

Diplomová práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická
Katedra měření

System pro sledování pozornosti s využitím bezdrátového EEG

Roman Zima

Vedoucí: Prof. Ing. Jan Holub, Ph.D.
Obor: Kybernetika a robotika
Květen 2022

Poděkování

Děkuji panu Prof. Ing. Janu Holubovi, Ph.D. za vedení mé diplomové práce. Zároveň bych chtěl poděkovat všem, kteří mě přímo nebo nepřímo podporovali během mého studia.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně, a že jsem uvedl veškerou použitou literaturu.

V Praze, 20. května 2022

Abstrakt

Práce se zabývá realizací počítačového programu, který využívá data naměřená z EEG k charakterizaci mentálního stavu probanda. Program na základě počátečního měření, během kterého se navodí ve výsledku sledované mentální stavy, dokáže v reálném čase předpovídat aktuální mentální stav probanda. První část práce obsahuje počáteční výzkum, druhá část práce obsahuje popis realizace programu. Poslední část obsahuje stručný návod k použití.

Klíčová slova: Qt, C++, EEG, SVM, Detekce pozornosti

Vedoucí: Prof. Ing. Jan Holub, Ph.D.
České vysoké učení technické v Praze,
Technická 1902/2,
Praha 6

Abstract

The thesis deals with a realization of an attention detecting computer program, that uses data measured from EEG to characterise proband's mental state. Program, based on an initial measurement that induces sought-after mental state, can predict proband's actual mental state. First part of thesis contains initial research, second part contains a description of the program realization. The last part contains brief instructions for using the program.

Keywords: Qt, C++, EEG, SVM, Attention detection

Title translation: Attention detection system using a wireless EEG

Obsah

0.1 Seznam použitých zkratek	2
1 Úvod, motivace	3
Část I	
Teoretický rozbor	
2 Poslechové testy	5
3 Snímání mozkové aktivity pomocí EEG	6
4 Klasifikace	8
5 Výběr zařízení obstarávající záznam EEG	9
6 Klasifikace pozornosti	10
Část II	
Popis činnosti realizovaného programu	
7 Popis činnosti programu	12
7.1 Příjem dat z UHB	12
7.2 Výpočet FFT	14
7.3 Zpracování dat z FFT, detekce pozornosti	16
7.4 GUI, hlavní okno programu	18
7.5 Záznam videa a videa	20
Část III	
Popis práce s programem	
8 Ovládání programu	23
Část IV	
Návrh na ověření míry spolehlivosti	
9 Návrh na ověření míry spolehlivosti programu	29
9.1 Výsledek testů	29
Část V	
Závěr	
9.2 Možné důvody neúspěchu testů .	32
Literatura	34

Obrázky

4.1 Vizualní princip SVM, převzatý z [11]	8
7.1 Nefiltrovaný časový průběh z EEG	14
7.2 Frekvenční spektrum nefiltrovaného průběhu z EEG	14
7.3 Filtrovaný časový průběh z EEG	15
7.4 Frekvenční spektrum filtrovaného průběhu z EEG	15
7.5 Časový průběh signálu na dobře nasazené elektrodě	18
7.6 Frekvenční spektrum signálu na dobře nasazené elektrodě	19
7.7 Časový průběh signálu na elektrodě během ustálení	19
7.8 Frekvenční spektrum signálu na elektrodě během ustálení	19
7.9 Časový průběh signálu na špatně nasazené elektrodě	19
7.10 Frekvenční spektrum signálu na špatně nasazené elektrodě	20
8.1 Prvotní otevření softwaru Unicorn Suite Hybrid Black	24
8.2 Hledání UHB	24
8.3 Nalezení UHB	25
8.4 Úspěšné spárování UHB	25

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Zima** Jméno: **Roman** Osobní číslo: **474550**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávací katedra/ústav: **Katedra měření**
Studijní program: **Kybernetika a robotika**
Studijní obor: **Kybernetika a robotika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Systém pro sledování pozornosti s využitím bezdrátového EEG

Název diplomové práce anglicky:

Attention monitoring system using wireless EEG

Pokyny pro vypracování:

S využitím HW prostředku Unicorn společnosti G-tec Inc. navrhnete a implementujete systém pro sledování míry pozornosti probandů při subjektivních testech multimediálních signálů s využitím paralelní úlohy (dle ETSI TR 103 503). Seznamte se s principy monitoringu EEG signálů, s jejich významem a metodami jejich vyhodnocení. Funkčnost systému demonstřujte během reálného subjektivního testu. Navrhnete možné metody ověření míry spolehlivosti Vámi vytvořeného systému.

Seznam doporučené literatury:

1. <https://www.unicorn-bi.com/>
2. ETSI TR 103 503
3. Kothe, Christian & Makeig, Scott. (2011). Estimation of Task Workload from EEG Data: New and Current Tools and Perspectives. Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference. 2011. 6547-51. 10.1109/IEMBS.2011.6091615.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

prof. Ing. Jan Holub, Ph.D. katedra měření FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **17.09.2021**

Termín odevzdání diplomové práce: **20.05.2022**

Platnost zadání diplomové práce:

do konce letního semestru 2022/2023

prof. Ing. Jan Holub, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

0.1 Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
ADC	Převodník analogového napětí na digitální hodnotu
DAC	Převodník digitální hodnoty na analogové napětí
LORETA	Low Resolution brain electromagnetic tomography
UHB	Unicorn Hybrid Black
USHB	Unicorn Suite Hybrid Black
SVM	Support Vector Machine
EEG	Elektroencefalografie
QoE	Quality of Experience
FFT	Fast Fourier Transform
API	Application programming interface
FW	Firmware
OS	Operační Systém

Tabulka 1: Tabulka s použitými zkