

Typowe odmiany rytmów fal mózgowych prezentuje rysunek 51 [8]:



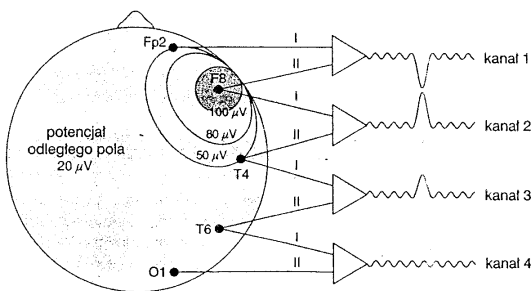
Rysunek 51: Ilustracja reprezentatywnych przebiegów EEG poszczególnych typów [8].



Rysunek 50: Nietypowe badanie EEG wykonywane „po godzinach” w celu weryfikacji spowolnienia pracy mózgu przez alkohol potwierdziło nasze przypuszczenia :-)

3.1.2 Przetwarzanie sygnału

Jako nieinwazyjną metodę rejestracji stosuje się elektroencefalografię (EEG). Do skóry głowy pacjenta przytwierdza się, zwilżone żelem elektrody. Żel stosuje się w celu obniżenia rezystancji elektroda – skóra. Najczęściej używa się odprowadzeń dwubiegunowych, kiedy to badany jest przebieg zmian różnicy potencjałów między elektrodami położonymi blisko siebie [11].



Rysunek 52: Szkic koncepcji rejestracji EEG, z zastosowaniem dwubiegunowych odprowadzeń. Widok z góry na głowę pacjenta [11].

Zobrazowana na rysunku 52 metoda rejestracji, pozwala na częściową eliminację zakłóceń, które biorą swe źródło z sieci energetycznej lub z organizmu samego pacjenta, takie jak sygnał EKG lub artefakty pochodzące z ruchów mięśni (EMG). Niepożądane sygnały indukują się synfazowo na każdej parze odprowadzeń, a interesujący nas sygnał EEG, zbierany jest różnicowo. Miejsce podłączenia elektrod należy wybrać w zależności od tego, który fragment kory mózgowej stanowi przedmiot badań oraz które rodzaje fal należy poddać obserwacji [11].

3.1.3 Wymagania

Skonstruowane urządzenie, jako sprzęt bezpośrednio integrujący mózg z komputerem i rejestrujące sygnał

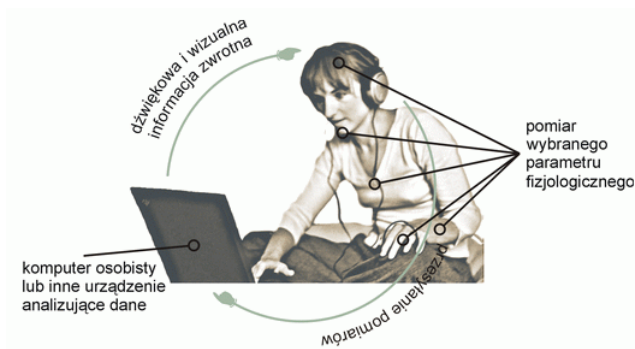
o amplitudzie poniżej poziomu zakłóceń, spełnia szereg wymagań, w tym najbardziej rygorystyczne normy bezpieczeństwa [8] [10] [13] [14]:

- oporność elektrod musi być mniejsza niż $5 [k\Omega]$
- rezystancja wejściowa wzmacniacza większa niż $100 [M\Omega]$
- czułość na poziomie $5 [\mu V]$
- różnicowy odbiór sygnału i jak najwyższe tłumienie składowej sumacyjnej CMRR – powyżej $80 [dB]$
- najwyższy typ ochrony pacjenta – CF („cardiac floating”). Bariera galwaniczna zabezpiecza przed przepięciami do $5 [kV]$ i ogranicza prąd upływu pacjenta do $10 [\mu A]$, a w wypadku awarii do $50 [\mu A]$.
- 12 bitowy przetwornik ADC
- częstotliwość próbkowania $80 [Hz]$
- przynajmniej 2 kanały
- analiza sygnału w czasie rzeczywistym
- prezentacja informacji zwrotnej w czasie mniejszym niż $0.5 [s]$ od pojawienia się reakcji bioelektrycznej mózgu

3.1.4 Przykłady zastosowań

W ogólności biofeedback to trening kontroli samoregulującego się systemu za pomocą biofizjologicznego sprzężenia zwrotnego. Ową definicję przedstawia poniższy obrazek 53:

System akwizycji mierzy wybrany parametr fizjologiczny i na bieżąco prezentuje jego zmiany. Może to być, dla przykładu, powiększanie się piłki na ekranie lub skręt jadącego samochodu w określonym kierunku.



Rysunek 53: Zasada działania biologicznego sprzężenia zwrotnego [12].

W ciągu kilku kolejnych takich sesji treningowych pacjent uczy się świadomie wpływać na określony parametr fizjologiczny, taki jak impedancja skóry, temperatura ciała lub częstotliwość fal mózgowych. Kiedy parametrem jest EEG, wtedy mamy do czynienia z neurofeedback'iem.

Dany typ fal jest silnie skorelowany z konkretnym stanem umysłu. Człowiek może, do pewnego stopnia, wyćwiczyć świadomą kontrolę nad generacją określonych częstotliwości, a więc wprowadzić mózg w określony tryb pracy, taki jak intensywne logiczne myślenie lub abstrakcyjne fantazjowanie w stanie głębokiego relaksu.

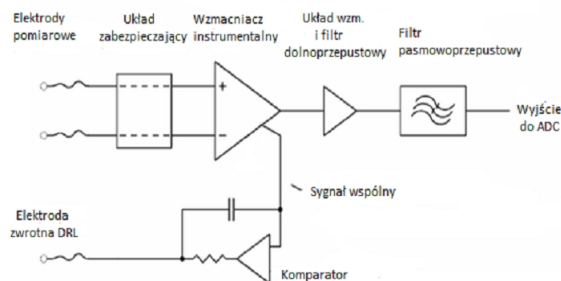
Na prawdziwości powyższych dwóch tez opiera się praktycznie cała celowość stosowania treningu neurofeedback. Pole zastosowań, jakie znajdują tego typu urządzenia jest tak rozległe, jak mnogość sytuacji życiowych, w których wymagana jest umiejętność kontroli własnych emocji i sprawnego wejścia w pożądaný stan umysłu, jak choćby rozluźnienie, albo intensywna praca twórcza. Wystarczy wymienić kilka sfer, w których zajmują znaczącą pozycję [12] [8] [13]:

- sport – trening koncentracji i wyciszenia w stanie wyczerpania
- biznes – podnoszenie sprawności intelektualnej w sytuacjach stresowych, podejmowanie ważnych decyzji po uprzednim rozmyśleniu w stanie głębokiego relaksu
- kursy wydajniejszego uczenia się, zwłaszcza przed okresem egzaminów
- terapia uzależnień
- terapia nerwic oraz ADHD
- sterowanie różnymi urządzeniami, jak na przykład proteza ręki

Neurologrzy często podkreślają brak skutków ubocznych – przy treningu pod okiem specjalisty oraz fakt

poczucia odpowiedzialności pacjenta za wynik własnego leczenia. Chory wie, że droga do wyzdrowienia w dużej mierze zależy od włożonego przez niego wysiłku.

3.1.5 Koncepcja zbudowanego systemu



Rysunek 54: Schemat ideowy wzmacniacza biologicznego [15].

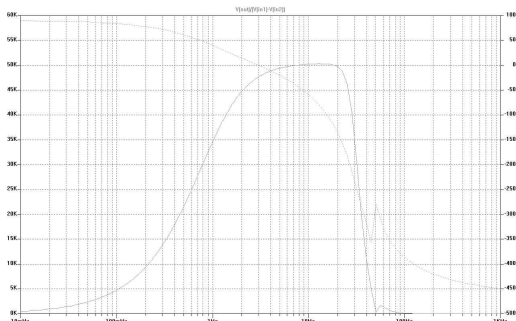
Wzmacniacz biologiczny, który wzmacnia sygnał odebrany z elektrod, zawiera w sobie podstawowe bloki funkcjonalne:

- Elektrody pomiarowe – przez nie urządzenie ma styczność z pacjentem. Działanie ludzkiego systemu nerwowego opiera się na przewodnictwie jonowym. Na elektrodach następuje przejście z przewodnictwa jonowego na elektronowe, w przewodzie.
- Układ zabezpieczający – zabezpiecza delikatny element elektroniczny, jakim jest wzmacniacz instrumentalny, przed przepięciami, jakie mogą nastąpić w momencie zetknięcia ze skórą pacjenta. Taki układ znajduje się wewnątrz scalonego wzmacniacza instrumentalnego.
- Wzmacniacz instrumentalny – zamontowany w postaci scalonej. Zdecydowano się na układ LT1168 firmy Linear Technology. Tworzy on pierwszy i najważniejszy stopień wzmacniający. Najważniejszy, bowiem od jego parametrów najbardziej zależą szумы i zdolność do separacji zakłóceń całego urządzenia. W swojej konstrukcji składa się z dwóch stopni wzmocnienia i charakteryzuje się bardzo wysokim tłumieniem składowej sumacyjnej, która indukuje się na pacjencie w postaci zakłóceń synfazowych. Tłumienie to (CMRR) powinno być wyższe od 80[dB].
- Sygnał zwrotny – wytwarzany przez wzmacniacz odwracający o wzmocnieniu kilkudziesięciu razy. Wzmacnia, wydobyty ze wzmacniacza instrumentalnego, synfazowy sygnał zakłóceń i w odwróconej fazie kieruje go do pacjenta, poprzez elektrodę

DRL. Powoduje to znaczne obniżenie poziomu niepożądanych przebiegów, indukujących się na skórze z sieci energetycznej.

- Zespół filtrów i dalsze stopnie wzmacniające – zastosowano dolnoprzepustową filtrację aktywnym filtrem, przez ustalanie potencjału na wejściu REF wzmacniacza instrumentalnego w zależności od częstotliwości sygnału. Dodano filtr pasmowozaaporowy, który odcina sieciąową składową 50[Hz]. Wszystkie filtry aktywne są jednocześnie kolejnymi stopniami wzmacniającymi. Finalnie urządzenie ma charakterystykę pasmowoprzepustową – rozciągającą się 1 – 30 [Hz], a maksymalne wzmocnienie napięciowe dochodzi do 50 000 [V/V].
- Bariera galwaniczna i zasilanie – ze względów bezpieczeństwa, na wypadek uszkodzenia, koniecznym jest oddzielenie części aplikacyjnej (mającej styczność z pacjentem) od reszty urządzenia, zasilanej z sieci elektrycznej. W zbudowanym układzie, którego część aplikacyjna czerpie zasilanie z baterii, zastosowano transoptory oraz oparte na transformatorach – izolatory cyfrowe. Jest to rozwiązanie bezpieczniejsze od zasilania poprzez bezpieczną przetwornicę. Przez barierę do komputera PC, są przekazywane jedynie sygnały cyfrowe. Pozwoliło to na uniknięcie problemów związanych z nieliniowością i wrażliwością na zmiany temperatury współczynnika wzmocnienia transoptorów – CTR.
- Mikrokontroler – jego zadanie stanowi sterowanie pracą wzmacniaczy biologicznych i transmisja danych do komputera PC. Zastosowano układy firmy Freescale (MCF51AC256).

Charakterystyka częstotliwościowa w skali liniowej wzmacniacza przedstawiona jest na rysunku 55.



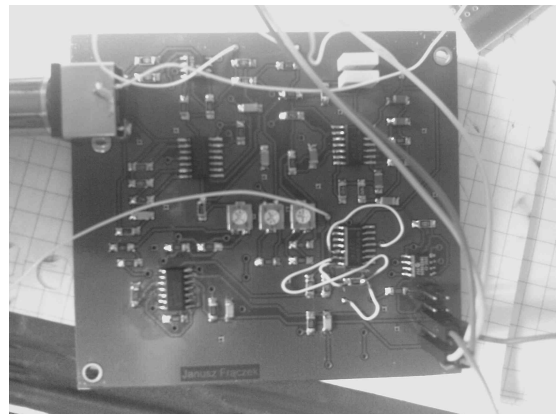
Rysunek 55: Charakterystyka częstotliwościowa urządzenia w skali liniowej [15].

3.1.6 Koncepcja interfejsu użytkownika

W urzędzeniu postanowiono rozgraniczyć interfejsy, na interfejs obsługi i interfejs pacjenta. Interfejs pacjenta zawiera się w ekranie komputera PC, na którym wyświetlana jest informacja zwrotna w postaci gry i przebiegów czasowych. Interfejs obsługi zawiera się w wyświetlaczu alfanumerycznym LCD i czterech przyciskach, które służą do wprowadzania nastaw oraz informowania o bieżącym stanie urządzenia.

3.1.7 Zdjęcia gotowej konstrukcji

Na Rysunku 56 zamieszczono zdjęcia zbudowanego urządzenia oraz jego ciekawsze fragmenty.



(a) płytka wzmacniacza



(b) układ testowy

Rysunek 56: Płytki wzmacniacza biologicznego oraz połączenie przewodem ekranowanym wzmacniacza z generatorem testowym, obydwa zaekranowane.

3.1.8 Uzyskane wyniki pracy

Stworzono, kompletny aparat EEG dla treningu neurofeedback, zgodne z międzynarodowymi normami bezpieczeństwa, który stanowi solidną platformę do ba-

dań nad przetwarzaniem sygnału elektroencefalograficznego.

Rozpoczęto analizę sygnału fal mózgowych za pomocą sztucznych sieci neuronowych. Obecnie system rozpoznaje, na podstawie przebiegów potylicznych, czy oczy pacjenta są otwarte, czy zamknięte.

Zintegrowano urządzenie z profesjonalnymi programami do obróbki i prowadzenia badań nad sygnałem EEG, jak Brain Bay i BCI2000.

3.1.9 Perspektywy rozwojowe i wnioski

Skonstruowane urządzenie tworzy bardzo dobry jakościowo oraz ekonomiczny system, mogący konkurować z profesjonalnymi urządzeniami przeznaczonymi do treningu neurofeedback. Dalsze plany rozwojowe przewidują badania nad potencjami wywołanymi. Odniesiono już pierwsze sukcesy w tej materii – rejestrując wzrokowy potencjał wywołany, po 100 uśrednieniach.

3.2 Texas Instruments Analog Design Contest „Biofeedback Device” (prof. Antoni Grzanka, inż. Janusz Frączek, mgr inż. Michał Adamski)

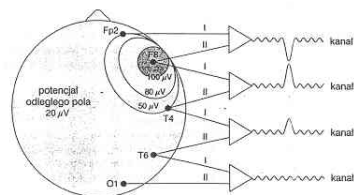
3.2.1 Wstęp

Po raz drugi w historii, światowy potentat w branży elektroniki półprzewodnikowej – firma Texas Instruments, ogłosiła konkurs konstruktorski na najciekawszy projekt, wykorzystujący elementy przez nią produkowane. Konkurs był adresowany do studentów kierunków technicznych i objął całą Europę oraz Afrykę. Do udziału zgłosiło się 150 zespołów z 30 krajów, w tym dwuosobowy zespół ze Studenckiego Koła Naukowego Cybernetyki, Wydziału Elektroniki i Technik Informatycznych Politechniki Warszawskiej, w składzie – Michał Adamski, Janusz Frączek, pod opieką prof. dr hab. Antoniego Grzanki. Głównym warunkiem było użycie przynajmniej 3 analogowych układów scalonych produkcji Texas Instruments lub 2 analogowych i jednego procesora. Projekty były oceniane pod względem:

- pomysłu, oryginalności, innowacyjności
- inżynierskiego kunsztu, podejścia
- stopnia zaawansowania zagadnień analogowych
- trafnością doboru elementów i narzędzi
- praktycznością
- jakością wykonania sprawozdania

3.2.2 Przebieg prac

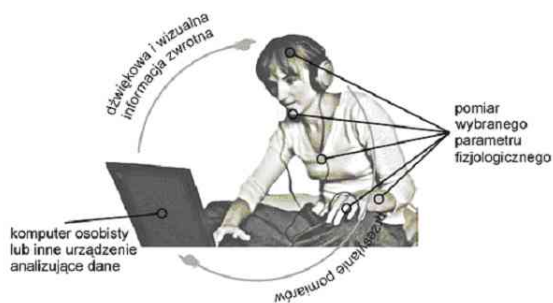
Postanowiono zgłosić do konkursu urządzenie skonstruowane przez Janusza Frączka w ramach jego pracy inżynierskiej, a czas na wykonanie projektu poświęcić na jego pełne uruchomienie, usprawnienie, dodanie nowych funkcji i przeprowadzenie ciekawych badań. Projekt nazwano „Biofeedback device”. Owym urządzeniem był świeżo uruchomiony, jednokanałowy aparat do monitorowania aktywności elektrycznej mózgu poprzez pomiar potencjałów na skórze czaszki – potencjalnie zwanych falami mózgowymi, czyli EEG. Zastosowano, znaną od początku XX w., metodę pomiarową o nazwie elektroencefalografia, która obecnie na nowo wraca do łask, dzięki postępowi technologicznemu w dziedzinie wzmacniaczy biologicznych oraz wprowadzeniu nowych metod analizy sygnałów. Do skóry głowy pacjenta przytwierdza się, zwilżone żel przewodzącym elektrody. Żel stosuje się w celu obniżenia rezystancji elektroda – skóra. Najczęściej używa się odprowadzeń dwubiegunowych, kiedy to badany jest przebieg zmian różnicy potencjałów między elektrodami położonymi blisko siebie.



Rysunek 57: Szkic koncepcji rejestracji EEG, z zastosowaniem dwubiegunowych odprowadzeń. Widok z góry na głowę pacjenta.

Metoda rejestracji zobrazowana na Rysunku 57 pozwala na częściową eliminację zakłóceń, które biorą swe źródło z sieci energetycznej, lub z organizmu samego pacjenta, takie jak sygnał EKG lub artefakty pochodzące z ruchów mięśni (EMG). Niepożądane sygnały indukują się synfazowo na każdej parze odprowadzeń, a interesujący nas sygnał EEG, zbierany jest różnicowo. Miejsce podłączenia elektrod należy wybrać w zależności od tego, który fragment kory mózgowej stanowi przedmiot badań oraz które rodzaje fal należy poddać obserwacji. Nasz zespół zainteresowało wykorzystanie fal mózgowych człowieka w aplikacji biofeedback. W ogólności biofeedback to trening kontroli samoregulującego się systemu za pomocą biofizjologicznego sprzężenia zwrotnego. Ową definicję przedstawia Rysunek 58.

System akwizycji mierzy wybrany parametr fizjologiczny i na bieżąco prezentuje jego zmiany. Może to być, dla przykładu, powiększanie się piłki na ekranie lub skręt jadącego samochodu w określonym kierunku.



Rysunek 58: Zasada działania biologicznego sprzężenia zwrotnego.

W ciągu kilku kolejnych takich sesji treningowych pacjent uczy się świadomie wpływać na określony parametr fizjologiczny, taki jak impedancja skóry, temperatura ciała lub częstotliwość fal mózgowych. Kiedy parametrem jest EEG, wtedy mamy do czynienia z neurofeedback'iem.

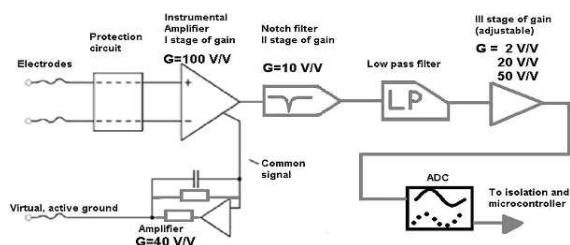
Dany typ fal jest silnie skorelowany z konkretnym stanem umysłu. Człowiek może, do pewnego stopnia, wyćwiczyć świadomą kontrolę nad generacją określonych częstotliwości, a więc wprowadzić mózg w określony tryb pracy, taki jak intensywne logiczne myślenie lub abstrakcyjne fantazjowanie w stanie głębokiego relaksu. Na prawdziwości powyższych dwóch tez opiera się praktycznie cała celowość stosowania treningu neurofeedback.

Pole zastosowań, jakie znajdują tego typu urządzenia jest tak rozległe, jak mnogość sytuacji życiowych, w których wymagana jest umiejętność kontroli własnych emocji i sprawnego wejścia w pożądany stan umysłu, jak choćby rozluźnienie, albo intensywna praca twórcza. Wystarczy wymienić kilka sfer, w których zajmują znaczącą pozycję:

- sport – trening koncentracji i wyciszenia w stanie wyczerpania
- biznes – podnoszenie sprawności intelektualnej w sytuacjach
- stresowych, podejmowanie ważnych decyzji po uprzednim
- rozmyślaniu w stanie głębokiego relaksu
- kursy wydajniejszego uczenia się, zwłaszcza przed okresem egzaminów
- terapia uzależnień
- terapia nerwic oraz ADHD
- sterowanie różnymi urządzeniami, jak na przykład proteza ręki

Neurologzy często podkreślają brak skutków ubocznych – przy treningu pod okiem specjalisty oraz fakt poczucia odpowiedzialności pacjenta za wynik własnego leczenia. Chory wie, że droga do wyzdrowienia w dużej mierze zależy od włożonego przez niego wysiłku.

W pierwotnym urządzeniu usprawniono tor analogowy, dostrajając filtry odcinające zakłócającą składową od sieci energetycznej 50[Hz]. Wykonano dodatkowe trzy płytki ze wzmacniaczami biologicznymi, co uczyniło urządzenie czterokanałowym. Schemat blokowy pojedynczej płytki, która tworzy niezależny, osobny wzmacniacz biologiczny umieszczono na rysunku 3. Przedstawia on drogę, jaką przebywa sygnał fal mózgowych, począwszy od elektrod, a skończywszy na przetworniku analogowo- cyfrowym. Najpierw różnica napięć, której źródłem jest aktywność neuronów w korze mózgowej, odkłada się na elektrodach wejściowych, które, poprzez przewody doprowadzające, przenoszą ją na wejście wzmacniacza instrumentalnego – w naszym przypadku modelu INA121. Po stukrotnym wzmocnieniu i odrzuceniu składowej stałej z sygnału, jest on dziesięciokrotnie wzmacniany i oczyszczony z zakłóceń sieciowych przez filtr pasmowozaprowy typu notch. Następnie dolnoprzepustowy filtr, o bardzo stromej charakterystyce (5 rzędu) tłumi składowe o częstotliwościach wyższych niż 30[Hz], które pochodzą od aktywności mięśni oraz znajdujących się w pobliżu urządzeń radiowych. Na koniec sygnał przechodzi przez trzeci, regulowany stopień wzmacniający i zostaje zamieniony na postać cyfrową.



Rysunek 59: Schemat blokowy pojedynczego wzmacniacza biologicznego.

Sumaryczne wzmocnienie układu wynosi, zależnie od ustawień: 2000, 20000 lub 50000 razy, co pozwala na oglądanie przebiegów o amplitudzie poniżej 1[uV]. Płytkę pojedynczego wzmacniacza, zestawiony pierwszy układ testowy (generator + wzmacniacz + oscyloskop) i zarejestrowany przebieg przed filtracją oraz po filtracji przedstawiono na rysunku 4.

3.2.3 Wyniki

Pierwszym sygnałem biologicznym, który zarejestrowano skonstruowanym urządzeniem był sygnał EKG, który ma względnie bardzo wysoką amplitudę (rzędu miliwoltów). Po podłączeniu 12 elektrod i ustawieniu



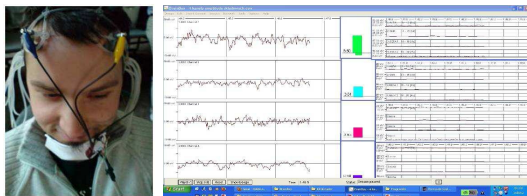
Rysunek 60: Płytki wzmacniacza, generator połączony ze wzmacniaczem i oscyloskopem oraz zarejestrowane oczyszczenie sygnału testowego z zakłóceń dzięki układowi aktywnej filtracji.

wzmocnienia na minimalne (2000), zarejestrowano w 4 kanałach urządzenia następujące przebiegi:



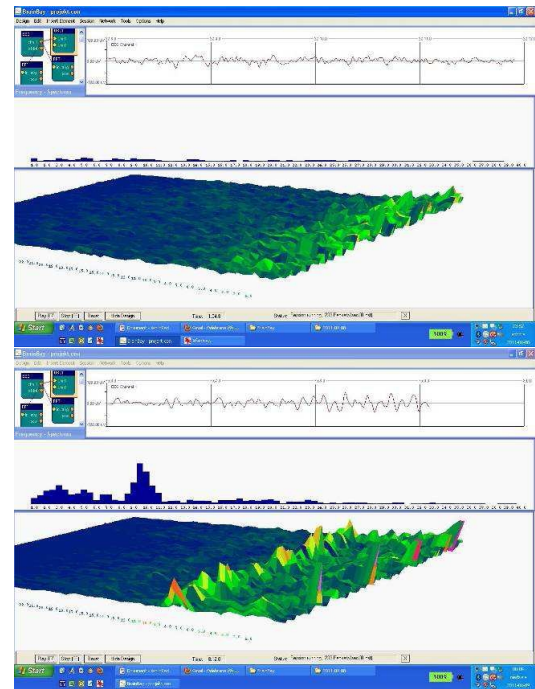
Rysunek 61: Konstruktor z zamontowanymi elektrodami i przebiegi aktywności elektrycznej jego serca – EKG.

Następnie podłączono urządzenie do głowy i ustawiono wzmocnienie na 50000, ponieważ fale mózgowie mają bardzo niską amplitudę, rzędu pojedynczych [uV]. Mimo tego, urządzenie świetnie poradziło sobie również z tam słabymi sygnałami:



Rysunek 62: Konstruktor i przebieg czasowy jego fal mózgowych, zebrany w czasie 3 sekund.

Wysokość widocznych kolorowych, pionowych pasków jest proporcjonalna do amplitudy fal alfa, które są wysoce skorelowane z poziomem relaksu. Program BrainBay wyświetla odebrany sygnał i wysokością kolorowych pasków informuje użytkownika o udziale fal alfa w aktywności elektrycznej jego mózgu. Fale alfa mają częstotliwość od 8 do 12[Hz] i są wysoce skorelowane z poziomem relaksu. W ten sposób pacjent może uczyć się świadomie wyciszać swój umysł i miarodajnie testować różne techniki relaksacyjne. Ciekawym narzędziem badania sygnału jest spektrogram, który pokazuje, jak zmieniają się dominujące częstotliwości fal wraz z upływem czasu.



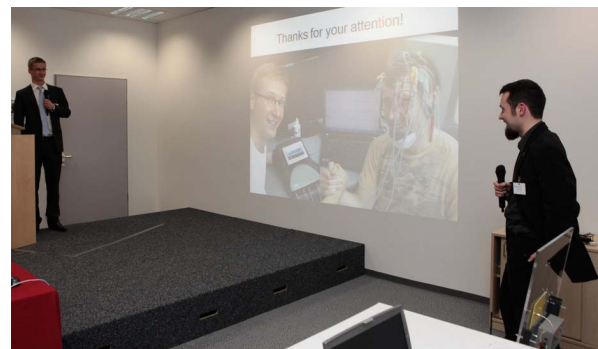
Rysunek 63: Sygnał i jego spektrogram poniżej. a. pacjent zestresowany, b. pacjent zrelaksowany (widać wysoką aktywność fal alfa – 10[Hz]).

3.2.4 Etapy konkursu

Po wysłaniu opisu procesu projektowego oraz wyników pracy w postaci sprawozdania do organizatorów konkursu, należało poczekać do końca września na wyniki pierwszego etapu. Z radością dowiedzieliśmy się o zakwalifikowaniu naszego zespołu do dalszego etapu, aby miesiąc później dowiedzieć się o zaproszeniu nas na galę finałową pod Monachium.

3.2.5 Gala finałowa

Finał konkursu odbył się 22. listopada we Freisingu pod Monachium, w siedzibie firmy Texas Instruments. Najpierw oprowadzono nas po tamtejszej zaawansowanej fabryce struktur półprzewodnikowych, a po obiedzie przyszedł czas na zaprezentowanie się finalistów:



Dwa pierwsze miejsca zdobyły zespoły z Niemiec, a nasz zespół zajął miejsce trzecie:



Co ciekawe na miejscu czwartym uplasowali się również Polacy – z Politechniki Łódzkiej. Na koniec przyszedł czas na wspólne zdjęcia:



i wymianę doświadczeń:



3.2.6 Podsumowanie

Udział w międzynarodowym konkursie był dla nas wielkim przeżyciem i pokazał nam, że warto wkładać wysiłek w pasjonującą pracę badawczą. Wynik, który udało nam się osiągnąć, motywuje nas do realizacji jeszcze odważniejszych projektów i dodaje otuchy do odważnej

rywalizacji z inżynierami również z innych krajów. Pragniemy gorąco podziękować prof. Antoniemu Grzance za wsparcie, jakiego nam udzielił podczas prac badawczych oraz na samej gali finałowej. Dziękujemy również mgr inż. Mirosławowi Sobotce za ciepłe przyjęcie w Monachium i z troską o wszelkie logistyczne sprawy na miejscu. Udało się zbudować kompletny system do akwizycji sygnału EEG, który zostanie użyty do wielu eksperymentów będących w zakresie tematyki badawczej Studenckiego Koła Naukowego Cybernetyki. Z wielką chęcią podejmiemy wyzwanie trzeciej edycji konkursu, tym razem mierząc ambitnie w pierwsze miejsce.

3.3 Obiektywny Elektrogustometr (prof. Antoni Grzanka, Tomasz Kamiński, Janusz Frączek, Igor Podobiński).

3.3.1 Cel pracy

Celem projektu było zaprojektowanie, skonstruowanie i przetestowanie w praktyce pierwszego na skalę światową, o tak wysokim stopniu innowacyjności, obiektywnego elektrogustometru. Wykorzystując współczesne możliwości technologiczne, zbudowano kompletny system, który zapewni dokładny, automatyczny i bezpieczny pomiar progów smakowych, czyli najmniejszego natężenia bodźca będącego w stanie wywołać odczucie smaku w oparciu o drażnienie okolic kubków smakowych prądem elektrycznym o różnym natężeniu. Urządzenie to może być użyte w codziennej diagnostyce klinicznej, jak również wykorzystane do badań naukowych nad zmysłem smaku. Może ono być również wykorzystane do badań nad smakowymi potencjami wywołanymi i polami magnetycznymi mózgu wywołanymi smakiem. Projekt powstaje w ramach prac Studenckiego Koła Naukowego Cybernetyki oraz jako rozprawa doktorska mgr. inż. Tomasza Kamińskiego. Opiekunem pracy jest prof. dr hab. Antoni Grzanka.

3.3.2 Wstęp

Gustometria jest dziedziną nauki, która zajmuje się badaniem zmysłu smaku. Do pobudzania receptorów smakowych prądem elektrycznym i badania percepcji tego zmysłu przez ludzki mózg służy urządzenie o nazwie elektrogustometr. Elektrogustometria to badanie polegające na wyznaczaniu progów czucia smaku na drodze drażnienia języka prądem elektrycznym [56]. Smak i węch to zmysły reagujące na obecność substancji chemicznych znajdujących się w otoczeniu. Smak to zdolność oceny pewnych chemicznych właściwości substancji wprowadzonych do jamy ustnej. Niewielkie ilości tych substancji rozpuszczone w ślinie pobudzają receptory smakowe znajdujące się w specjalnych

strukturach – kubkach smakowych, rozmieszczonych w błonie śluzowej języka, jamy ustnej i gardła. Powstałe impulsy biegną do ośrodków rdzenia przedłużonego i mostu, skąd zostają przekazane do wzgórza i ośrodków korowych w mózgu. Człowiek rozróżnia pięć smaków: słony, słodki, kwaśny, gorzki i umami. Wiele innych wrażeń smakowych stanowi mieszaninę wrażeń podstawowych lub połączenie tej mieszaniny z wrażeniami powstającymi wskutek podrażnienia zakończeń nerwowych czucia ogólnego i czucia zapachu [56].

Według definicji WHO prawidłowe odczuwanie smaku, jako jedno z najważniejszych wrażeń zmysłowych, przyczynia się w znacznym stopniu do dobrego samopoczucia człowieka, tak w sensie fizycznym, jak i psychicznym, co jest warunkiem zdrowia. Zaburzenia smaku mogą znacząco wpływać na jakość życia chorych. Przyczyny zaburzeń smaku mogą być bardzo różne, począwszy od patologii zlokalizowanych w jamie ustnej, przez uszkodzenia drogi smakowej, a skończywszy na niedoborach pokarmowych i zaburzeniach metabolicznych związanych z chorobami ogólnoustrojowymi, czy też wpływem leków. W każdym przypadku zaburzeń smaku ważna jest szczegółowa diagnostyka, ponieważ może to być pierwszy objaw wielu poważnych chorób. Zaburzenia smaku są jednak rzadko rozpoznawane w codziennej praktyce lekarskiej. Prawdopodobnie wynika to z trudności związanych z ich sprecyzowaniem i pomiarem „jakościowym” i „ilościowym”. Choczy mylą pojęcie ogólnego doznania związanego ze smakiem i węchem oraz samego smaku. Badania smaku dla diagnostyki lekarskiej cieszą się jednak wzrastającym zainteresowaniem. Następuje rozwój metod badawczych, które mogą w niedalekiej przyszłości znacząco wspomóc diagnostykę zaburzeń smaku [56].

3.3.3 Teoria

Układ nerwowy człowieka został wyposażony w wiele różnorodnych wyspecjalizowanych układów, służących do zbierania informacji o środowisku. Te informacje są organizmowi niezbędne po to, aby mógł skoordynować swoje działania tak, aby zapewnić sobie przetrwanie. Układ nerwowy zbiera i opracowuje informację zakodowaną w formie sygnałów elektrycznych, aby reagować na bodźce pochodzące ze środowiska (światło, dźwięk, itd.) muszą być one przetworzone do postaci sygnału elektrycznego. Zadanie to spełniają neurony czuciowe, które stanowią przetwornik pomiędzy układem nerwowym a światem zewnętrznym. Systemy sensoryczne człowieka, których efektami są np.: wrażenia, uczucia, świadomość, nie odzwierciedlają dokładnie świata fizycznego, lecz reagują jedynie na te aspekty środowiska, które są ważne dla naszego przeżycia. Dostarczają zatem tę ilość informacji o otoczeniu, która jest wystarczająca by tylko przetrwać, dlatego też nie wszystkie zmysły człowieka rozwinęły się

w sposób maksymalny (np. bardzo mała zdolność do detekcji pola elektrycznego, promieniowania podczerwieni, infra-, czy ultradźwięków). Przewaga człowieka nad innymi stworzeniami polega na wzbogaceniu mechanizmów przetwarzania informacji (silny rozwój obszarów asocjacyjnych), a nie na zwiększaniu ilości jej dopływu. Powstające w korze asocjacyjnej (kojarzeniowej) wrażenia zmysłowe są u człowieka świadome [56].

Żywe komórki są pobudliwe, tzn. zdolne do zmiany stanu czynnościowego pod wpływem czynników fizycznych lub chemicznych. Największą pobudliwością odznaczają się komórki nerwowe wyspecjalizowane w odbiorze informacji i przesyłaniu jej do innych komórek. Niekiedy specjalizacja ta jest tak zaawansowana, że narządy odbiorcze reagują wybiórczo na ściśle określone zmiany w środowisku nawet przy znikomym natężeniu czynników, na które są wrażliwe. Narządy te nazywamy receptorami, a działające na nie zmiany środowiska – bodźcami. Bodźcem nazywa się również czynnik sztuczny, na przykład prąd elektryczny drażniący nerw lub jego zakończenie w tkance. Niekiedy czynnik chemiczny lub fizyczny może być bodźcem dla nielicznych, a nawet tylko dla jednego gatunku, np. nietoperze reagują na ultradźwięki nie dostrzegane przez wiele innych zwierząt [56].

W większości receptorów czuciowych potencjał receptora, będący wynikiem transdukcji, podlega gradacji zależnie od intensywności bodźca. Proces ten nazywa się kodowaniem natężenia bodźca i jest nieliniową zależnością pomiędzy amplitudą potencjału receptora, a natężeniem bodźca czuciowego (rys. 1.). Jeżeli zwiększa się intensywność bodźca, startując od początkowo niskiego poziomu, po osiągnięciu wartości natężenia progowego bodźca receptor zaczyna odpowiadać. Jeżeli natężenie bodźca zwiększa się nadal, amplituda potencjału receptora rośnie aż do osiągnięcia wartości maksymalnej. Wartość tzw. potencjału generującego występująca w receptorze zależy od intensywności bodźca i rośnie wraz z jej wzrostem. Po osiągnięciu tzw. potencjału progowego, potencjał generujący wyzwala impuls nerwowy. Potencjał generujący jest zmianą miejscową, nie rozprzestrzeniającą się, szybko zanikającą wraz ze wzrostem odległości od miejsca powstania. Dla jego powstania, duże znaczenie ma szybkość narastania wartości bodźca. Po osiągnięciu wartości maksymalnych, potencjał generujący maleje do zera, mimo dalszego działania bodźca. Wyzwała on przy tym wyładowanie impulsów nerwowych, co jest efektem ostatecznym czynności receptora. Informacja zawarta w impulsie jest przekazywana dalej do ośrodkowego systemu nerwowego [56].

Rys.1. Potencjał receptorowy i częstość potencjałów czynnościowych w zależności od natężenia bodźca [58].

Rys.2. Schemat drogi sensorycznej [59].

Pojęcie drogi sensorycznej (rys. 2.) obejmuje nie tylko konkretny nerw czuciowy, lecz także cały łańcuch neuronów i ośrodków nerwowych, które uczestniczą w przekazywaniu informacji z danego narządu zmysłu do kory mózgowej. Większość dróg sensorycznych, poczynając od receptora aż do kory składa się z trzech etapów i na każdym z nich impulsy nerwowe przechodzą przez jeden neuron. Pierwszy etap to pobudzenie i obejmuje on neuron I rzędu. Neuron ten ma dwie wypustki – centralną, która kontaktuje się z neuronem II rzędu, i obwodową biegnącą do narządu odbiorczego. Zakończenie wypustki obwodowej może być właściwym receptorem (jak w receptorach dotyku) lub kontaktuje się z odrębną komórką receptorową (jak w narządzie słuchu). Neuron I rzędu doprowadza impulsy do ośrodka w rdzeniu przedłużonym albo w pniu mózgu. W ośrodku tym znajdują się neurony II rzędu. Aksony tych neuronów biegną do podkorowego ośrodka sensorycznego i tworzą połączenia z neuronami III rzędu. Aksony neuronów III rzędu dochodzą do odpowiedniej okolicy sensorycznej w korze mózgu.

Pobudzenie drogi sensorycznej wywołuje wrażenie w zakresie modalności czucia związanej z daną drogą, a nie z rodzajem działającego na nią bodźca. Właściwości te są wykorzystywane w elektrogustometrii, kiedy to wrażenie smaku powstaje na skutek drażnienia receptorów smaku prądem elektrycznym, a nie substancją smakową.

Kubki smakowe są beczułkowatymi skupiskami walcowatych lub wrzecionowatych komórek, umieszczonymi w nabłonku wielowarstwowym płaskim w ten sposób, że tworzące go komórki ustawione są pionowo (jak klepki w beczce) i w większości sięgają od błony podstawnej do powierzchni nabłonka, osiągając wysokość do $80\mu\text{m}$. Komórki te należą do tkanki nabłonkowej, stąd określamy je mianem nabłonkowo-zmysłowych. W górnej części kubka, poprzez tak zwany otwór smakowy złożony z komórek nabłonka wielowarstwowego płaskiego, wystają ponad powierzchnię pęczki mikrokosmków o różnej wysokości, wyższe leżące na obwodzie i niższe znajdujące się w centrum. Mikrokosmki mogą łączyć się z substancją chemiczną rozpuszczoną w ślinie na powierzchni języka. Każdy z kubków smakowych zawiera od 50 do 100 komórek smakowych [56].

Rys.3. Budowa kubka smakowego [56].

3.3.4 Dotychczasowe metody badania zmysłu smaku

Historia badań narządu smaku jest stosunkowo krótka. W drugiej połowie XIX wieku znano ogólny zarys percepcji smakowej. Wiek XX był czasem rozwoju badań nad ultrastrukturą receptorów smaku oraz drogi smakowej. W badaniach zmysłu smaku używane są dwie metody stymulacji: chemiczna i elektryczna. W metodzie chemicznej smak stymulowany jest roztwo-

rami chemicznymi, a w elektrycznej prądem elektrycznym. Ostatnio w badaniach zmysłu smaku stosuje się nowoczesne metody obrazowania pracy mózgu fMRI (funkcjonalny rezonans magnetyczny), MEG (magnetoencefalografia), czasami również PET (pozytonowa emisyjna tomografia komputerowa). Gustometria klasyczna polegająca na stymulacji zmysłu smaku roztworami chemicznymi jest trudna w stosowaniu i mało powtarzalna, metody obrazowania mózgu są badaniami drogimi i nie zawsze koniecznymi w badaniach smaku. Potencjalnie największe perspektywy w diagnostyce stwarza elektrogustometria [56].

Dotychczas stosowane elektrogustometry były aparatami stymulującymi prądem najczęściej stałym, metodą jednobiegunową (elektroda aktywna przykładana była do języka – bierną badany trzymał w dłoni). Najczęściej urządzenia zasilane były dość wysokim napięciem (nawet 100V), wynik pomiaru odczytywany był często nie z amperomierza, ale ze skali regulującego prąd w obwodzie potencjometru. Na rynku polskim nie ma żadnego elektrogustometru, na świecie aktualnie jest sprzedawany jeden model elektrogustometru japońskiej firmy RION. Elektrogustometr ten podczas pomiaru wymaga dość skomplikowanej obsługi i jest urządzeniem drogim [56].

W badaniach gustometrycznych i elektrogustometrycznych chemoreceptory stymulujemy bodźcami odpowiednio chemicznymi lub elektrycznymi. Siłę bodźców klasyfikujemy następująco:

- Bodziec podprogowy – bodziec o tak małej intensywności, że albo nie pobudza receptora, albo pobudza, ale indukowany przez niego potencjał receptorowy ma zbyt małą amplitudę, by mógł spowodować generację potencjału czynnościowego.
- Bodziec progowy – bodziec o najmniejszej intensywności w wyniku którego działania dochodzi w receptorze do generacji potencjału czynnościowego o niewielkiej częstotliwości.
- Bodziec nadprogowy – bodziec silniejszy od progowego, indukujący w receptorze potencjał receptorowy o zmiennej zależności od siły bodźca amplitudzie pod którego wpływem wytwarzane są potencjały czynnościowe o częstotliwości proporcjonalnej do amplitudy potencjału receptorowego.
- Bodziec maksymalny – bodziec nadprogowy, który powoduje, że w receptorze są generowane potencjały czynnościowe o maksymalnej amplitudzie. Dalsze zwiększanie siły bodźca nie ma już wpływu na pobudzenie receptora. Bodźce o takiej intensywności nazywa się supramaksymalnymi.

W badaniu czucia, spostrzeżenie działania bodźca jest opisywane słownie (lub np. przez podniesienie ręki,

naciśnięcie przycisku, itp.) przez badanego. Istnieją również metody obiektywne polegające na rejestracji potencjału wywołanego we właściwym polu projekcyjnym kory mózgowej. Za bodziec progowy uważa się wówczas najslabszy bodziec spostrzegany przez badanego lub wywołujący obserwowaną reakcję. Bodźce nadprogowe wywołują efekt proporcjonalny do intensywności bodźca. Intensywność pobudzenia wielu receptorów jest proporcjonalna do logarytmu intensywności bodźca:

$$e = k(\log S \sim \log S_p)$$

, gdzie e oznacza wielkość pobudzenia receptora, S siłę bodźca nadprogowego, S_p siłę bodźca progowego, k współczynnik proporcjonalności.

Elektrogustometria polega więc na drażnieniu okolic kubków smakowych prądem elektrycznym i na wyznaczeniu progu pobudliwości jako funkcji wielkości jego natężenia. Odczucie smakowe (prawdopodobnie) powstaje na drodze elektrolizy śliny (przy stymulacji anodą wydzielają się na niej odpowiedzialne za smak kwaśny jony H^+) bądź, przy badaniu katodą – jest wynikiem bezpośredniego drażnienia zakończeń włókien smakowych. Rozróżniamy elektrogustometrię stałoprądową, gdzie bodźcem pobudzającym jest prąd stały i elektrogustometrię impulsową, gdzie bodźcem pobudzającym jest prąd impulsowy najczęściej o kształcie prostokątnym [56].

Dzięki rozwinięciu metod badań smakowych potencjałów wywołanych (GEP – Gustatory Evoked Potentials) skonstruowanie obiektywnego elektrogustometru stało się możliwe. Ta obiektywna metoda, uniezależniająca wynik od współpracy pacjenta, ma spore szanse stać się bardzo użyteczną w praktyce klinicznej. W celu badania układów zmysłowych stosuje się technikę potencjałów wywołanych (z ang. evoked potential, EP). Sygnały te reprezentują synchroniczną zmianę potencjału polowego „wywołaną” prezentacją bodźca zmysłowego, a ich krótkolatencyjne (pojawiające się krótko po zadziałaniu bodźca) składowe są rejestrowane w strukturach zajmujących się przetwarzaniem informacji danej modalności sensorycznej. Potencjały wywołane reprezentują średnią aktywność grupy blisko położonych, a więc również podobnych funkcjonalnie komórek, co pozwala na określenie stanu ich wzbudzenia w chwili zadziałania bodźca. Potencjały wywołane bada się u ludzi stosując bodźce wzrokowe, słuchowe, dotykowe, bólowe czy też drażnienie nerwów czuciowych prądem elektrycznym. Analiza tych potencjałów ma znaczenie w diagnostyce zaburzeń sensorycznych. Metodę potencjałów wywołanych nazywamy też ERP – potencjałami skojarzonymi ze zdarzeniem (z ang. event-related potentials) [56].

Możliwość rejestracji potencjałów wywołanych budzi duże zainteresowanie, jako że jest bezpośrednim efek-

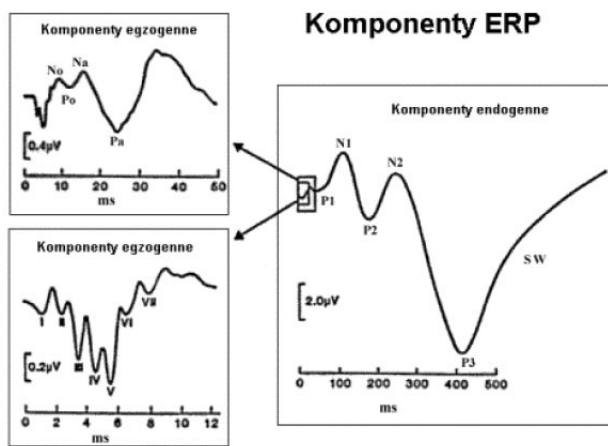
tem aktywności mózgu będącej odpowiedzią na prezentację bodźca zmysłowego. Najtańszą i najprostszą metodą rejestracji potencjałów wywołanych jest rejestracja EEG ze skóry głowy. EEG (elektroencefalografia) jest nieinwazyjną metodą diagnostyczną służącą do badania bioelektrycznej czynności mózgu. Badanie to polega na odpowiednim rozmieszczeniu na powierzchni skóry czaszki elektrod, które rejestrują zmiany potencjału (odprowadzenia jednobiegunowe) lub różnice w potencjale różnych części mózgu (odprowadzenie dwubiegunowe) i po odpowiednim ich wzmocnieniu tworzą z nich zapis - elektroencefalogram. Najczęściej używa się odprowadzeń dwubiegunowych, kiedy to badany jest przebieg zmian różnicy potencjałów między elektrodami położonymi blisko siebie. Pozwala to na częściową eliminację zakłóceń, które biorą swe źródło z sieci energetycznej lub z organizmu samego pacjenta, takie jak sygnał EKG lub artefakty pochodzące z ruchów mięśni (EMG). Niepożądane sygnały indukują się synfazowo na każdej parze odprowadzeń, a interesujący nas sygnał EEG, zbierany jest różnicowo. Miejsce podłączenia elektrod należy wybrać w zależności od tego, który fragment kory mózgowej stanowi przedmiot badań oraz które rodzaje fal należy poddać obserwacji [57].

Rys. 4. Szkic koncepcji rejestracji EEG, z zastosowaniem dwubiegunowych odprowadzeń.

Widoczne centrum aktywności w punkcie F8, jej propagacja oraz rejestracja w poszczególnych odprowadzeniach. Widok z góry na głowę pacjenta. [61]. Często potencjał wywołany rejestrowany za pomocą EEG ma tak małą amplitudę, że nie można go dostrzec na tle spontanicznej aktywności EEG mózgu. Dzieje się tak, ponieważ czynność spontaniczna mózgu generuje na odprowadzeniach elektrod potencjał około 60uV (lub nawet większy), natomiast EP mają amplitudę nie większą niż 20uV, a często poniżej 1uV. Stosuje się wówczas metodę ekstrakcji potencjału polegającą na wielokrotnym powtarzaniu bodźca i uśrednianiu otrzymanych potencjałów za pomocą układu elektronicznego. Przypadkowa aktywność bioelektryczna, o przeciwnej polaryzacji (dodatniej i ujemnej), ulega w ten sposób wygaszeniu, tak że otrzymuje się uśredniony „czysty” potencjał wywołany. Otrzymany przebieg nie jest identyczny z żadną rzeczywistą realizacją EP, jest jedynie wartością średnią. Należy o tym pamiętać, ponieważ EP w kolejnych próbach, mogą się od siebie różnić zarówno amplitudą, kształtem jak i opóźnieniem względem pobudzenia. Czas trwania potencjału wywołanego w stosunku do okresów oscylacji jego składowych jest względnie krótki. Własność ta, implikuje ograniczenia w analizie EP.

Wyniki uzyskane drogą uśredniania lub innymi metodami obserwuje się na ekranie monitora w formie krzywej i wyznacza się na niej załamki charakterystyczne

dla rejestracji w określonym układzie elektrod. Opisane załamki polega na określeniu jego okresu latencji, czyli czasu, jaki upłynął od momentu zadziałania bodźca do pojawienia się załamki oraz wyznaczeniu jego amplitudy, a także informacji o kształcie załamki. Załamki, a raczej ich wierzchołki oznaczane są najczęściej literą P dla wartości dodatnich i N dla wartości ujemnych, oraz liczbą oznaczającą przeciętną latencję w milisekundach. Często zamiast latencji, występuje pojedyncza cyfra określająca kolejność danego załamki. Aby nie naruszać porządku, nazwy niektórych załamków uzupełniane są małą literą. Tak więc, na przykład załamek P300 jest to dodatni potencjał o latencji 300 milisekund. ERP można charakteryzować na wczesne - egzogenne i późne – endogenne (rys. 4.). Potencjały wywołane egzogenne zależą od fizycznych parametrów bodźca, a endogenne odzwierciedlają procesy poznawcze w mózgu.



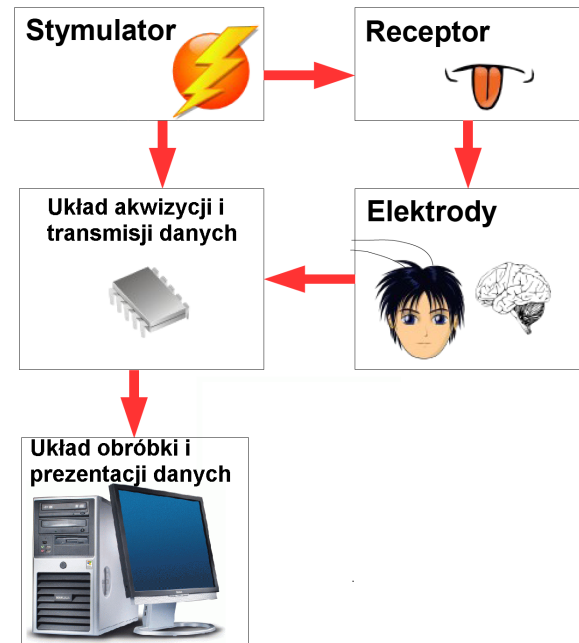
Rysunek 64: Przykładowe komponenty egzogenne i endogenne sygnału ERP [60].

3.3.5 Koncepcja opracowanego systemu

W Instytucie Systemów Elektronicznych Politechniki Warszawskiej, w ramach prac SKN Cybernetyki oraz rozprawy doktorskiej mgr. inż. Tomasza Kamińskiego powstała koncepcja zaprojektowania i wykonania automatycznego elektrogustometru wykorzystującego mikroprocesorowy stymulator współpracujący z rejestratorem potencjałów wywołanych (fal mózgowych – EEG) wraz z odpowiednim oprogramowaniem do obróbki i prezentacji danych (rys 6.). W wyniku wykonanej pracy koncepcyjnej, projektowej, konstrukcyjnej oraz badawczej została wstępnie opracowana skuteczna metoda wykrywania i obiektywnej rejestracji smakowych potencjałów wywołanych (wszystkie obecne stosowane metody są metodami subiektywnymi).

Rejestrator w trybie ciągłym monitoruje aktywność

elektryczną mózgu, mierząc napięcie między elektrodami zamontowanymi na skórze czaszki pacjenta i przesyła sygnał w postaci cyfrowej do komputera PC. Co ustalony odstęp czasu, stymulator pobudza stałoprądowym sygnałem o zadanym kształcie język pacjenta i jednocześnie przesyła do rejestratora znacznik informujący o rozpoczęciu kolejnego cyklu pobudzenia. Następnie rejestrator informuje o tym aplikację na komputerze PC. Po odebraniu wszystkich przebiegów z danej sesji pomiarowej, aplikacja uśrednia wszystkie przebiegi bramkowane znacznikami, poddaje zadanej filtracji i prezentuje wyniki na ekranie.



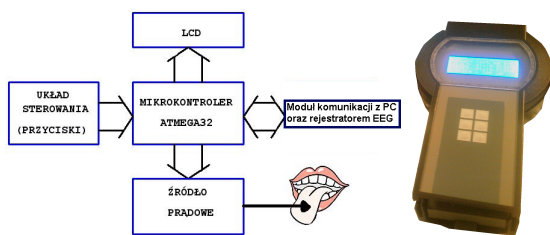
Rysunek 65: Schemat blokowy kompletnego systemu do badania smakowych potencjałów wywołanych [56].

3.3.6 Stymulator

Opracowany przez mgr inż. Tomasza Kamińskiego stymulator języka (Rysunek 66) został wykonany w ramach jego pracy magisterskiej. Urządzenie stymuluje język osoby badanej, wymuszając przepływ prądu między elektrodami na języku. Pobudzenie jest stałym lub zmiennym sygnałem prądowym o zadanym kształcie. Najlepsze efekty, w toku badań, przyniosło zastosowanie pojedynczego impulsu prostokątnego o amplitudzie 400[uV] i czasie trwania 10[ms]. Takie pobudzenie jest wyraźnie wyczuwalne przez pacjenta, a jednocześnie na tyle krótkie, aby napięcie na wejściach rejestratora EEG, po odebraniu artefaktu od pobudzenia, zdążyło wrócić do wartości neutralnej i odebrać niezakłóconą odpowiedź neuronalną. Pracą urządzenia steruje mikrokontroler Atmega32L (Atmel). Obsługuje on programowalne źródło prądowe, wyświetlacz LCD,

przyciski sterujące i moduł komunikacji z PC wykorzystujący interfejs USB. Mikrokontroler taktowany jest sygnałem z generatora wewnętrznego z zewnętrznym rezonatorem kwarcowym 8 MHz. Atmega32L w stosunku do Atmega32 ma obniżony pobór prądu i zmniejszoną maksymalną częstotliwość taktowania – 8 MHz w stosunku do 16 MHz dla Atmega32. Wybór układu Atmega32L spowodowany był koniecznością minimalizacji poboru prądu przez urządzenie. Przyczyną tego jest zasilanie bateryjne elektrogustometru, wykorzystywane ze względów bezpieczeństwa [56].

Elektrody pobudzające wykonano wedle własnego pomysłu. Są one tak skonstruowane, aby pozwolić na prowadzenie badania przy zamkniętych ustach, co znacząco podwyższa powtarzalność i komfort pomiarów [56].



Rysunek 66: Schemat blokowy i zdjęcie stimulatora języka [56].

W momencie rozpoczęcia kolejnego pojedynczego cyklu stymulacji, urządzenie wysyła do rejestratora EEG informujący o tym sygnał, który jest umieszczany w ostatnim bajcie przesyłanej do komputera PC pojedynczej ramki. Rejestrator potencjałów wywołanych – jest to urządzenie, którego zadaniem jest pomiar elektrycznej aktywności mózgu, jej rejestracja, akwizycja oraz transmisja danych do układu obróbki i prezentacji danych, czyli na przykład – komputera PC. Powstało ono w ramach pracy inżynierskiej inż. Janusza Frączka. Rejestrator fal mózgowych EEG podzielono na dwie podstawowe części – „bezpieczną” (aplikacyjną) i „niebezpieczną”.

Część aplikacyjna, która ma bezpośrednią styczność z pacjentem, począwszy od elektrod, poprzez system wzmacniaczy i filtrów, a skończywszy na przetwornikach analogowo – cyfrowych (ADC) zasilana jest bateryjnie. Zajmuje się odbiorem sygnału z elektrod, jego wzmocnieniem, filtracją oraz przekształceniem na postać cyfrową. Na część „niebezpieczną” składają się mikrokontroler, wyświetlacz LCD, klawiatura i komputer PC. Do jej zadań należy odbiór danych z przetworników ADC, odbiór znacznika pobudzenia języka, transmisja danych do komputera PC, sterowanie pracą wzmacniaczy (ustalanie wzmocnienia) oraz obsługa wyświetlacza LCD i klawiatury. Zasilanie 5[V] czerpie ona bezpośrednio z komputera PC, poprzez port USB. Powyższe dwie części separuje od siebie wzajem-

nie bariera galwaniczna, poprzez którą informacja jest przekazywana drogą elektromagnetyczną (transformatory) i optyczną (transoptory).

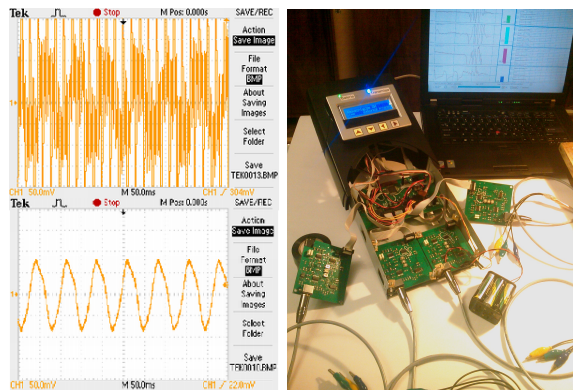
Rys.8. Schemat blokowy rejestratora potencjałów wywołanych [57]

Poszczególne bloki funkcjonalne zamieszczono w schemacie blokowym na rysunku 8 a ich funkcje są następujące:

- Zasilanie – wytwarza dla części aplikacyjnej stałe potencjały odniesienia – zasilanie dodatnie +2.5[V] i ujemne -2.5[V] oraz sztucznie wytworzoną masę (AGND). Energię czerpie z pojedynczej baterii 9[V] lub sześciu akumulatorów 1.5[V]. Dodatkowo alarmuje użytkownika o spadku napięcia na ogniwie poniżej dopuszczalnej wartości, co oznacza jego rozładowanie.
- Cztery wzmacniacze biologiczne – ich zadaniem jest wzmocnienie sygnału w stopniu wystarczającym do pełnego wykorzystania zakresu pracy przetwornika analogowo – cyfrowego oraz odpowiednia filtracja sygnału.
- Bariera galwaniczna – to ona separuje część aplikacyjną systemu od części „niebezpiecznej” i zapewnia pacjentowi ochronę przed porażeniem, w wypadku uszkodzenia urządzenia. Zgodnie z normami musi ona wytrzymać napięcia osiągające wartość 5[kV].
- Mikrokontroler – zbiera dane z przetworników ADC kolejnych wzmacniaczy, odbiera od stimulatora znacznik rozpoczęcia cyklu pobudzenia, ustala wzmocnienie sygnału w poszczególnych kanałach, dokonuje transmisji próbek do komputera, obsługuje ciekłokrystaliczny wyświetlacz tekstowy LCD oraz klawiaturę.
- Klawiatura – pozwala użytkownikowi na włączenie i wyłączenie części aplikacyjnej oraz wprowadzenie takich nastaw, jak wartość wzmocnienia w poszczególnych kanałach, rozpoczęcie i przerwanie pomiarów oraz częstotliwość próbkowania.
- Wyświetlacz LCD – służy do komunikacji systemu z użytkownikiem, na przykład informowania o bieżącym stanie urządzenia.

Zespół czterech wzmacniaczy biologicznych składa się na czterokanałowy system wzmocnienia (do 50 000 razy) i filtracji sygnału o charakterystyce przepustowej od 0.5[Hz] do 30[Hz]. Stała składowa, wolne potencjały wysychających elektrod, artefakty odmięśniowe i zakłócenia 50[Hz] z sieci elektrycznej są usuwane z sygnału na drodze filtracji analogowej, co skutecznie zapobiega częstemu nasycaniu się wzmacniaczy. Sygnał testowy przed filtracją i po filtracji oraz zdjęcie

rejestratora z widocznymi czterema płytkami wzmacniaczy biologicznych zamieszczono na rysunku 9. Na rysunku 10. opisano pojedynczą ramkę, jaka jest przesyłana do komputera PC po jednoczesnym odebraniu pojedynczej próbki z czterech kanałów.



Rysunek 67: Sygnał testowy przed filtracją i po filtracji oraz zdjęcie rejestratora EEG ze zdjętą obudową.

Rys.10. Pojedyncza ramka sygnału transmitowana do komputera PC, zgodnie ze standardem P2. W ostatnim bajcie umieszczany jest odpowiedni znacznik, jeśli w momencie odbierania danej próbki w stymulatorze nastąpił początek sekwencji pobudzającej.

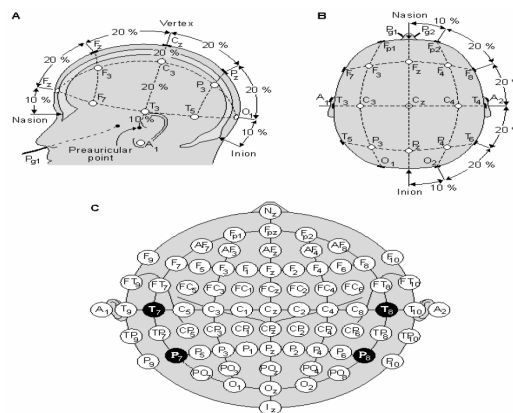
3.3.7 Oprogramowanie

Na komputerze PC zaimplementowano odpowiednie oprogramowanie do odbierania z rejestratora próbek sygnału EEG, jego obróbki oraz prezentacji. Powstało ono jako fragment pracy magisterskiej inż. Igora Podobnińskiego. Napisano je w języku C# dla .Net 4.0 i Windows Presentation Foundation Interface. Program odbiera z portu USB transmitowane przez rejestrator przebiegi w czasie rzeczywistym. Po zakończeniu pojedynczego badania, użytkownik może wybrać odpowiednie przebiegi, które złożą się na wynikowy uśredniony wykres czasowy, a niewłaściwe odrzucić. Po uśrednieniu sygnału można poddać go dalszej obróbce – filtrując go dolno lub górnoprzepustowo. Zarejestrowane przebiegi można w każdej chwili zapisać w wybranym folderze, jak też przeglądać już uprzednio zapisane – poddając je dalszej analizie.

3.3.8 Badania

Po zestawieniu kompletnego systemu, zgodnie z rys. 6., wykonano pierwsze pomiary. Na głowie pacjenta umieszczono elektrody podłączone do rejestratora EEG, który monitorował jego fale mózgowie w trybie ciągłym i w postaci cyfrowej przesyłał do układu obróbki i prezentacji danych – komputera PC, oczekując na synchronizujący znacznik pobudzenia od stymulatora. Oprogramowanie na komputerze PC dokonało

uśrednienia kilkudziesięciu przebiegów EEG, bramkowanym pobudzeniem stymulatora. Sygnał fal mózgowych rejestrowano za pomocą odprowadzeń dwubiegunowych, a elektrody rozmieszano w różnych miejscach, wedle międzynarodowego standardu (Rysunek 68).



Rysunek 68: Międzynarodowy schemat rozmieszczenia elektrod – system „10-20” [62].



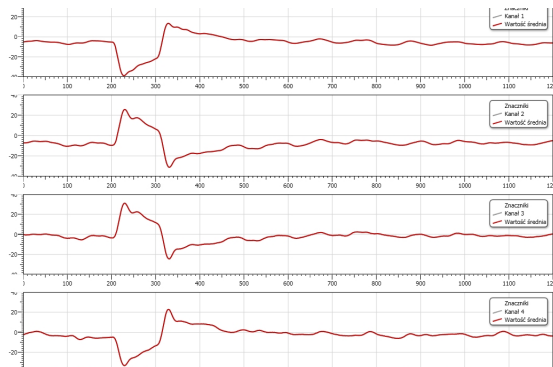
Rysunek 69: Zdjęcie kompletnego systemu do obiektywnego mierzenia smakowych potencjałów wywołanych.

3.3.9 Problemy

W trakcie pomiarów napotkano wymienione poniżej problemy. Przechodzenie sygnału pobudzenia na elektrody EEG – Elektrody pobudzają język stałym prądem elektrycznym, generując tym samym pewne pole elektryczne, które jest obserwowane w postaci artefaktu widocznego na przebiegach EEG (rys. 13.). Owe zakłócenia są tym bardziej widoczne im amplituda pobudzenia jest większa oraz odległość elektrod rejestratora od elektrody pobudzającej jest mniejsza.

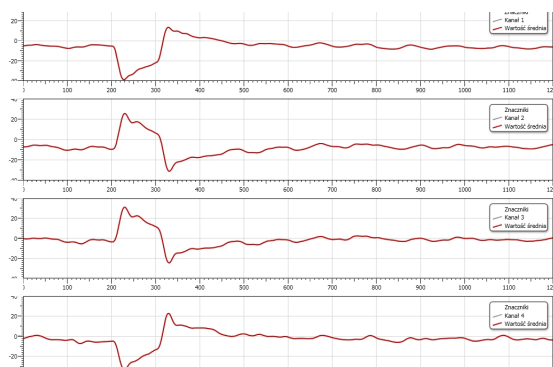
Dlatego należy zachować czujność, aby artefaktów nie zaklasyfikować błędnie, jako potencjały wywołane:

- Artefakt miesza się z GEP – jeżeli czas trwania pojedynczego pobudzenia jest zbyt długi, wtedy ar-



Rysunek 70: Artefakt pochodzący od pobudzenia języka, zarejestrowany w każdym z czterech kanałów wzmacniacza EEG – po uśrednieniu 50 przebiegów. Sygnał pobudzenia miał kształt impulsu prostokątnego, o czasie trwania 100[ms].

Artefakt przechodzący na elektrody rejestratora zakłóca generowaną przez mózg odpowiedź na bodziec, zwłaszcza, że różniczkujący charakter filtracji wzmacniacza wymaga czasu do 200[ms], aby sygnał wrócił do poziomu zerowego. Widać to na rysunku 14. dla przedziału 1050-1200[ms].



Rysunek 71: Artefakt pochodzący od pobudzenia języka, które było zbyt długie, przez co zakłóciło poszukiwaną odpowiedź mózgu na bodziec – sygnał po uśrednieniu 50 przebiegów. Sygnał pobudzenia miał kształt impulsu prostokątnego, o czasie trwania 1000[ms].

- Duża amplituda fal alfa – fale alfa mają amplitudę rzędu kilkudziesięciu [uV], przez co, nawet po wielokrotnym uśrednieniu zarejestrowanych przebiegów, nadal są widoczne w postaci cyklicznych zafalowań sygnału. Aby efekt ten zminimalizować – badania przeprowadzano z oczami otwartymi, elektrody rejestratora umieszczano daleko od obszarów potylicznych mózgu oraz nie dopuszczano do rozpraszania się uwagi osoby badanej.
- Zmęczenie osoby badanej – zmęczenie receptorów smaku oraz mózgu badanej osoby powoduje obni-

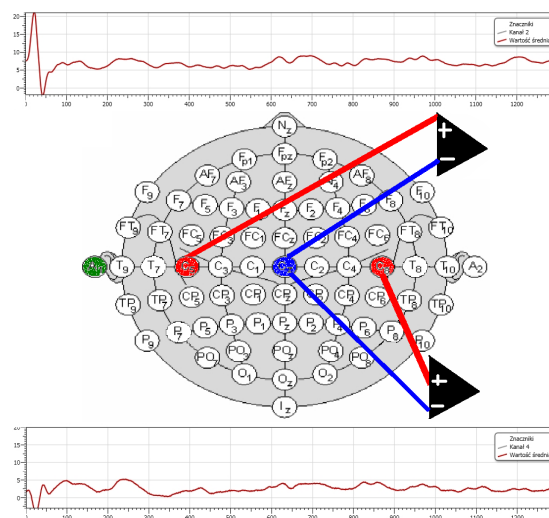
żenie amplitudy odpowiedzi na bodziec, toteż czas na przeprowadzenie efektywnego badania na jednej osobie jest ograniczony do ok. 30 minut

- Właściwe rozmieszczenie elektrod – elektrody należy rozmieszczać w obszarze występowania największej amplitudy poszukiwanego sygnału. W toku badań najlepsze efekty uzyskano dla umieszczenia elektrod rejestratora w obszarze wokół punktu AFz.

3.3.10 Wyniki badań

Największe amplitudy odpowiedzi neuronalnej na bodziec zarejestrowano w okolicach punktu AFz. Czas trwania sygnału pobudzającego skrócono do zaledwie 10[ms], dzięki czemu odbierany artefakt nie zakłócał poszukiwanej odpowiedzi mózgu, która pojawia się z pewną latencją – kilkadziesiąt [ms]. Amplitudę bodźca ustawiono na maksymalną (impuls stałoprądowy 400[uA]), aby był jak najbardziej odczuwalny.

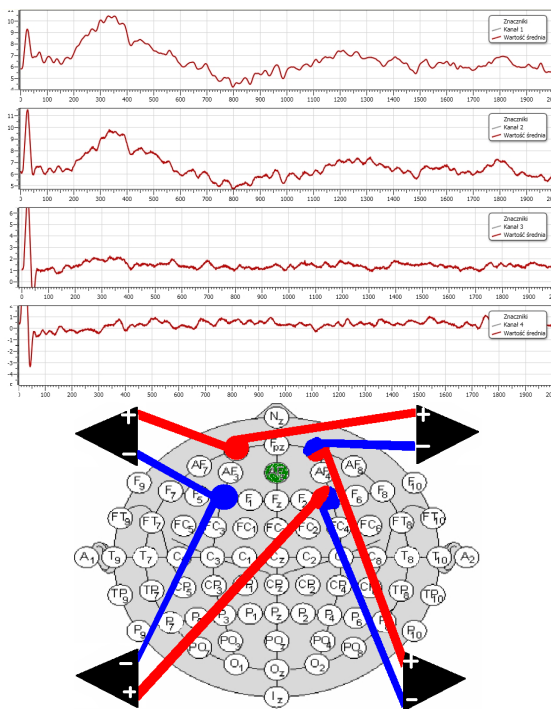
Pierwsze potencjały wywołane odebrano w kanale mierzącym napięcie między punktami Cz–C5 oraz Cz–C8. Wspólną masę wzmacniacza podłączono do lewego płatka ucha. Na rysunku 15. zamieszczono wykresy powstałe z uśrednienia 100 przebiegów.



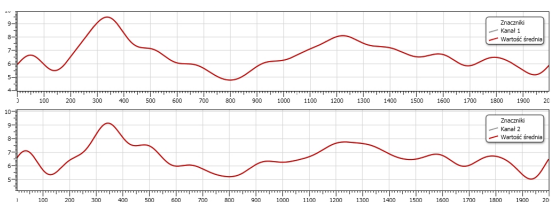
Rysunek 72: Zarejestrowane przebiegi oraz zaznaczenie rozmieszczenia elektrod dla dwóch kanałów wzmacniacza. Widać następujące charakterystyczne fragmenty, wspólne dla obydwu kanałów w chwilach czasowych: 0[ms] artefakt bodźca, 170[ms] wierzchołek załamka ujemnego, 250[ms] wierzchołek załamka dodatniego.

Kolejne badanie przeprowadzono w takich samych warunkach, z następującym rozmieszczeniem elektrod: kanał 1. Fp1-F3, kanał 2. Fp2-F4, kanał 3. Fp1-Fp2, kanał 4. F4-F3. Wspólną masę wzmacniacza umieszczono w punkcie AFz. Na rysunku 16. zamiesz-

czono wykresy dla stu uśrednionych przebiegów odebranych przez cztery kanały wzmacniacza. Na rysunku 17. umieszczono te same przebiegi, poddane filtracji dolnoprzepustowej filtrem 7[Hz], co znacznie je wygładziło i uwidocznili poszukiwane potencjały wywołane. Amplituda zarejestrowanych odpowiedzi mózgu na bodziec jest większa, niż dla przebiegów na rysunku 15., ponieważ tym razem umieszczono elektrody w okolicach płatów czołowych i kory sensomotorycznej.



Rysunek 73: Zarejestrowane przebiegi oraz zaznaczenie rozmieszczenia elektrod dla czterech kanałów wzmacniacza. Widać następujące charakterystyczne fragmenty, wspólne dla pierwszego i drugiego kanału w chwilach czasowych: 0[ms] artefakt bodźca, 350[ms] wierzchołek załamka dodatniego.



Rysunek 74: Zarejestrowane przebiegi w kanale pierwszym oraz drugim, po wygładzeniu filtrem dolnoprzepustowym 7[Hz].

3.3.11 Perspektywy rozwoju

Skonstruowano kompletny system do prowadzenia obiektywnych badań nad smakowymi potencjałami wywołanymi. Planuje się wykonanie badań na szerszej grupie pacjentów oraz zawiązanie stałej współpracy ze środowiskiem lekarskim, które wyrażało spore zainteresowanie naszym systemem.

Zostaną zaimplementowane bardziej zaawansowane metody filtracji sygnału, jak filtry adaptacyjne i metody sztucznej inteligencji, aby zmniejszyć konieczną liczbę uśrednień, a tym samym znacząco skrócić czas trwania pojedynczego badania.

3.4 Sztuczne sieci neuronowe w analizie sygnału EEG (Krzysztof Chojnowski)

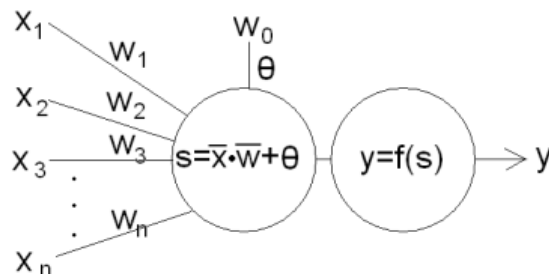
Jednym z celów projektu była analiza zebranego sygnału EEG za pomocą sztucznych sieci neuronowych. Dzięki swoim możliwościom do klasyfikacji danych, podjęto próbę interpretacji zebranych przebiegów sygnału.

3.4.1 Sztuczne sieci neuronowe

Sztuczne sieci neuronowe stanowią metodę analizy danych inspirowaną budową ludzkiego układu nerwowego. Dzięki swoim możliwościom uczenia się oraz zapamiętywania wzorców stanowią narzędzie nadające się do rozwiązywania wielu rodzajów problemów, związanych m. in. z aproksymacją, klasyfikacją oraz grupowaniem danych.

3.4.2 Model neuronu

Każda sieć neuronowa jest strukturą złożoną z elementów nazywanych sztucznymi neuronami [52] [53] [54]. Na Rysunku. 75 przedstawiony został model sztucznego neuronu.



Rysunek 75: Model pojedynczego neuronu: s : pobudzenie neuronu, $f(s)$: funkcja aktywacji, x_n : wejścia neuronu, w_n : wagi, θ : polaryzacja.

Każdy neuron składa się z co najmniej jednego wejścia, funkcji aktywacji oraz jednego wyjścia. Wejściom neuronu przyporządkowane są wagi, podlegające modyfikacji w procesie uczenia sieci. Po podaniu wektora wejściowego liczony jest iloczyn skalarny tego wektora z wektorem wag, a jego wartość staje się argumentem funkcji aktywacji. Wartość funkcji aktywacji stanowi wyjście neuronu. Funkcje aktywacji stanowią najczęściej przekształcenia nieliniowe, dzięki którym sieci neuronowe mogą służyć do rozwiązywania problemów nieliniowych.

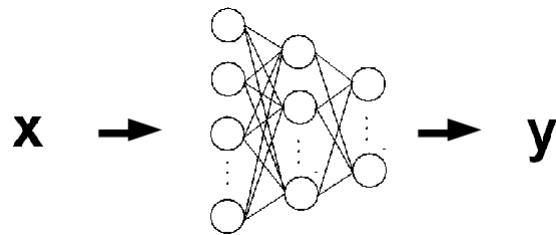
3.4.3 Struktura

Najprostszą strukturę sztucznej sieci neuronowej stanowi pojedynczy neuron. Jednak z uwagi na jej ograniczenia, pojedyncze neurony łączy się w warstwy. Zwiększanie liczby neuronów i warstw sieci zwiększa zdolność sieci do rozwiązywania bardziej złożonych problemów. W każdej sieci można wyróżnić warstwy:

- wejściową
- wyjściową
- jedną lub więcej warstw ukrytych, jeżeli jest to sieć wielowarstwowa

Zadaniem warstwy wejściowej jest propagacja danych wejściowych do dalszych warstw sieci. Liczba neuronów w tej warstwie jest tożsama z liczbą wejść sieci neuronowej, ponieważ każdy element wektora danych odpowiada jednemu neuronowi w pierwszej warstwie. Propagowane przez warstwę wejściową sygnały podawane są na wejścia neuronów pierwszej warstwy ukrytej. Następnie wyznaczane są wartości wyjść tych neuronów, które z kolei podaje się na wejścia neuronów warstwy kolejnej, aż do warstwy wyjściowej. Wyjścia neuronów ostatniej warstwy są jednocześnie wyjściami całej sieci. Połączenia między warstwami mogą być prowadzone w dowolny sposób, wliczając w to sprzężenia zwrotne sygnału wyjściowego sieci, jednak najczęściej wykorzystywana jest struktura o połączeniach zupełnych, bez sprzężeń zwrotnych, w której neurony tworzą warstwy, a wyjścia neuronów danej warstwy są podawane na wejścia wszystkich neuronów warstwy następnej. Przykład takiej struktury sieci pokazuje Rysunek 76. Struktura taka nazywana jest MLP (Multi-Layer Perceptron).

Wektor x danych wejściowych sieci neuronowej nazywany jest wektorem cech, a jego długość, a zatem i liczba neuronów warstwy wejściowej sieci jest zależna od specyfiki problemu. Liczba neuronów w warstwie wyjściowej także zależy bezpośrednio od typu problemu, ponieważ jest tożsama z liczbą wyjść sieci. Liczba neuronów w warstwach ukrytych może się zmieniać w trakcie uczenia i zwykle bywa przedmiotem optymalizacji.



Rysunek 76: Sieć wielowarstwowa o systemie połączeń zupełnych typu MLP.

3.4.4 Uczenie sztucznych sieci neuronowych

Uczenie sztucznych sieci neuronowych odbywa się przez zmiany wartości wag neuronów. W niniejszym projekcie zastosowano metodę uczenia z nauczycielem, której celem jest taka modyfikacja wag neuronów aby znaleźć minimum globalne funkcji błędu, czyli nieliniowej zależności błędu popełnianego przez sieć od wektora wszystkich wag sieci [52] [53] [54]. Polega to na prezentacji sieci neuronowej sekwencji przykładów uczących, z których każdy składa się z wektora cech oraz żądanego wyjścia. Uczenie może przebiegać według jednego z dwóch wariantów: przyrostowego lub grupowego. Schematy blokowe obu wariantów przedstawione zostały na Rysunku 77. W pierwszym z nich brany jest pod uwagę błąd popełniany osobno przy każdym wektorze uczącym, natomiast w drugim z wariantów liczy się błąd średni całego zbioru uczącego. Na podstawie pożądanego wyjścia sieci oraz wyjścia obliczanego wyznacza się błąd popełniany przez sieć i można przystąpić do zmiany wartości wag w celu zmniejszenia błędu. Aktualizacja wag odbywa się zgodnie z zależnością:

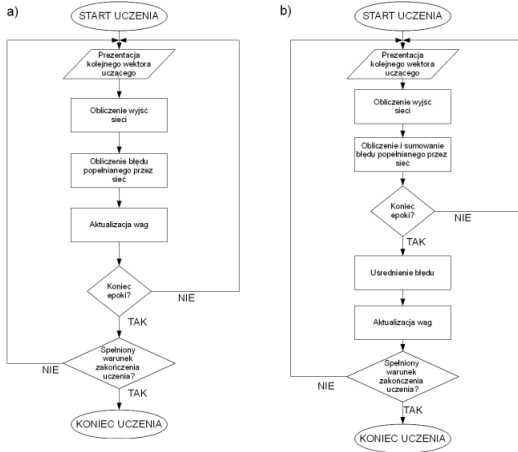
$$w(n+1) = w(n) + \Delta w$$

przy czym n może być numerem wektora uczącego w algorytmie przyrostowym lub numerem epoki w przypadku algorytmu grupowego.

Minimalizacja funkcji błędu odbywa się najczęściej za pomocą algorytmów gradientowych. Jednak aby możliwe było użycie algorytmów tej klasy, funkcja błędu musi być ciągła i różniczkowalna. Warunek ten jest spełniony gdy ciągłe i różniczkowalne są wszystkie funkcje aktywacji neuronów występujących w sztucznej sieci neuronowej.

3.4.5 Algorytm wstecznej propagacji błędu

Istotą wszystkich algorytmów gradientowych jest obliczenie wartości pochodnej funkcji błędu względem każdej z wag sieci neuronowej po prezentacji danych uczących. Może się to odbywać przez zastosowanie metod analitycznych, jednak wraz ze zwiększaniem struktury sieci mogą okazać się one zbyt kosztowne oblicze-



Rysunek 77: Schematy blokowe algorytmu uczenia z nauczycielem. a) algorytm przyrostowy, b) algorytm grupowy.

niowo. Jedną z metod, umożliwiającą efektywne obliczanie gradientu funkcji błędu względem wag, jest algorytm wstecznej propagacji błędu. Polega on na obliczeniu w pierwszej kolejności wartości funkcji błędu oraz jej pochodnej względem wszystkich wag neuronów warstwy wyjściowej na podstawie obliczonego oraz pożądanego wyjścia. Następnie obliczenia wykonywane są w kolejnych warstwach, aż do warstwy pierwszej. Dużą zaletą tego algorytmu jest możliwość wykorzystania podczas obliczeń wartości i gradientu funkcji błędu w kolejnych warstwach ukrytych, rezultatów otrzymanych dla warstw poprzednich, przemieszczając się od warstwy ostatniej w kierunku warstwy wejściowej.

Pochodna funkcji błędu po dowolnej wadze sieci neuronowej może być wyrażona zależnością:

$$\nabla_{ij}^{(k)}(n) = \frac{\partial Q(n)}{\partial w_{ij}^{(k)}(n)}$$

$$\nabla_{ij}^{(k)}(n) = \frac{\partial Q(n)}{\partial w_{ij}^{(k)}(n)} \frac{\partial s_i^{(k)}(n)}{\partial w_{ij}^{(k)}(n)}$$

$$\nabla_{ij}^{(k)}(n) = \frac{\partial Q(n)}{\partial s_i^{(k)}(n)} x_j^{(k)}$$

, gdzie: k : numer warstwy, i : numer neuronu w warstwie, j : numer wagi w neuronie, n : numer przykładu uczącego, ∇ : pochodna funkcji błędu po wybranej wadze, Q : funkcja błędu, s : wartość pobudzenia neuronu.

Przyjmując oznaczenie:

$$\delta_i^{(k)}(n) = -\frac{1}{2} \frac{\partial Q(n)}{\partial s_i^{(k)}(n)}$$

można ostatecznie zapisać:

$$\nabla_{ij}^{(k)}(n) = -2\delta_i^{(k)}(n)x_j^{(k)}$$

Wartość δ_i^k jest wyznaczana następująco:

$$\delta_i^k(n) = \varepsilon_i^k(n) f'(s_i^k(n))$$

, gdzie: $f'()$: pochodna funkcji aktywacji.

Wartość ε zależy od numeru analizowanej warstwy i jest wyznaczana inaczej w przypadku warstw ukrytych i warstwy wyjściowej:

$$\varepsilon_i^k = \begin{cases} \varepsilon_i^L, & \text{warstwa wyjściowa} \\ \sum_{m=1}^{N_{k+1}} \partial_m^{k+1}(n) w_{mi}^{k+1}(n), & \text{warstwy ukryte} \end{cases}$$

W przypadku często stosowanej funkcji błędu średniokwadratowego danej wzorem:

$$Q(n) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N_L} (d_i(n) - y_i(n))^2$$

, gdzie: N_L : liczba neuronów w warstwie wyjściowej, d_i : wyjście pożądanego dla n -tego przykładu, y_i : wyjście obliczone przez sieć dla n -tego przykładu,

wartość ε_i^k jest równa $d_i - y_i$.

3.4.6 Algorytmy gradientowe optymalizacji

Podstawą działania algorytmów gradientowych wykorzystywanych do minimalizacji funkcji celu, jest jej pochodna. W przypadku sztucznych sieci neuronowych rolę funkcji celu pełni najczęściej funkcja błędu średniokwadratowego. Na podstawie pochodnej tej funkcji po wszystkich wagach wyznaczany jest kierunek zmniejszania się jej wartości. Algorytmy gradientowe należą do klasy algorytmów iteracyjnych. W każdym kroku obliczany jest nowy gradient wskazujący kierunek zmiany wartości wag, tak aby zbliżyć się do minimum globalnego funkcji błędu.

3.4.7 Algorytm największego spadku

Najprostszym algorytmem gradientowym jest algorytm największego spadku [52] [54]. Wykorzystuje on znak pochodnej w celu wyznaczenia kierunku spadku wartości błędu oraz wartość pochodnej do wyznaczenia długości kroku wykonywanego w pojedynczej iteracji. W algorytmie tym aktualizacja wag odbywa się według zależności:

$$w_{ij}^k(n+1) = w_{ij}^k(n) + \eta(-\nabla_{ij}^{(k)}(n))$$

, gdzie: η : współczynnik uczenia przyjmujący wartości z zakresu (0; 1).

Ważnym elementem tej metody jest współczynnik szybkości uczenia η , który decyduje o długości kroku w pojedynczej iteracji. Jego wartość jest przyjmowana z zakresu (0; 1) i ma znaczący wpływ na przebieg procesu uczenia. Zbyt mała wartość może wydłużyć cały

proces, natomiast zbyt duża – uniemożliwić osiągnięcie minimum funkcji błędu. W związku z tym wprowadza się modyfikacje podstawowej wersji algorytmu największego spadku, polegające na wprowadzeniu zmiennego współczynnika uczenia. Jedną z metod modyfikujących współczynnik uczenia jest przyjmowanie dużej jego wartości w celu przyspieszenia procesu uczenia na początku i stopniowe zmniejszanie w miarę zbliżania się do minimum funkcji błędu [52]. Inne metody uzależniają wartość współczynnika uczenia od zmiany funkcji błędu. Przykładem może być metoda opisana zależnością [52]:

$$\Delta\eta(n) = \begin{cases} +a, \Delta Q < 0 \\ -b\eta(n-1), \Delta Q > 0 \\ 0, \Delta Q = 0 \end{cases}$$

, gdzie: $\nabla\eta$: przyrost funkcji błędu.

Algorytm ten wymaga dobrania wartości a i b , stałych w procesie uczenia.

Dużą wadą algorytmu największego spadku jest jego wrażliwość na minima lokalne, w których algorytm może się zatrzymać, nie znajdując minimum globalnego będącego celem optymalizacji. Jedną z modyfikacji mających na celu zmniejszenie ich wpływu jest metoda momentowa zapewniająca bezwładność podczas zmiany wag [52]. Umożliwia to opuszczenie płytkich minimów lokalnych, ponieważ modyfikacja wag zależy nie tylko od wartości aktualnego gradientu, ale także od wartości zmian wag w poprzedniej iteracji.

Wagi w tej metodzie zmieniają się według zależności:

$$w_{ij}^{(k)}(n+1) = w_{ij}^{(k)}(n) + \eta(-\nabla_{ij}^{(k)}(n)) + \alpha[w_{ij}^{(k)}(n) - w_{ij}^{(k)}(n-1)]$$

, gdzie: α : współczynnik bezwładności.

3.4.8 Algorytm RProp

Kolejnym algorytmem wykorzystującym pochodną funkcji błędu jest algorytm RProp (Resilient Back Propagation) [54]. W przeciwieństwie do algorytmu największego spadku, w algorytmie RProp brany jest pod uwagę tylko znak pochodnej w danym punkcie funkcji błędu:

$$w_{ij}^{(k)}(n+1) = w_{ij}^{(k)}(n) - \eta_{ij}^{(k)}(n) \operatorname{sgn}(\nabla_{ij}^{(k)}(n))$$

Współczynnik uczenia w algorytmie RProp zmienia się według zależności:

$$\eta_{ij}^{(k)}(n) = \begin{cases} \min(a\eta_{ij}^{(k)}(n-1), \eta_{max}), \nabla_{ij}^{(k)}(n) \nabla_{ij}^{(k)}(n-1) > 0 \\ \max(b\eta_{ij}^{(k)}(n-1), \eta_{min}), \nabla_{ij}^{(k)}(n) \nabla_{ij}^{(k)}(n-1) < 0 \\ \eta_{ij}^{(k)}(n-1), \text{dla pozostałych} \end{cases}$$

3.4.9 Algorytm Levenberga–Marquardta

Inną grupą algorytmów uczenia z nauczycielem są algorytmy oparte na metodzie optymalizacji Newtona. W algorytmach tych oprócz macierzy pochodnych – jacobianu, obliczany jest także hesjan, czyli macierz pochodnych drugiego rzędu.

W algorytmie Levenberga–Marquardta [54] [55], zamiast dokładnej macierzy hesjanu wykorzystuje się jej przybliżoną wartość, opisaną zależnością:

$$H(\vec{w}) = \vec{J}(\vec{w})^T \vec{J}(\vec{w})$$

natomiast wektor gradientu oblicza się według wzoru:

$$g(\vec{w}) = \vec{J}(\vec{w})^T \vec{e}(\vec{w})$$

, gdzie: \vec{J} jacobian, \vec{w} : wektor wag sieci, \vec{e} : wektor błędów na wyjściu sieci.

Zmiana wartości wag w tym przypadku zachodzi według wzoru:

$$w(n+1) = w(n) - [\vec{J}^T \vec{J} + \mu \vec{I}]^{-1} \vec{J}^T \vec{e}$$

, gdzie: \vec{I} : macierz jednostkowa, μ : parametr uczenia.

Parametr μ zmienia swoją wartość zależnie od zmian błędu popełnianego przez sieć neuronową w kolejnych krokach uczenia. Gdy błąd rośnie, współczynnik μ jest zwiększany, w przeciwnym wypadku współczynnik uczenia maleje, a wartości wag przyjmują wartości z poprzedniej iteracji. Algorytm Levenberga–Marquardta jest połączeniem algorytmu najszybszego spadku i metody optymalizacyjnej Newtona. Gdy błąd jest duży, duża jest także wartość μ , przez co dominująca jest przekątna macierzy hesjanu i algorytm dąży do metody najszybszego spadku. W pobliżu minimum współczynnik μ maleje i coraz większe znaczenie ma hesjan.

3.4.10 Ekstrakcja cech i wstępne przetwarzanie danych

Niezwykle istotną kwestią w uczeniu sieci neuronowych jest ekstrakcja cech, czyli wybór danych wejściowych służących uczeniu sieci neuronowych. W przypadku klasyfikacji przebiegów czasowych do ekstrakcji cech może zostać wykorzystana transformata Fouriera, będąca transformacją sygnału z dziedziny czasu w dziedzinę częstotliwości. W efekcie wektor cech reprezentuje kolejne składowe częstotliwościowe sygnału. Inną metodą może być model autoregresji sygnału polegający na predykcji przyszłych wartości sygnału, na podstawie wartości zmierzonych. Często używany jest model regresji liniowej, w którym wartości sygnału reprezentowane są jako:

$$X_n = a_0 + a_1 X_{n-1} + \dots + a_k X_{n-k} + \varepsilon$$

, gdzie: X : wartości sygnału w kolejnych chwilach czasowych, a : współczynniki regresji, ε : model błędu.

W efekcie wektor cech złożony jest z przyjętej liczby współczynników regresji opisujących przebieg czasowy.

Inną istotną kwestią w przygotowaniu danych uczących sieci neuronowe jest wstępne przetworzenie wektorów wejściowych. Wykorzystywane dane mają często różne jednostki i przedziały zmienności. Z tego powodu zwykle przeprowadza się normalizację danych. Jedną z metod normalizacji jest skalowanie zakresu zmienności wszystkich cech na pewien jednakowy przedział. Transformacji tej odpowiada zależność:

$$x_{norm} = \frac{x - x_{min}}{x_{max} - x_{min}} a + b$$

, gdzie: x : wartość cechy, x_{norm} : znormalizowana wartość cechy, x_{min} : minimalna wartość cechy, x_{max} : maksymalna wartość cechy, a : długość nowego zakresu zmienności, b : minimalna wartość znormalizowanej cechy.

W rezultacie znormalizowane wartości danych mieszczą się w przedziale $\langle b; b + a \rangle$, przy czym wartości a oraz b ustalane są indywidualnie dla każdej z cech. Bardzo często dane normalizowane są do przedziału $\langle 0; 1 \rangle$ ($a = 1, b = 0$).

Innym sposobem normalizacji danych jest standaryzacja, w wyniku której dane otrzymują wartość średnią zero i wariancję równą jeden. Znormalizowaną w ten sposób wartość cech otrzymuje się z zależności:

$$x_{norm} = \frac{x - \mu}{\sigma}$$

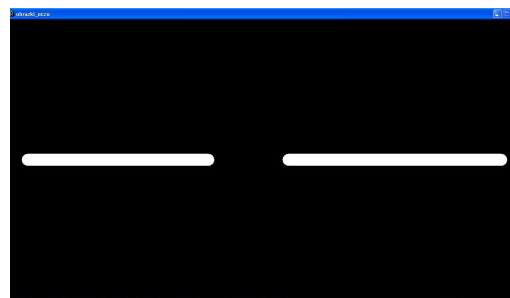
, gdzie: μ : średnia wartość cechy, σ : odchylenie standardowe.

3.4.11 Pierwsze próby klasyfikacji sygnałów (Krzysztof CHOJNOWSKI, Janusz FRĄCZEK, Grzegorz LESZEK, Tomasz CEDRO, Ryszard GOMÓŁKA)

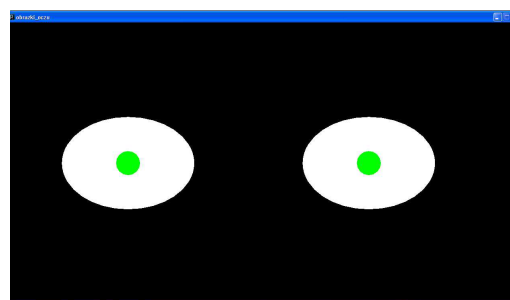
W wyniku przeprowadzonych w roku 2010 wstępnych prac stworzono sieć neuronową będącą w stanie wykryć, czy oczy badanej osoby są otwarte, czy zamknięte na podstawie sygnału EEG zebranego z potylicy. Sieć neuronowa pełni wówczas rolę klasyfikatora sygnałów.

Stwierdzono, że niezbędne jest uczenie sieci neuronowej indywidualnie dla każdej z badanych osób, aby możliwa była poprawna klasyfikacja sygnału.

W dalszej części prac planowane jest rozszerzenie zastosowania sieci neuronowych na klasyfikację sygnałów EEG będących odpowiedzią na prezentowane bodźce wzrokowe oraz słuchowe.



(a) oczy zamknięte



(b) oczy otwarte

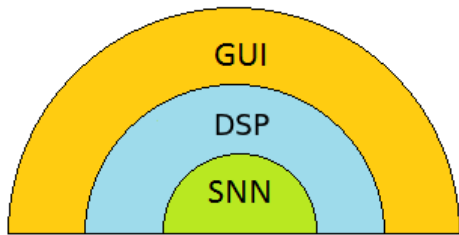
Rysunek 78: Zrzut ekranu z autorskiego programu sztucznej sieci neuronowej wykrywającej otwarcie lub zamknięcie oczu na podstawie sygnału EEG pobieranego w czasie rzeczywistym od pacjenta.

3.4.12 Implementacja Zaawansowana (Krzysztof CHOJNOWSKI)

Aby umożliwić zastosowanie sztucznych sieci neuronowych w praktycznej klasyfikacji sygnału, w roku 2011 napisana została aplikacja, której strukturę można podzielić na trzy warstwy. Najważniejszą z nich jest biblioteka implementująca wszystkie opisane powyżej struktury i algorytmy uczenia sztucznych sieci neuronowych. Kolejnym elementem aplikacji jest interfejs umożliwiający przetworzenie przebiegów czasowych do postaci umożliwiającej naukę sieci. Ostatnim elementem programu jest interfejs graficzny umożliwiający obsługę aplikacji i wizualizację badanych przebiegów czasowych. Schemat budowy aplikacji przedstawia Rysunek 79.

Najbardziej rozbudowaną warstwą aplikacji jest biblioteka sztucznych sieci neuronowych. Pozwala ona na tworzenie dowolnej struktury sieci typu MLP, uczenie jednym z zaimplementowanych algorytmów (największego spadku, RProp, Levenberga-Marquardta) oraz zapisywanie i odczytywanie stanu sieci neuronowej z pliku. Z całej biblioteki można wyróżnić kilka najistotniejszych klas:

- Neuron – klasa bazowa, przeznaczona do dziedziczenia, reprezentująca pojedynczy neuron. Definiuje ona takie funkcjonalności jak ustawianie no-



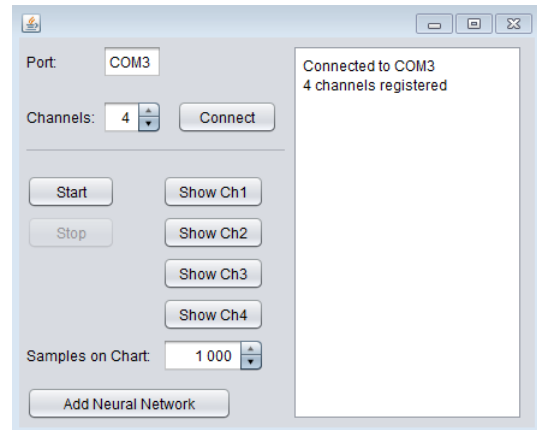
Rysunek 79: Schemat budowy warstwowej aplikacji składającej się z biblioteki sztucznych sieci neuronowych (SNN), części cyfrowego przetwarzania sygnałów (DSP) oraz graficznego interfejsu użytkownika (GUI).

wych wartości wag, zmiana liczby wejść, a także posiada metody abstrakcyjne definiujące funkcję aktywacji i obliczanie wyjścia neuronu. Dziedziczą po niej klasy konkretnych typów neuronów: LinNeuron – reprezentująca neuron liniowy oraz SigNeuron – reprezentująca neuron sigmoidalny. Dzięki takiemu podejściu można dodawać nowe typy neuronów o różnych funkcjach aktywacji;

- Layer – klasa grupująca neurony w warstwę. Umożliwia obliczenie wektora wyjść całej warstwy po pobudzeniu wektorem wejściowym oraz dodawanie i usuwanie neuronów w danej warstwie, co ma znaczenie w algorytmie automatycznej modyfikacji struktury sieci;
- NeuralNetwork – grupuje warstwy w całą sieć neuronową, umożliwia obliczenie wyjścia sieci w odpowiedzi na podany wektor wejściowy;
- NNConfig – klasa konfiguracji sieci neuronowej. Umożliwia tworzenie nowej sieci z podanej liczby neuronów i warstw. Ponadto pozwala na zapis i odczyt sieci z pliku;
- Teacher – klasa umożliwiająca uczenie sieci neuronowej z nauczycielem. Umożliwia określenie kryterium końca nauki, którym mogą być: błąd średniokwadratowy, gradient zmiany wag, liczba epok lub bezwzględna wartość zmiany wag;
- TeachAlgorithm – klasa bazowa służąca do dziedziczenia dla różnych implementacji algorytmów uczących opartych na wstecznej propagacji błędów. Posiada implementację algorytmu obliczania błędów warstw sieci oraz abstrakcyjną metodę teach, implementowaną przez klasy pochodne. Wywołanie tej metody powoduje wykonanie jednej iteracji algorytmu uczącego oraz obliczenie wartości zmiany wag sieci. Po klasie TeachAlgorithm dziedziczą klasy implementujące opisywane w pracy algorytmy: LMAlg – algorytm Levenberga-Marquardta, StepDescAlg – algorytm największego spadku oraz RPropAlg – algorytm RProp.

Część aplikacji dotycząca cyfrowego przetwarzania sygnałów pozwala na obliczenie widma Fouriera i przedstawienia go jako wektory cech wykorzystywane przez sztuczną sieć neuronową.

Ostatnim elementem aplikacji jest graficzny interfejs użytkownika, dzięki któremu w prosty sposób można tworzyć oraz uczyć sieci neuronowe i stosować je w klasyfikacji sygnału EEG. Okno główne interfejsu użytkownika pokazano na rysunku 80.



Rysunek 80: Okno główne aplikacji.

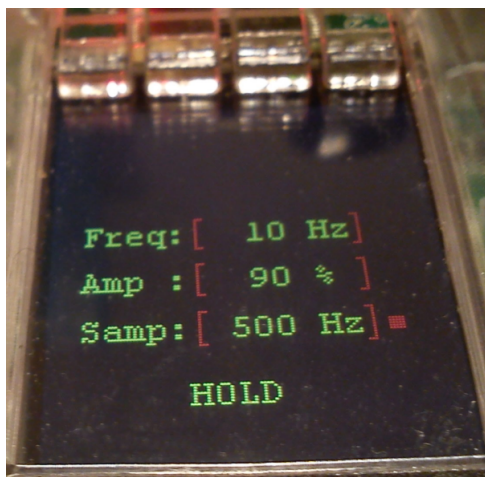
3.5 Symulator sygnału EEG – „Sztuczna głowa” (Krzysztof CHOJNOWSKI)

W celu testowania transmisji danych między aplikacją, a urządzeniem do pomiaru sygnału EEG, stworzony został symulator sygnału. Umożliwia on wygenerowanie sygnału sinusoidalnego o regulowanej amplitudzie i częstotliwości i wysłanie go w postaci kolejnych próbek za pośrednictwem interfejsu USB z wybraną częstotliwością. Symulator został stworzony przy pomocy zestawu ewaluacyjnego Primer2 z mikrokontrolerem rodziny STM32F103, stanowiącego wygodną platformę dla prototypów urządzeń mobilnych (rysunek 81).



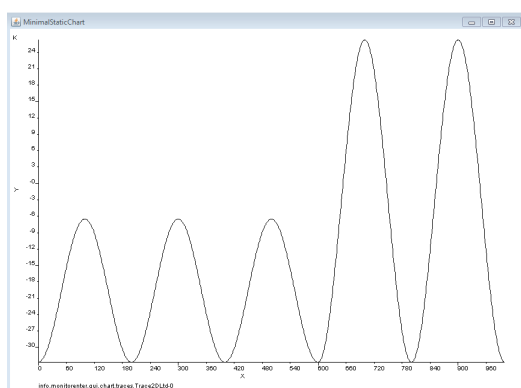
Rysunek 81: Zestaw ewaluacyjny Primer2.

Przy użyciu „Sztucznej głowy” została przetestowana opisana wyżej aplikacja. Dzięki możliwości wizualiza-

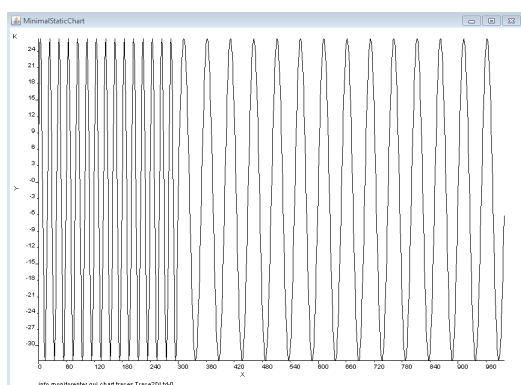


Rysunek 82: Menu symulatora umożliwiające wybór amplitudy i częstotliwości sygnału oraz częstotliwości próbkowania.

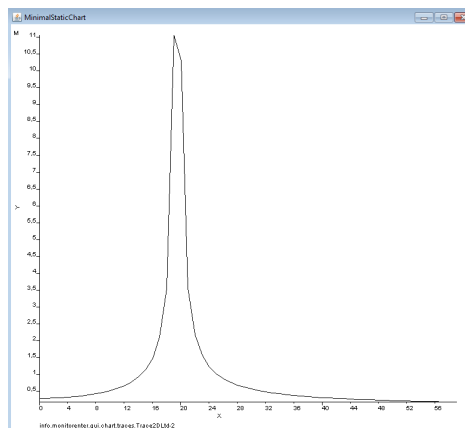
W czasie obserwacji sygnału obserwowano zmianę amplitudy i częstotliwości sygnału oraz sprawdzono poprawność działania algorytmów przetwarzania sygnału.



Rysunek 83: Wizualizacja sygnału testowego – zmiana amplitudy.

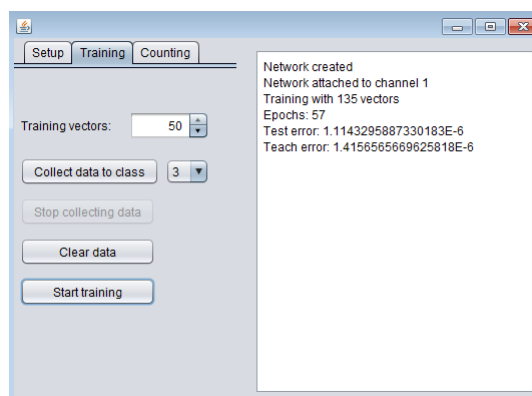


Rysunek 84: Wizualizacja sygnału testowego – zmiana częstotliwości.

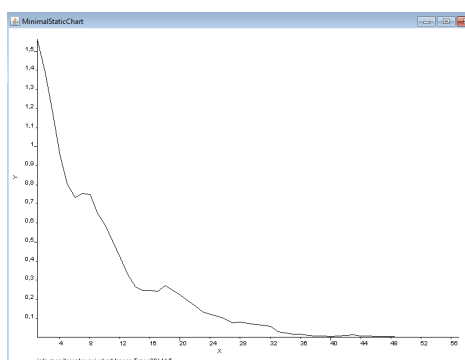


Rysunek 85: Przetwarzanie sygnału – widmo Fouriera.

Kolejnym etapem testów były algorytmy uczenia sztucznych sieci neuronowych. Poniższe rysunki przedstawiają wyniki uczenia i klasyfikacji sygnałów o trzech różnych częstotliwościach.



Rysunek 86: Menu zbierania wektorów uczących oraz uczenia sieci neuronowych.



Rysunek 87: Wykres błędów średniokwadratowych w kolejnych epokach uczenia.

Wyniki testów zostały potwierdzone dzięki zastosowaniu opisanych narzędzi w klasyfikacji sygnałów EEG

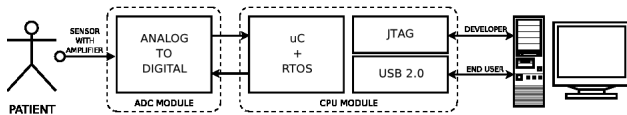


Rysunek 88: Wyniki klasyfikacji dwóch przykładowych sygnałów o różnych częstotliwościach.

przy otwartych i zamkniętych oczach osoby badanej. Kolejnym krokiem będzie ich wykorzystanie w zagadnieniach sterowania przy pomocy fal mózgowych.

3.6 CeDeROM BCI (Tomasz Cedro)

3.6.1 Opis systemu

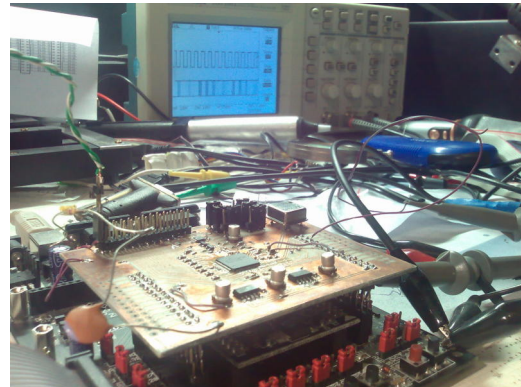


Rysunek 89: Schemat blokowy modułu akwizycji sygnałów cyfrowych opartego o mikrokontroler rodziny ARM [17].

Wykonany w latach 2008-2009 w ramach pracy dyplomowej inżynierskiej cyfrowy moduł akwizycji sygnałów biologicznych stanowi duży krok w rozpoznaniu otwartych metod i narzędzi, które można wykorzystać do stworzenia od podstaw cyfrowej części modularnego systemu BCI. Urządzenie oparte jest o mikrokontroler z rodziny ARM-7 z wbudowanym sprzętowym kontrolerem USB2.0, a także ośmiokanałowy przetwornik analogowo-cyfrowy wysokiej rozdzielczości 24-bit z wejściami różnicowymi. Pracą systemu steruje mikrosystem czasu rzeczywistego FreeRTOS [40], a całość została oprogramowana wyłącznie używając darmowych i otwartych narzędzi GNU [38], w szczególności ich odmianę przeznaczoną dla mikroprocesorów ARM [39].

Urządzenie może zostać podłączone do dowolnego wzmacniacza sygnałów biologicznych (kompatybilnego z wejściami ADC) w celu odebrania sygnału analogowego, który po zamianie na postać cyfrową w przetworniku zostanie zbuforowany i przesłany do komputera przez magistralę USB. W komputerze dane odbiera dedykowany program wykorzystujący otwartą bibliotekę libusb [41], a może to być również moduł importujący

dane do środowiska modelowania numerycznego Matlab lub podobnego (patrz rozdział 3.9).



Rysunek 90: Zdjęcie prototypu modułu cyfrowego akwizycji sygnałów biologicznych [17].

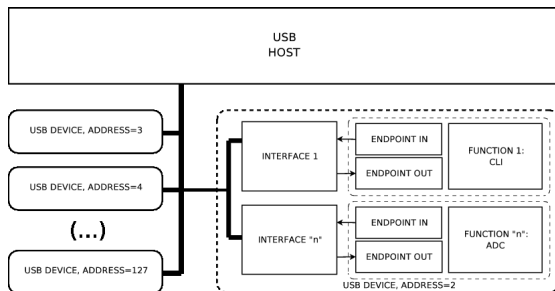
W latach 2009-2011 w ramach pracy dyplomowej magisterskiej opracowane zostały nowe moduły sprzętowe systemu wykorzystujące układ FPGA oraz/lub ARM-Cortex do sterowania pracą systemu. Rozwinięto również stronę programową rozwiązania, głównie tworząc otwarte narzędzia do programowania układów ARM-Cortex z użyciem nowej magistrali SWD (Serial Wire Debug) ze względu na ich mały pobór mocy przy jednoczesnym zapewnieniu bardzo dużej mocy obliczeniowej i szerokiej gamy peryferiów.

3.6.2 Możliwości i ograniczenia

Założeniem organizacyjnym jest wykorzystanie wyłącznie otwartych narzędzi, nawet jeśli trzeba byłoby je stworzyć (np. biblioteka LibSWD jest pierwszym na świecie tego typu rozwiązaniem), a założeniem konstrukcyjnym jest budowa modularna – każdy blok funkcjonalny powinien mieć formę modułu i być łatwo wymienny zapewniając kompatybilność z pozostałymi elementami systemu. Dzięki takiej organizacji łatwe jest wzajemne porównanie różnych rozwiązań technicznych oraz ich wpływ na pozostałe elementy systemu, co jest szczególnie istotne podczas prototypowania i parametryzacji nowych rozwiązań.

Zdecydowano się na wykorzystanie pełnego sprzętowego bloku do transmisji danych po magistrali USB 2.0 bez użycia zewnętrznych układów konwersji USB-UART, co pozwoliło mi na dokładne zapoznanie się z budową, organizacją i funkcjonowaniem tej popularnej magistrali. Zdecydowaną zaletą takiego rozwiązania jest możliwość ukrycia wielu urządzeń logicznych wewnątrz jednego fizycznego systemu mikroprocesorowego (podział na interfejsy i źródła danych) – przedstawione urządzenie posiadało jeden port szeregowy zapewniający konsolę sterującą pracą systemu, oraz dedykowany port danych (których może być więcej).

Dużą jednak wadą magistrali USB jest problem z obsługą po stronie systemu operacyjnego na komputerze, ponieważ różne systemy w różny sposób rozwiązują dostęp do zasobów USB, a z biblioteką LibUSB stanowiącą spoiwo transmisji danych przez USB pomiędzy tymi systemami również bywają problemy, ponieważ wciąż jest rozwijana zawiera błędy, a w czasie tworzenia rozwiązania (2008) nie posiadała wsparcia dla wydajnej transmisji danych. Dlatego uważamy, że równie dobrym rozwiązaniem jest zastosowanie komunikacji w standardzie Ethernet oraz TCP/IP co otwiera drogę do podłączenia urządzeń bezpośrednio do sieci Internet.



Rysunek 91: Organizacja urządzeń w magistrali USB [17].

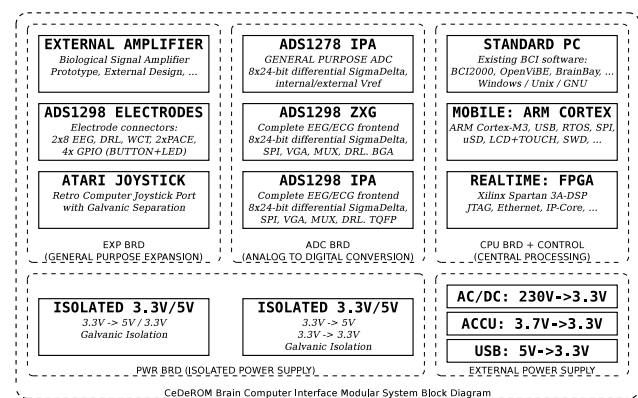
Ciekawą cechą jaką oferują współczesne systemy mikroprocesorowe jest wsparcie dla standardu JTAG, który oferuje dostęp do niskopoziomowych zasobów CPU, pamięci i peryferiów systemu mikroprocesorowego. Za pomocą dedykowanego złącza umieszczonego na płycie systemu wbudowanego, specjalnego interfejsu JTAG, oraz oprogramowania (w moim przypadku otwarty program OpenOCD [42]) możliwe jest zaprogramowanie i debugowanie urządzenia w czasie rzeczywistym. Jest to nieoceniona możliwość dla twórcy czy developera systemu wbudowanego, szczególnie na etapie prototypowania (a nawet tworzenia tak podstawowych komponentów systemu jak bootloader). Nowym standardem dostępu niskopoziomowego do wewnętrznych struktur mikrokontrolera jest wprowadzony przez firmę ARM standard Serial Wire Debug, do którego obsługi stworzona została dedykowana biblioteka LibSWD [65].

ARM jest dużą, wciąż rozwijającą się rodziną mikroprocesorów produkowanych przez najróżniejszych wytwórców elementów półprzewodnikowych. Program stworzony w języku C może być łatwo przeniesiony z jednego urządzenia na inny, nowszy i bardziej rozbudowany układ – potrzebna jest jedynie aktualizacja sterowania peryferiów, które mogą się zmieniać pomiędzy poszczególnymi modelami układów, oraz rekompilacja na wskazany układ. To bardzo ważne, że przenosząc program na nowe urządzenie nie trzeba go tworzyć na nowo.

Ograniczenia i problemy płynące z implementacji

stosu programowego USB zarówno po stronie urządzenia jak i systemu operacyjnego komputera odbiorczego skłaniają mnie do zastosowania innego rodzaju magistrali w dalszych badaniach. Sieć komputerowa Ethernet i dobrze sprawdzony stos TCP/IP wydaje się być idealnym kandydatem, ponieważ jest stabilny i działa na każdym komputerze/systemie operacyjnym, zapewnia możliwość pracy zdalnej, a komponenty elektroniczne dające dostęp mikroprocesorowi do takiej sieci są ogólnodostępne i tanie. Sockety BSD zapewniają również możliwość tworzenia wielu urządzeń logicznych w ramach jednego systemu wbudowanego, przy czym każda usługa może być przypisana do określonego portu, a nawet może korzystać z istniejących już narzędzi przyjmując na przykład formę strony internetowej.

3.6.3 Organizacja systemu



Rysunek 92: Schemat blokowy systemu CeDeROM BCI przedstawia zbiór dostępnych modułów / funkcjonalności, z których w łatwy sposób można złożyć wymaganą konfigurację. Nowe możliwości i funkcjonalności można sprawnie dodawać do systemu w formie dedykowanych modułów sprzętowych lub programowych.

Rysunek 92 przedstawia schemat blokowy platformy badawczej *CeDeROM Brain Computer Interface*. Składa się ona z wielu różnych modułów, które połączone ze sobą w odpowiedni sposób złożą się w pożądaną konfigurację czy urządzenie – opisy poszczególnych modułów znajdują się w kolejnych rozdziałach. Modułowa konstrukcja systemu zapewnia wysoki stopień łatwej rekonfiguracji w celu weryfikacji różnych hipotez naukowych lub badań nad poszczególnymi składnikami systemu. Pod względem funkcjonalnym system dzieli się na bloki:

- *Sterowanie i Przetwarzanie (CPU_BRD)* – pozwalają na przetwarzanie sygnałów w czasie rzeczywistym, podejmowanie decyzji / klasyfikację,

prezentację i analizę wyników, itp. W chwili obecnej tego typu funkcje mogą być wykonywane przez komputer osobisty (PC), urządzenie mobilne z procesorem ARM, oraz układ logiki programowalnej (FPGA). Każda z platform ma swoje wady i zalety, które należy uwzględnić przy finalnej aplikacji ponieważ będzie determinować możliwości i ograniczenia systemu. Komputer osobisty jest bardzo popularną platformą dla projektowania, rozwijania i prostych eksperymentów. Rozwiązanie mobilne dla urządzeń typu „holter” może być dodatkowo wyposażone w układ transmisji danych GPRS oraz lokalizacji GPS aby umożliwić ciągłą kontrolę stanu zdrowia/aktywności nawet poza domem, mając za to ograniczone możliwości obliczeniowe. Układy FPGA są niezastąpione jeśli chodzi o przetwarzanie w czasie rzeczywistym złożonych algorytmów niedających się zaimplementować na zwykłym komputerze, można je wykorzystać do funkcjonalnej weryfikacji projektu ASIC, zbudowania całkowicie dedykowanego i wolnostojącego rozwiązania wbudowanego, ale wymagają znacznie więcej czasu, pracy i wiedzy od pozostałych rozwiązań.

- *Przetwarzanie Analogowo-Cyfrowe (ADC_BRD)* – zapewnia strumień bitów przekonwertowanego wejściowego sygnału analogowego w postaci numerycznej. Różne typy i konfiguracje układów mogą być zastosowane, przetestowane i sparametryzowane w ten sposób wykorzystując konstrukcję modułową. Należy pamiętać, że układy wielokanałowe o wysokiej rozdzielczości wymagają odpowiednio wydajnych układów sterujących, szczególnie w kwestii prędkości peryferiów I/O, o czym mieliśmy okazję przekonać się w praktyce podczas naszych badań.
- *Wzmacniacze Sygnałów Biologicznych (AMP_BRD)* – zapewniają analogowe wrota pomiędzy pacjentem a układem konwersji analogowo-cyfrowej. Dzięki konstrukcji modułowej możliwe jest weryfikowanie różnych konfiguracji i typów wzmacniaczy operacyjnych, ich parametryzacja oraz poszukiwanie nowych rozwiązań lub testowanie rozwiązań istniejących.
- *Zasilanie (PWR_BRD)* – zapewnia zasilanie dla części analogowej oraz cyfrowej systemu. Moduły zostały zaprojektowane tak aby zawierały układy separacji galwanicznej wymagane w sprzęcie medycznym ze względów bezpieczeństwa. Stosując „bezpieczne” zasilanie należy również pamiętać o separacji galwanicznej na liniach danych.
- *Adaptory (ADP_BRD)* – zapewniają mechaniczne i elektryczne dopasowanie pomiędzy mo-

dulami a układem sterującym, takimi jak układ FPGA lub ARM.

- *Moduły Rozszerzeń (EXP_BRD)* – zapewniają różnego rodzaju rozszerzenia podstawowych funkcji systemu specyficzne dla zastosowań, na przykład interakcji z użytkownikiem (sygnalizacja audio-wizualna, przyciski, itp.), akwizycję sygnałów (elektrody), lub wymianę informacji z zewnętrznymi systemami (konsole multimedialne, gry wideo, sterowanie elektromechaniczne, itp.).

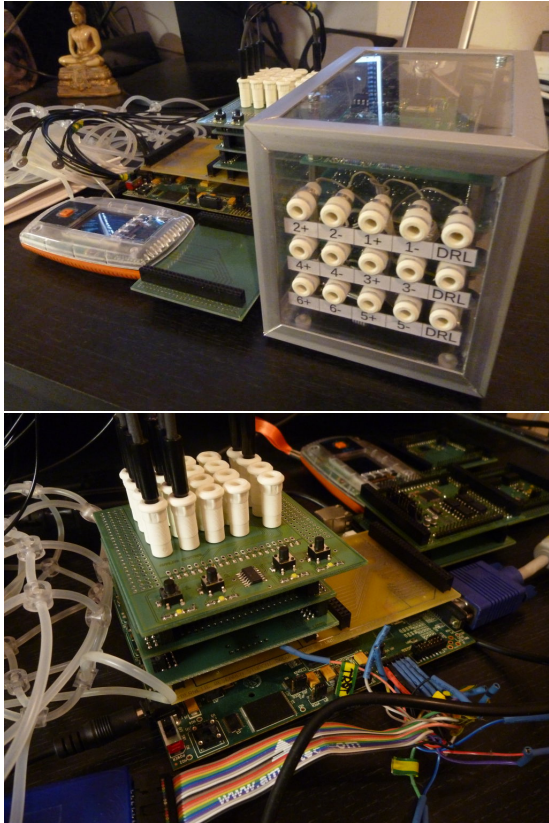
3.6.4 Implementacja Sprzętowa

Rysunek 93 przedstawia zdjęcie zmontowanych modułów połączonych ze sobą wzajemnie na zasadzie „kanapki” jeden na drugim z modulem sterującym na spodzie. W tym konkretnym przypadku na samej górze znajduje się płytki rozszerzeń z przyciskami, diodami LED, oraz gniazdami elektrod EEG. Sygnał z elektrod poprowadzony jest do płytki znajdującej się poniżej, gdzie znajduje się układ konwersji analogowo-cyfrowej zintegrowany ze wzmacniaczem sygnałów biologicznych. Poniżej znajduje się układ zasilania z separacją galwaniczną zamontowany z kolei na module adaptera dopasowującego system do płytki sterującej opartej o układ FPGA lub ARM, z której pochodzi zasilanie oraz sygnały sterujące. Dodatkowa płytka rozszerzeń pozwala na sterowanie zewnętrznymi urządzeniami za pomocą izolowanych galwanicznie sygnałów elektrycznych (na przykład jako joystick do gry wideo). Dokładny opis modułów znajduje się w kolejnych sekcjach.

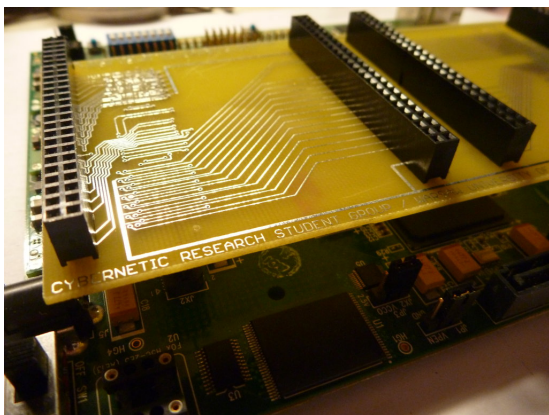
3.6.5 CPU_BRD: Xilinx Spartan-3A DSP FPGA

Zastosowanie technologii FPGA daje możliwość dedykowanych rozwiązań, które mogą zawierać w swojej strukturze całe systemy mikroprocesorowe oraz bloki cyfrowego przetwarzania sygnałów w czasie rzeczywistym umożliwiając w dodatku bardzo szybką rekonfigurację całego systemu w razie potrzeby. Wykorzystując gotowe projekty bloków funkcjonalnych (tzw. Intellectual Property Cores) dostępnych na licencji open-source minimalizuje się koszt finansowy i czasowy implementacji rozwiązania. Jako aplikację demo na urządzenie wgrana została gra PONG z wyjściem VGA, która dodatkowo może sterować sygnałami modułu joysticka prowadząc do interakcji z zewnętrznymi grami wideo. Istnieje możliwość implementacji złożonych metod analizy sygnałów, a nawet tworzenia znacznie bardziej złożonych konfiguracji całego systemu implementując całość wewnątrz jednego układu FPGA.

Moduł CPU_BRD FPGA oparty jest o zestaw ewaluacyjny Xilinx Spartan 3A-DSP. Jest to zaawanso-



Rysunek 93: Zmontowane moduły prototypowe systemu CeDeROM BCI.

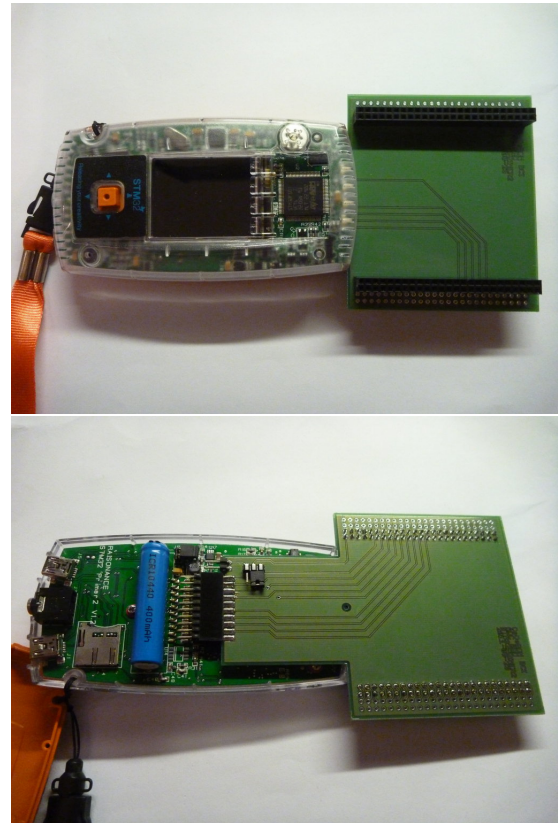


Rysunek 94: Moduł sterujący oparty o układ FPGA.

wany, choć już nienajnowszy, układ wysokiej pojemności komórek logicznych z dodatkowymi blokami sprzętowymi przeznaczonymi do cyfrowego przetwarzania sygnałów oraz budowania różnego rodzaju sprzętowych filtrów sygnałowych. Układ może zawierać także złożone bloki cyfrowe takie jak CPU (np. ARM, AVR, PowerPC, ...) działające z systemami operacyjnymi (np. FreeRTOS, FreeBSD, Linux, ...). Na płytce znajdują się również ciekawe peryferia – kontro-

ler Ethernet 10/100/1000Gbit, JTAG, RS-232, VGA, a także 128MB pamięci DDR2 RAM, 16Mx8 BCI Flash, 64MBit SPI Flash, stabilizatory napięcia, oraz linie GPIO symetryczne oraz różnicowe.

3.6.6 CPU_BRD: Stm32Primer2 (ARM Cortex-M3)



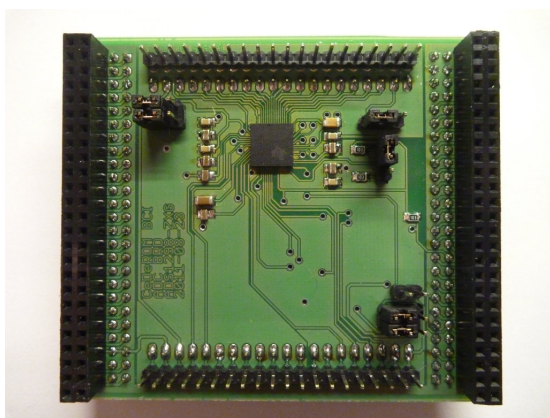
Rysunek 95: Moduł sterujący oparty o układ ARM Cortex-M3.

Moduł CPU_BRD oparty jest o zestaw ewaluacyjny Stm32Primer2, popularne urządzenie oparte o mikrokontroler z rdzeniem ARM Cortex-M3, wbudowany akumulator 400mAh z układem ładowania, kolorowy wyświetlacz graficzny LCD z interfejsem dotykowym, joystick, czytnik kart mikro SD, port USB-Device, interfejs RLink SWD, kodek audio, mikrofon i inne. Wszystkie te cechy sprawiają, że jest to urządzenie idealnie nadające się na bazę prototypową dla urządzeń mobilnych, takich jak różnego rodzaju holtry. Specjalna płytka adapterowa umożliwia podłączenie modułów CeDeROM BCI do Stm32Primer2.

Stm32Primer2 został wybrany również z powodu ogromnego wsparcia ze strony społeczności użytkowników zgromadzonych wokół twórców rozwiązania, firmy Raisonance, oferując setki gotych przykładów i rozwiązań z dostępnym kodem źródłowym oraz schematami.

Tego typu rozwiązania programowe powinny być łatwe do integracji, tak jak opracowane moduły sprzętowe, oferując stosunkowo szybki rozwój prototypów rozwiązań zwalniając twórców z projektowania i wykonywania nowego modułu sterującego za każdym razem kiedy pojawi się konieczność zmiany lub opracowania nowej konfiguracji. Dzięki tak dobrej dokumentacji, przykładom i wsparciu społeczności jest to również bardzo dobre rozwiązanie dla osób, które dopiero stawiają swoje pierwsze kroki w świecie systemów wbudowanych i zaawansowanych systemów mikroprocesorowych. Dla nas była to również obiektywna platforma na której mogliśmy rozwijać swoje programy i narzędzia.

3.6.7 ADC_BRD: ADS1298



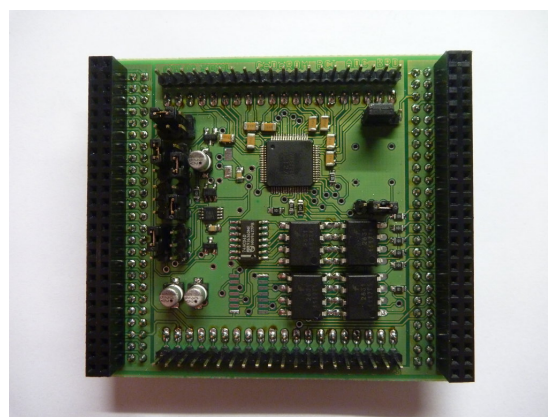
Rysunek 96: Moduł ADC oparty o układ ADS1298 wyposażony w analogowy frontend akwizycji biopotencjałów elektrycznych.

Moduł ADS1298 ADC_BRD oparty jest o nowatorski układ ADS1298 produkcji Texas Instruments / BurrBrown i oferuje kompletny tor wzmacniacza sygnałów biologicznych ze wzmacniaczami o regulowanym wzmocnieniu oraz złożoną matrycą multipleksacji sygnałów analogowych, generator sygnału DRL sprzężenia zwrotnego, układ detekcji jakości podłączenia elektrod, oraz co ważne osiem niezależnych 24-bitowych przetworników ADS Sigma-Delta, całość sterowana poprzez magistralę SPI. Istnieje nawet specjalna wersja układu ADS1298R (z sufiksem R), która pozwala na pomiar oddychania poprzez zmianę impedancji pacjenta. Układ zawiera w swojej strukturze wbudowany oscylator oraz źródła napięć odniesienia, jest więc praktycznie niezależny i może stanowić samodzielny blok akwizycji biopotencjałów elektrycznych. Istnieje oczywiście możliwość podłączenia zewnętrznego wzmacniacza sygnałów biologicznych, zmianie mogą wówczas ulec parametry kontrol jakości połączeń oraz sprzężenia zwrotne, o czym należy pamiętać podczas konfiguracji i oprogramowania docelowego

systemu. Omawiany moduł ADS1298 ADC_BRD łączy się z modułem ADS1298 EXP_BRD, opracowany specjalnie dla tego właśnie układu, dzięki czemu istnieje możliwość podłączenia standardowych elektrod oraz interakcji z użytkownikiem za pośrednictwem linii GPIO.

3.6.8 ADC_BRD: ADS1278

Pomimo dużej wszechstronności układu ADS1298 może występować konieczność zastosowania dedykowanego lub zewnętrznego układu wzmacniacza sygnałów biologicznych. Z tego powodu opracowany został uniwersalny moduł konwersji analogowo-cyfrowej ADS1278 ADC_BRD, wykorzystujący układ ADS1278, również produkcji Texas Instruments / BurrBrown.

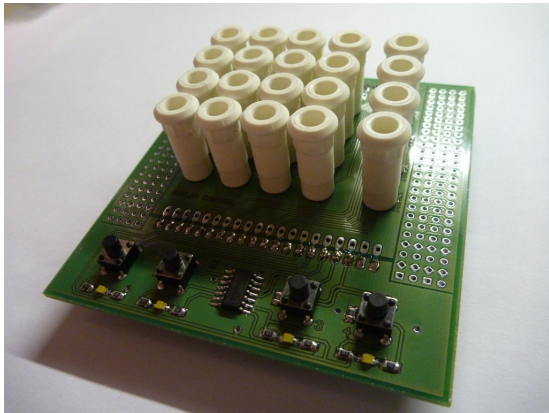


Rysunek 97: Moduł ADC oparty o układ ADS1278.

ADS1278 zawiera w swojej strukturze osiem niezależnych przetworników 24-bit Sigma-Delta, jednak wymaga nieco większej liczby zewnętrznych elementów niż ADS1298 – generator zegarowy oraz źródła napięć zasilania, a same zakresy napięć są bardziej restrykcyjne. Układ nie wykorzystuje również SPI do komunikacji, dlatego wymaga osobnej implementacji programowej oraz większej liczby portów wejścia-wyjścia do wymiany danych z układem kontrolnym, który w dodatku powinien być na tyle wydajny aby obsłużyć ten dosyć wymagający układ. Separacja galwaniczna na liniach danych oraz zasilania jest konieczna w przypadku zastosowań biomedycznych z połączeniem do komputera lub innego typu sprzętu pomiarowego stacjonarnego zasilanego z sieci energetycznej. Moduł posiada swoje własne układy zasilania/stabilizacji (zastosowano ultra-niskoszumowe układy 3.3V oraz 1.8V) i referencji (precyzyjne źródła 2.048V, 4.096V, oraz przetwornik DAC 16-bit ultra-low-glitch oparty o układ DAC8552), całość konfigurowana za pomocą jumperów, istnieje możliwość przekazania napięć poprzez złącze analogowe do osobnej płytki analogowego

wzmacniacza sygnałów biologicznych.

3.6.9 EXP_BRD: ADS1298 Elektrody

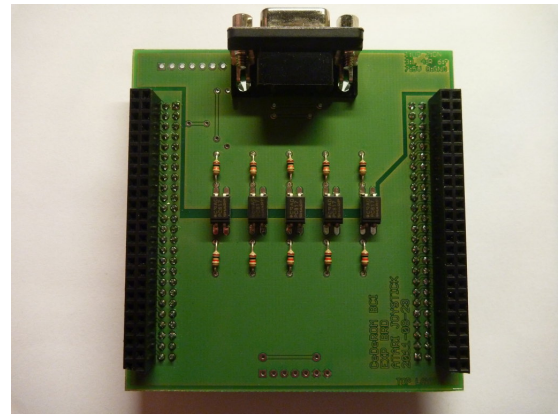


Rysunek 98: Moduł rozszerzeń dla układu ADS1298 ADC_BRD wyposażony w standardowe gniazda na elektrody oraz prosty interfejs użytkownika.

Ten moduł został zbudowany specjalnie dla modułu ADS1298 ADC_BRD zapewniając interfejs dla elektrod oraz przyciski i LED z których można korzystać poprzez port GPIO ADS1298. Wszystkie cztery linie GPIO są buforowane i mogą działać jako wejścia i/lub wyjścia – domyślnie wszystkie linie są „podciągnięte” do stanu wysokiego zgodnie z zaleceniami producenta. W momencie wciśnięcia przycisku wymuszany jest stan niski na linii przez rezystor, kiedy port jest wyjściem jego stan podawany jest przez bufor na diodę LED (lub inny element sygnalizacyjny) aktywowaną stanem niskim, a więc linia jest typu „active low”. Tego typu elementy interfejsu użytkownika mogą znaleźć zastosowanie podczas różnego rodzaju eksperymentów badających odpowiedź, skalę lub czas reakcji, lub też mogą sygnalizować pewne stany doświadczenia (na przykład znacznik synchronizacji czasu dla synchronizacji obrazu z przebiegami elektrycznymi).

3.6.10 EXP BRD: Atari Joystick

Należy pamiętać o konieczności współpracy omawianego systemu z urządzeniami zewnętrznymi, na przykład multimedialnymi konsolami video, które stanowią dynamicznie rozwijający się rynek odbiorców nowych rozwiązań. W ten sposób powstał moduł joysticka, który oczywiście może również sterować innymi urządzeniami, na przykład elektromechanicznymi. Joystick w starych komputerach używał zwykłego złącza DB-9M, lecz o nieco węższej wtyczce, wykorzystując logikę 5V sterowanie odbywało się na zasadzie włącz-wyłącz dla kierunków góra, dół, lewo, prawo, fire, podczas gdy odpowiednie sygnały portu były zwierane do 5V lub



Rysunek 99: Moduł rozszerzeń umożliwiający sterowanie zewnętrznym sprzętem elektromechanicznym, w szczególności komputerami i grami wideo.

do masy. Port joysticka posiadał również wejścia analogowe dla osi X i Y, ale one praktycznie nie były używane. Sterowanie cyfrowe na zasadzie włącz-wyłącz jest bardzo proste do wykonania, wymaga jedynie zabezpieczenia w postaci separacji galwanicznej dostępnej dzięki zastosowaniu niedrogich i popularnych transoptorów, a zastosowanie może znaleźć nie tylko przy sterowaniu grami wideo, ale również bardziej wymagających urządzeniach czy systemach elektromechanicznych.

3.6.11 Implementacja

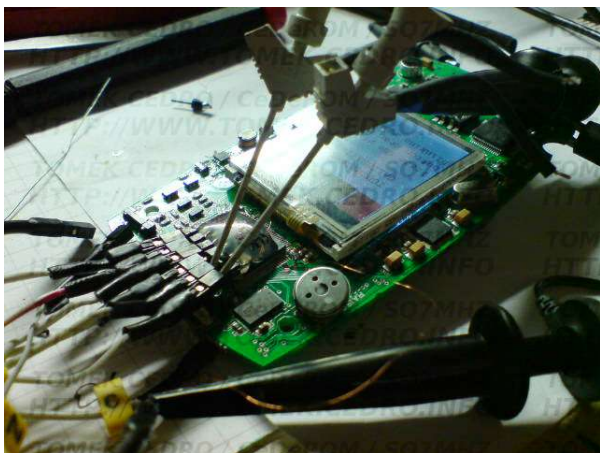


Rysunek 100: Przykładowa aplikacja CeDeROM BCI do sterowania grami wideo (tutaj Atari) i systemami multimedialnymi.

Istnieje wiele możliwości implementacji i konfiguracji systemu CeDeROM BCI w celu stworzenia konkretnego rozwiązania. Jedną z nich, wydawałoby się mogło najprostszą, ale też najbardziej efektowną i miarodajną jest sterowanie grami wideo „bezpośrednio za pomocą myśli”. Urządzenia tego typu mogą stanowić

samodzielne rozwiązania (np. FPGA PONG) lub też stanowić urządzenia peryferyjne dla istniejących systemów gier wideo (np. Atari Joystick). Tego typu prace prowadzone na prostych przykładach są wstępem do bardziej zaawansowanych badań.

3.7 Serial Wire Debug (Tomasz Cedro)



Rysunek 101: Trwają prace nad stworzeniem otwartego narzędzia do pracy z układami wyposażonymi w magistralę SWD.

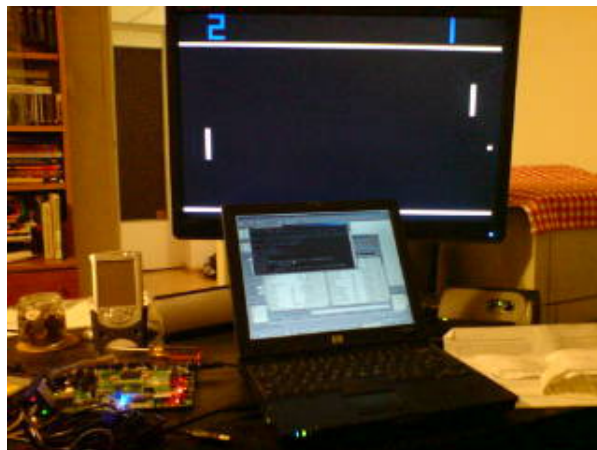
SWD (ang. Serial Wire Debug) [45] to nowa alternatywa dla niskopoziomowego dostępu do zasobów rdzenia mikroprocesora, pamięci i peryferiów, jaki zapewniał do tej pory głównie standard JTAG [44]. SWD pokonuje w pewnych kwestiach ograniczenia JTAG i jest zaimplementowany w nowych mikroprocesorach ARM–Cortex. Wciąż jednak nie ma otwartych narzędzi umożliwiających pracę z tego typu magistralą, dlatego postanowiłem je stworzyć w postaci osobnej biblioteki LibSWD [65], która zintegrowana ze znanymi otwartymi programami UrJTAG [43] i OpenOCD [42] pozwoli na tworzenie, programowanie i debugowanie urządzeń z wykorzystaniem tych nowych wydajnych a przy tym energooszczędnych układów.

Na stronie projektu [19] można śledzić postępy prac – projekt trwa od połowy 2010 i powinien zakończyć się w połowie 2011. Pomyślnie opracowanie narzędzi pozwoli na stworzenie przenośnej wersji urządzenia NFB/BCI bazując na gotowym zestawie ewaluacyjnym Stm32Primer2 lub dedykowanym urządzeniu.

3.8 BCI PONG (Tomasz Cedro)

Celem projektu jest stworzenie od podstaw systemu BCI działającego niezależnie od komputera w układzie FPGA. Projekt jest w trakcie opracowywania i będzie stanowił bazę dla cyfrowego przetwarzania sygnałów w

strukturach FPGA w czasie rzeczywistym. Wizualizacja wyników przyjmie formę pierwszej gry wideo opracowanej przez Atari w 1972 roku i nazwanej PONG (rys. 102), która już jest zaimplementowana w układzie Xilinx Spartan 3A-DSP.



Rysunek 102: Gra PONG zaimplementowana w układzie FPGA sterowana będzie elektryczną aktywnością mózgu.

3.9 Tworzenie sterowników własnych urządzeń w Matlab (Tomasz Cedro)

3.9.1 Wstęp

Matlab [21] jest jednym z najpotężniejszych komputerowych narzędzi obliczeniowych stosowanych we współczesnej szeroko rozumianej nauce i inżynierii. Poza prostotą użycia oferuje nieskończone możliwości rozbudowy za pomocą tzw. toolbox'ów. Matlab może być wykorzystany w niemal każdej dziedzinie nauki, nam jednak przyda się do budowania i weryfikacji teoretycznych modeli opisujących rzeczywiste zjawiska, głównie związanych z sygnałami EEG. Aby jednak to było możliwe musimy nauczyć się pozyskiwać dane z fizycznych urządzeń do wirtualnego świata Matlab, czy to za pomocą istniejących już narzędzi, czy raczej własnych sterowników i programów. Celem tego projektu jest rozpoznanie dostępnych już metod pozyskiwania danych, ich rozbudowy lub tworzenia alternatywnych rozwiązań.

Warto również wspomnieć, że Matlab nie jest jedynym programem służącym do modelowania matematycznego – dostępne są również jego darmowe odpowiedniki Open–Source jak Octave [22] czy SciLab [23] – choć nie tak potężne i bogate w możliwości rozbudowy, stanowią dobrą podstawę do legalnej pracy badawczej, a niniejszy opis odnosi się również do tych programów. Nie każdy, zwłaszcza student, może pozwolić sobie na

zakup oryginalnej licencji, dodatkowych modułów programowych i sprzętowych do własnych badań. Jak się zresztą okaże, takie drogie i komercyjne rozwiązanie nie zawsze są rozwiązaniem problemu badawczego – a w tym konkretnym przypadku jest to konstrukcja własnego systemu pomiarowego i weryfikacji jego pomiarów, a także dalsza obróbka danych.

3.9.2 Data Acquisition Toolbox

Data Acquisition Toolbox [24] jest zestawem narzędzi do transferu danych z przyrządów pomiarowych. Niestety działa tylko pod windows, jako że bazują na COM i ATL.

Bardzo dobrym dokumentem dla developerów chcących napisać sterownik dla własnego urządzenia jest dokument Data Acquisition Toolbox Adaptor Kit User's Guide [25].

3.9.3 Instrument Control Toolbox

Instrument Control Toolbox [26] zapewnia komunikację z urządzeniami pomiarowymi, głównie po magistrali GPIB (IEE-488/IEC-625), VISA, TCP/IP. Pozwala sterować urządzeniami pomiarowymi. Pozwala wysyłać oraz odbierać dane binarne oraz tekstowe, synchronicznie oraz blokowo. Zapewniony zestaw m-funkcji użytkownika wykorzystuje do wymiany danych adaptory (Interface Driver Adaptors), a te z kolei bazują na zewnętrznych sterownikach sprzętu dostarczonych przez producenta danego urządzenia. Umożliwia komunikację/sterowanie na poziomie pojedynczych funkcji/instrukcji oraz bardziej automatycznych obiektów (Interface Objects) posiadających odpowiednie atrybuty, działających zdarzeniowo.

Warstwę komunikacyjną tworzą adaptory (Interface Driver Adaptors) dostarczające dane do m-funkcji użytkownika. Adaptory do komunikacji z urządzeniami wykorzystują sterowniki (drivers). Pełną listę adapterów oraz sterowników obsługiwanych przez system, wraz z dodatkowymi informacjami można uzyskać wywołując komendę `instrhwinfo`. W standardzie dostępne są następujące adaptory:

- GPIB
- Serial (port) (także Linux)
- TCP/IP (także Linux)
- UDP (także Linux)
- VISA

Obsługiwane są dwa typy sterowników:

- VXIplug&play Drivers - (`instrhwinfo visa`)
- IVI Drivers - (`instrhwinfo ivi`)

Matlab Instrument – pełni rolę „tłumacza”. Pozwala na pewną translację danych odbieranych oraz wysyłanych do urządzenia i jest włączany pomiędzy zestaw funkcji dostępnych użytkownikowi a funkcje komunikacyjne urządzenia. Można wykorzystać 'Instrument Driver Editor' do tworzenia Driverów o podobnej strukturze działania w przypadku gdy potrzebujemy sterownika podobnego do istniejącego już rozwiązania.

Instrument Control Toolbox nie zapewnia sterowników do urządzeń poza standardem obsługiwanych magistral. Nie ma także frameworku ani instrukcji umożliwiających dodawanie własnych sterowników.

3.9.4 Własne sterowniki

Powstaje pytanie czy można dowolnie rozbudować środowisko o własne sterowniki własnego urządzenia, które mogłyby pracować niezależnie od platformy na której uruchamiany jest Matlab? Odpowiedź jest oczywiście twierdząca :-)

3.9.5 Jak stworzyć własny sterownik urządzenia w Matlabie?

Tworząc nowe urządzenia czy systemy o dużym stopniu zaawansowania, musimy posiadać mechanizm weryfikacji wyników, którym może być MATLAB. Aby przesyłać dane do matlaba, można wykorzystać gotowe toolbox'y które obsługują jedynie standardowy sprzęt lub napisać własny sterownik – co daje większe możliwości w dostosowaniu metody do potrzeb, nie wymaga też żadnych dodatkowych licencji.

Matlab nie tylko potrafi generować kod wykonywalny na podstawie swoich m-plików (toolbox compiler), ale również wykorzystywać zewnętrzne programy czy biblioteki (o czym można poczytać w dziale „External Interfaces” podręcznika pomocy) do wykonywania potrzebnych operacji. Niemalże nieograniczone możliwości wymiany danych oraz sterowania zewnętrznymi aplikacjami dają:

- obsługa zewnętrznych bibliotek dynamicznych (so/dll)
- wywoływanie zewnętrznych procedur języka C lub Fortran z poziomu plików MEX
- tworzenie od podstaw własnych plików MEX w języku C lub Fortran
- eksportowanie/importowanie danych przy użyciu plików MAT
- wykorzystywanie elementów składowych matlaba w programach C lub Java

Konstruktorów interesuje głównie stworzenie zestawu funkcji umożliwiających konfigurację oraz wymianę danych z urządzeniem, co można rozwiązać na

dwa sposoby - plik MEX (dedykowany jedynie dla matlaba) lub bibliotekę dynamiczną. MEX to zestaw dynamicznie linkowanych procedur, stworzonych w języku C lub Fortran, które mogą być wywołane bezpośrednio w wiersza poleceń interpretera matlaba. Stworzenie biblioteki dynamicznej daje możliwość wykorzystania jej również w innych programach - jest to bardziej uniwersalne a więc preferowane „opakowanie” naszej funkcjonalności. Dokładny opis znajduje się w dziale „MATLAB Interface to Generic DLLs” podręcznika pomocy.

3.9.6 Interfejs matlaba do bibliotek dynamicznych

Funkcje umieszczone w bibliotekach dynamicznych mogą być załadowane do pamięci matlaba i stać się bezpośrednio dostępne z wiersza poleceń interpretera. W większości przypadków konwersja typów odbywa się automatycznie (na format matlaba). Można również używać bibliotek dynamicznych stworzonych w innych językach niż C, ale interfejs biblioteki musi być zgodny z językiem C.

3.9.7 Obsługa bibliotek dynamicznych

Otwieranie biblioteki: Aby mieć dostęp do danych zawartych w bibliotece, należy ją wczytać poleceniem `loadlibrary('nazwa_biblioteki', 'nazwa_pliku_naglowkowego')`, gdzie: `nazwa_biblioteki` to nazwa pliku z biblioteką dynamiczną (so/dll), w której zawarte są interesujące nas funkcje, `nazwa_pliku_naglowkowego` to nazwa wymaganego pliku nagłówkowego zawierającego prototypy funkcji zawartych w bibliotece.

Zamykanie biblioteki: Aby zamknąć wczytaną uprzednio bibliotekę należy wykonać polecenie `unloadlibrary nazwa_biblioteki`.

Zawartość biblioteki i jej funkcje składowe: Aby wyświetlić funkcje zawarte w bibliotece należy wykonać polecenie `libfunctions('nazwa_biblioteki')`. Wynikiem jest tablica tekstowa z nazwami funkcji, `libfunctionsview('nazwa_biblioteki')` to nazwy funkcji wyświetlone są w tabelce w nowym oknie. Do wspomnianych funkcji można dodać przełącznik `-full`, który wyświetli dodatkowe informacje o funkcjach, na przykład ich parametry wraz z typami danych.

Wywoływanie funkcji: Do wykonywania funkcji bibliotecznych służy funkcja `calllib('nazwa_biblioteki', 'nazwa_funkcji', arg1, ..., argN)`, gdzie `nazwa_biblioteki` to nazwa otwartej uprzednio biblioteki, `nazwa_funkcji` to nazwa interesującej nas funkcji, `arg1, ..., argN` to lista parametrów funkcji. Pełną specyfikację funkcji można znaleźć w podręczniku pomocy.

3.9.8 Przykład

Przykład składa się z trzech funkcji. Dwie z nich zwracają łańcuch znaków tekstowych jako wynik wykonania, a trzecia służy do dodawania dwóch liczb. Funkcje te mogą łatwo zostać zastąpione zestawem instrukcji sterujących rozwijanym urządzeniem.

Plik nagłówkowy test.h:

```
char* test();
char* test2();
int test_add(int a, int b);
```

Plik źródłowy test.c:

```
#include "test.h"

char* test(){
    return "test function 1 result\n";
}

char* test2(){
    return "test function 2 result\n";
}

int test_add(int a, int b){
    return a+b;
}
```

Kompilacja: `gcc -shared -o test.so test.c`

Uruchomienie w matlabie: Zmieniamy aktualny katalog na ten, w którym znajduje się nasza skompilowana biblioteka, a następnie wykonujemy:

```
>> loadlibrary test.so test.h
>> calllib('test', 'test')

ans =
test function 1 result

>> calllib('test', 'test2')

ans =
test function 2 result

>> calllib('test', 'test_add')
??? Error using ==> calllib
No method with matching signature.

>> calllib('test', 'test_add', 1, 2)

ans =
    3

>> unloadlibrary test
```

3.9.9 Podsumowanie

Przedstawiona metodologia stwarza możliwość opracowania, realizacji i weryfikacji wybranego modelu matematycznego w bardziej zaawansowanych pracach nad Brain Computer Interface, ale także szeroko pojętym modelowaniem matematycznym i przetwarzaniem sygnałów (niekoniecznie biologicznych) pochodzących z urządzeń własnej konstrukcji. Rozwiązanie zwalnia z obowiązku zakupu kosztownej aparatury pomiarowej i licencji programowych dramatycznie redukując koszty badań. Co więcej, zastosowanie otwartych narzędzi OpenSource, kosztem nieco większego nakładu pracy i czasu, daje dokładną kontrolę nad tworzonym rozwiązaniem, wymusza znajomość szczegółów. W rezultacie powstaje kompletne i spójne rozwiązanie bardziej świadomego konstruktora i badacza aniżeli jest to w przypadku rozwiązań typu „kliknij-i-zapomnij”.

3.10 Brain Computer Interface Open Protocol (Tomasz Cedro)

Niniejszy rozdział opisuje pierwszy darmowy i w pełni otwarty protokół wymiany informacji z urządzeniami typu Brain Computer Interface. Ponieważ istnieje wiele ośrodków badawczych na świecie pracujących już nad rozwiązaniami BCI stosując zamknięte i komercyjne rozwiązania, a istniejące dotychczas otwarte protokoły projektu OpenEEG nazwane P2 i P3 pozwalają właściwie na podstawową transmisję danych wyłącznie od urządzenia pomiarowego do komputera, postanowiłem stworzyć *Brain Computer Interface Open Protocol*.

Protokół tego typu pozwoli na jego implementację w najróżniejszych urządzeniach pomiarowych, pozwalając na dwukierunkową transmisję i pełne sterowanie badanym systemem, a przede wszystkim na spójną wymianę danych pomiędzy różnymi systemami pomiarowymi i zespołami badawczymi w celu porównania wyników czy dalszego przetwarzania. Projekt został rozpoczęty w ramach mojej pracy dyplomowej (projekt i prototyp) inżynierskiej [16] i będzie zakończony w ramach pracy dyplomowej magisterskiej [?] w tym roku (pełna implementacja).

BCIOP będzie miał formę biblioteki stworzonej w języku programowania C, ponieważ w chwili obecnej język C wraz z odpowiednim kompilatorem potrafi stworzyć kod wykonywalny na praktycznie każdy procesor, w tym najprostszy mikrokontroler 8-bitowy, w związku z czym będzie możliwość łatwej implementacji w systemach doświadczalnych i eksperymentalnych. Bibliotekę wzbogaci zestaw narzędzi wysokiego poziomu stworzonych w języku Python, ze względu na swoją przenaszalność, a same narzędzia pomogą w takich procesach jak wyszukiwanie błędów transmisji, konwersja danych, czy po prostu analiza strumienia danych.

Niedawno pojawiła się możliwość rozdzielenia funkcji biblioteki na absolutnie niezbędne do przesłania danych (dla najprostszych mikrokontrolerów, których pamięć programu nie przekracza kilku kilobajtów), oraz na pełną implementację (dla rozbudowanych systemów wbudowanych, których funkcje będą jednakowe jak dla komputera sterującego, dzięki czemu sterowanie prostszymi urządzeniami będzie mogło odbywać się zdalnie przez system wbudowany i sieć komputerową). Wprowadzając odpowiednią organizację plików nagłówkowych oraz zawartych w nich symboli, można będzie również wykorzystać BCIOP jako uniwersalny protokół sterujący urządzeniami prototypowymi, niekoniecznie pomiarowymi, poprzez zmianę znaczenia poszczególnych poleceń (Tagów).

Szczegółowe informacje dotyczące konstrukcji protokołu i pakietów znajdują się w manuskrypcie mojej pracy dyplomowej [16], zapraszam również na stronę internetową projektu <http://bciop.sf.net> wkrótce pojawi się tam zaktualizowany opis i kod źródłowy biblioteki.

3.10.1 Konstrukcja Protokołu

Aby zmniejszyć narzut danych kontrolnych względem danych pomiarowych protokół został oparty o konstrukcję TLV, czyli każdy pakiet składa się z trzech części Tag–Length–Value. Tag determinuje funkcję pakietu, Length określa długość danych w oktetach (paczkach 8-bitowych), a Value to przesyłane dane.

BCIOP PACKET		
TAG (T)	LENGTH (L)	VALUE (V)
1 octet length	1 octet length	L octets length

3.10.2 Możliwości protokołu

BCIOP nie dba o adresację lub trasę pakietów – takie zadania powinny załatwić warstwy niższe (np. TCP/IP, USB, itp.). BCIOP może być zastosowany do eksperymentów i prototypowania, ale także w wersji produkcyjnej urządzeń.

Każdy pakiet może być wyprzedzony przez 10101010b czyli 0xAA lub osobny pakiet synchronizujący, który ma pomóc w synchronizacji i wyszukiwaniu błędów.

Format danych może być zmieniony w trakcie pracy, aby ułatwić ich (de)kompozycję i rzutowanie do odpowiedniego typu w programie końcowym lub sterowniku.

Przewidziane są pakiety kontrolne sygnalizujące błąd transmisji lub nieprawidłowy stan urządzenia. W przypadku desynchronizacji transmisji urządzenie zasygnalizuje taki fakt odpowiednim pakietem synchronizacji – to może również pomóc i ułatwić automatyczne wykrywanie prędkości transmisji lub ponowną synchronizację łącza.

3.10.3 Przebieg transmisji

Aby rozpocząć połączenie, host przesyła pakiet INIT-REQUEST z odpowiednim żądaniem do urządzenia, a urządzenie odpowiada podobnym pakietem INIT-RESPONSE zawierającym podstawowe informacje o możliwościach transmisji (np. obsługiwanej wersji protokołu). W następnej kolejności format danych (pakiet DATA_FORMAT) i znacznik czasu (pakiety TIMESTAMP_FORMAT oraz TIMESTAMP_QUANT) powinien być odebrany od urządzenia w celu poprawnej interpretacji otrzymanych danych.

W zależności od sprzętu użytego do wykonania urządzenia pomiarowego występować mogą różne formaty danych preferowanych przez dany sprzęt (CPU, ADC, ..) – próbka może składać się z 1.4 oktetów, ze znakiem lub bez znaku, kodowanych w systemie NKB, U2, Gray, itp. Można więc użyć rzutowania danych albo do typu wymaganego przez sprzęt pomiarowy, albo nastawić sprzęt pomiarowy do wysyłania danych w formie wygodnym dla systemu odbiorczego (o ile sprzęt na to pozwoli).

Znacznik czasu jest niezbędny do poprawnej rekonstrukcji sygnału z próbek – istnieje możliwość ustalenia jego wartości i częstotliwości – każda próbka ma więc swój numer, oddzielony ustaloną chwilą czasu, co niweluje problem nieprawidłowej kolejności ich odbioru lub retransmisji.

Polecenia podzielone zostały na dwie główne kategorie:

- Konfiguracja – najstarszy bit Tag ustawiony na „1” – pozwala na sterowanie urządzeniami
- Transfer Danych – najstarszy bit Tag ustawiony na „0” – związany z transmisją danych pomiarowych

Urządzenie lub Host może przesłać pakiet ERROR oznaczający błąd – co może mieć związek z brakiem inicjalizacji urządzenia, błędnymi danymi, przepelnieniem bufora lub innym błędem. Przewidziany został nawet specjalny pakiet błędu zawierający komunikat tekstowy, a więc sygnalizacja sytuacji wyjątkowych nie jest ograniczona. Błędy powinny być informacyjne i nie zakłócać transmisji danych o ile nie są krytyczne. Minimalistyczne urządzenie pomiarowe może wyłącznie sygnalizować błąd krytyczny, na co odpowiednio powinien zareagować program komputera kontrolnego (Hosta). Istnieje również możliwość potwierdzania otrzymania pakietu, w celu weryfikacji poprawnej transmisji. Zaleca się jednak aby pakiety błędnie skonstruowane nie powodowały błędów urządzenia pomiarowego – taki błąd będzie wykryty przez „timeout”, a system uniknie zalewania pakietami.

3.11 Serial Wire Debug / LibSWD (Tomasz Cedro)

Serial Wire Debug to nowy standard dostępu niskopoziomowego do zasobów sprzętowych systemów mikroprocesorowych wprowadzony przez firmę ARM w ich nowych układach z rodziny ARM-Cortex (ARMv7). Magistrala jest zgodna ze standardem ARM Debug Interface w wersji 5 [63], który definiuje wszystkie wymagania i możliwości tego transportu. Określenie „Transport” pasuje tutaj najbardziej ponieważ zadaniem SWD jest transportowanie poleceń pomiędzy specjalistycznym oprogramowaniem uruchomionym na komputerze, które za pomocą sprzętowego interfejsu steruje blokami wewnętrznymi układu mikroprocesorowego, prawie tak jak JTAG, ale w inny sposób. JTAG używa maszyny stanów, podczas gdy SWD wykorzystuje półduplexową transmisję pakietową działającą na zasadzie pytanie-potwierdzenie-informacja zużywająca mniej pinów niż JTAG.

Posiadanie możliwości wglądu w szczegóły budowy i funkcjonalności wewnętrznych nowych mikroprocesorów, w szczególności tych które dopiero się pojawiają na rynku lub dopiero się pojawiają, dają znaczną przewagę w konstrukcji nowoczesnych rozwiązań. Tworzenie samemu narzędzi do pracy z systemami wbudowanymi i zaawansowaną mikroelektroniką jest kolejną przewagą, wzięwszy pod uwagę fakt, że tego typu otwarte narzędzia wcześniej po prostu nie istniały. Pomimo tego, że jest to bardzo czasochłonne zajęcie, traktujemy je jako inwestycję w nasze przyszłe rozwiązania oraz rozliczenie ze społecznością open-source - sami również korzystamy z tego typu rozwiązań opracowanych przez entuzjastów z całego świata. LibSWD [65] opracowana przez Tomasza Cedro jest pierwszą na świecie otwartą implementacją SWD, która już została zintegrowana ze znanymi programami open-source do pracy z systemami wbudowanymi na niskim poziomie UrJTAG [43] oraz OpenOCD [42]. LibSWD jest wciąż w trakcie aktywnego rozwoju.

Spis treści

1	Teoria	2
1.1	Podstawy anatomii i fizjologii ośrodkowego układu nerwowego człowieka (Ryszard Gomółka)	2
1.1.1	Budowa zewnętrzna mózgu	2
1.1.2	Kora mózgowa	2
1.1.3	Pola kory	3
1.2	Zasady aplikacji elektrod i cechy sygnału EEG (Ryszard Gomółka)	4
1.2.1	System 10–20	4
1.2.2	Podstawowe grafoelementy zapisu EEG u osoby dorosłej	6

1.2.3	Cechy charakterystyczne EEG u dzieci	6	3.2.5	Gala finałowa	30
1.2.4	Artefakty zapisu EEG	6	3.2.6	Podsumowanie	31
1.3	Elektrody pomiarowe EEG (Tomasz Cedro)	7	3.3	Obiektywny Elektrogustometr (prof. Antoni Grzanka, Tomasz Kamiński, Janusz Frączek, Igor Podobiński).	31
2	Istniejące Rozwiązania	8	3.3.1	Cel pracy	31
2.1	Komercyjne systemy BCI (Tomasz Cedro)	8	3.3.2	Wstęp	31
2.1.1	gTec.at	8	3.3.3	Teoria	32
2.1.2	BrainGate	8	3.3.4	Dotychczasowe metody badania zmysłu smaku	33
2.1.3	NeuroSky i Emotiv	9	3.3.5	Koncepcja opracowanego systemu	35
2.1.4	NeuroSky Mindwave w praktyce (Janusz Frączek)	9	3.3.6	Stymulator	35
2.1.5	Emotiv EPOC w praktyce (Tomasz CEDRO)	12	3.3.7	Oprogramowanie	37
2.2	Otwarte systemy BCI oraz Neurofeedback (Tomasz Cedro)	15	3.3.8	Badania	37
2.2.1	BCI2000	16	3.3.9	Problemy	37
2.2.2	Własna aplikacja użytkownika w systemie BCI2000 (Piotr Tąkiel, Tomasz Cedro)	16	3.3.10	Wyniki badań	38
2.2.3	OpenEEG NeuroServer	16	3.3.11	Perspektywy rozwoju	39
2.2.4	BrainBay	17	3.4	Sztuczne sieci neuronowe w analizie sygnału EEG (Krzysztof Chojnowski)	39
2.2.5	OpenViBE (Tomasz Cedro)	18	3.4.1	Sztuczne sieci neuronowe	39
2.2.6	OpenViBE+OpenEEG (Łukasz Czupryniak).	18	3.4.2	Model neuronu	39
2.3	SITA i biofeedback (Tomasz Cedro)	21	3.4.3	Struktura	40
2.4	OpenEEG (Tomasz Cedro)	22	3.4.4	Uczenie sztucznych sieci neuronowych	40
2.4.1	Wstęp	22	3.4.5	Algorytm wstecznej propagacji błędów	40
2.4.2	Opis systemu	22	3.4.6	Algorytmy gradientowe optymalizacji	41
2.4.3	Konstrukcja	22	3.4.7	Algorytm największego spadku	41
2.4.4	Wyniki badań	23	3.4.8	Algorytm RProp	42
2.4.5	Wnioski	23	3.4.9	Algorytm Levenberga–Marquardta	42
3	Nasze Własne Rozwiązania	24	3.4.10	Ekstrakcja cech i wstępne przetwarzanie danych	42
3.1	Elektroniczny system do prowadzenia treningu Neurofeedback (Janusz Frączek, Agnieszka Małkiewicz)	24	3.4.11	Pierwsze próby klasyfikacji sygnałów (Krzysztof CHOJNOWSKI, Janusz FRĄCZEK, Grzegorz LESZEK, Tomasz CEDRO, Ryszard GOMÓŁKA)	43
3.1.1	Istota sygnału EEG w treningu Neurofeedback	24	3.4.12	Implementacja Zaawansowana (Krzysztof CHOJNOWSKI)	43
3.1.2	Przetwarzanie sygnału	25	3.5	Symulator sygnału EEG – „Sztuczna głowa” (Krzysztof CHOJNOWSKI)	44
3.1.3	Wymagania	25	3.6	CeDeROM BCI (Tomasz Cedro)	46
3.1.4	Przykłady zastosowań	25	3.6.1	Opis systemu	46
3.1.5	Koncepcja zbudowanego systemu	26	3.6.2	Możliwości i ograniczenia	46
3.1.6	Koncepcja interfejsu użytkownika	27	3.6.3	Organizacja systemu	47
3.1.7	Zdjęcia gotowej konstrukcji	27	3.6.4	Implementacja Sprzętowa	48
3.1.8	Uzyskane wyniki pracy	27	3.6.5	CPU_BRD: Xilinx Spartan–3A DSP FPGA	48
3.1.9	Perspektywy rozwojowe i wnioski	28	3.6.6	CPU_BRD: Stm32Primer2 (ARM Cortex–M3)	49
3.2	Texas Instruments Analog Design Contest „Biofeedback Device” (prof. Antoni Grzanka, inż. Janusz Frączek, mgr inż. Michał Adamski)	28	3.6.7	ADC_BRD: ADS1298	50
3.2.1	Wstęp	28	3.6.8	ADC_BRD: ADS1278	50
3.2.2	Przebieg prac	28	3.6.9	EXP_BRD: ADS1298 Elektrody	51
3.2.3	Wyniki	29	3.6.10	EXP BRD: Atari Joystick	51
3.2.4	Etapy konkursu	30			

3.6.11 Implementacja	51	[11] <i>Primer of EEG with a Mini – Atlas</i> , A. James Rowan, Eugene Tolunsky, Elsevier Science (USA) 2003, w tłumaczeniu Urban & Partner
3.7 Serial Wire Debug (Tomasz Cedro)	52	
3.8 BCI PONG (Tomasz Cedro)	52	
3.9 Tworzenie sterowników własnych urządzeń w Matlab (Tomasz Cedro)	52	[12] http://www.relaksacja.pl
3.9.1 Wstęp	52	[13] http://www.eeg-biofeedback.com.pl
3.9.2 Data Acquisition Toolbox	53	[14] <i>Wprowadzenie do biologicznej i medycznej techniki pomiarowej</i> , Karsten Meyer – Waarden, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1980
3.9.3 Instrument Control Toolbox	53	[15] <i>System do akwizycji sygnału EEG</i> , Janusz Frączyk, PW, Warszawa 2010
3.9.4 Własne sterowniki	53	[16] <i>Brain Computer Interface – ARM-based signal acquisition module. Bachelor of Science Diploma Thesis</i> , Tomasz Bolesław Cedro., PW EiT, Marzec 2009.
3.9.5 Jak stworzyć własny sterownik urządzenia w Matlabie?	53	[17] <i>Brain Computer Interface</i> , Praca dyplomowa magisterska (w opracowaniu).
3.9.6 Interfejs matlaba do bibliotek dynamicznych	54	[18] http://bciop.sf.net – Brain Computer Interface Open Protocol
3.9.7 Obsługa bibliotek dynamicznych	54	[19] http://stm32primer2swd.sf.net – Implementacja Serial Wire Debug w procesorach ARM Cortex.
3.9.8 Przykład	54	
3.9.9 Podsumowanie	55	
3.10 Brain Computer Interface Open Protocol (Tomasz Cedro)	55	
3.10.1 Konstrukcja Protokołu	55	
3.10.2 Możliwości protokołu	55	
3.10.3 Przebieg transmisji	56	
3.11 Serial Wire Debug / LibSWD (Tomasz Cedro)	56	

Literatura

- | | |
|---|--|
| [1] <i>Anatomia Człowieka. Podręcznik dla studentów medycyny. Pod red. Janiny Sokółowskiej-Pituchowej.</i> , Wyd. V; Warszawa 1988 PZWL. | [20] http://libswd.sf.net – Otwarta Biblioteka Serial Wire Debug. |
| [2] <i>Atlas Anatomii Człowieka, TOM III. R.D. Sinelnikov</i> , Moskwa 1974 „Medycyna”. | [21] http://www.mathworks.com |
| [3] <i>1. Anatomia i Fizjologia Człowieka. A. Michajlik, W. Ramontowski</i> , Warszawa 2005 PZWL. | [22] http://www.gnu.org/software/octave |
| [4] http://www.brainmaster.com/generalinfo/electrodeuse/eegbands/1020/1020.html | [23] http://www.scilab.org |
| [5] http://www.gtec.at/service/tips.htm | [24] http://www.mathworks.com/products/daq/ |
| [6] http://www.isnr.org/CBCog.cfm | [25] http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/pdf_doc/daq/daqug.pdf |
| [7] http://webideas.com/biofeedback/research/tdruckman.shtml | [26] http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/instrument/ |
| [8] <i>Materiały do wykładu „Elektroniczna aparatura medyczna”, dr inż. Ewa Piątkowska</i> , PW, Warszawa 2009 | [27] http://www.bci2000.org/ |
| [9] <i>Materiały do wykładu „Sztuczne sieci neuronowe w medycynie”, prof. dr hab. Krzysztof Zaremba</i> , PW, Warszawa 2010 | [28] http://www.bci2000.org/wiki/ |
| [10] <i>Design and development of medical and electronic instrumentation</i> , David Prutchi, Michael Norris, Copyright © 2005 John Wiley & Sons, Inc. | [29] http://www.bci2000.org/wiki/index.php/Programming_Reference:Contents |
| | [30] http://www.libsd1.org/ |
| | [31] http://www.shifz.org/brainbay/ |
| | [32] http://openeeg.sourceforge.net/doc/sw/NeuroServer/ |
| | [33] http://openeeg.sourceforge.net/ |
| | [34] http://openvibe.inria.fr/ |

- [35] <http://brain.fuw.edu.pl/edu/EEG:Skrypt>
- [36] <http://www.gnu.org/licenses/gpl.html>
- [37] <http://www.gnu.org/licenses/lgpl.html>
- [38] <http://www.gnu.org/>
- [39] <http://www.gnuarm.com/>
- [40] <http://www.freertos.org/>
- [41] <http://www.libusb.org/>
- [42] <http://openocd.sourceforge.net/>
- [43] <http://urjtag.sourceforge.net/>
- [44] <http://en.wikipedia.org/wiki/JTAG>
- [45] <http://www.arm.com/products/system-ip/debug-trace/coresight-soc-components/serial-wire-debug.php>
- [46] <http://gtec.at/>
- [47] <http://www.neurosky.com/>
- [48] <http://www.emotiv.com/>
- [49] <http://www.braingate.com/>
- [50] <http://health.groups.yahoo.com/group/biofeedback/>
- [51] <http://www.kurzweilai.net/emotiv-epoc-eeg-headset-hacked>
- [52] W., Korbicz J., Rutkowski L., Tadeusiewicz R.: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000. Tom 6: Sieci Neuronowe. EXIT, 2000, s. 1-90.
- [53] Górecki T., Krzyśko M., Skorzybut M., Wołyński W.: Systemy uczące się. Rozpoznawanie wzorców, analiza skupień i redukcja wymiarowości WNT, 2008, s.187-229.
- [54] Osowski S.: Sieci neuronowe do przetwarzania informacji. OWPW, 2003.
- [55] Press W., Teukolsky S., Vetterling W., Flannery B.: Numerical Recipes in C. The Art of Scientific Computing. Second Edition. Cambridge University Press, 1997, s. 681-688.
- [56] „Elektrogustometr” mgr inż. Tomasz Kamiński, Politechnika Warszawska, Warszawa 2007.
- [57] „System do akwizycji sygnału EEG” inż. Janusz Frączek, Politechnika Warszawska, Warszawa 2010.
- [58] “Neurobiologia: od cząsteczek i komórek do układów” Matthews Gary G, PZWL. Warszawa 2000.
- [59] “Biologiczne mechanizmy zachowania się ludzi i zwierząt” Sadowski Bogdan, PWN, Warszawa 2001.
- [60] “Cyfrowa analiza sygnałów potencjałów wywołanych” Piotr Wołowik.
- [61] “Primer of EEG with a Mini – Atlas” A. James Rowan, Eugene Tolunsky, Elsevier Science (USA) 2003, w tłumaczeniu Urban & Partner.
- [62] Materiały do wykładu „Elektroniczna aparatura medyczna” dr inż. Ewa Piątkowska, PW, Warszawa 2009.
- [63] <http://infocenter.arm.com/help/index.jsp?topic=/com.arm.doc.ih0031a/index.html>
- [64] <http://www.arm.com>
- [65] <http://libswd.sf.net>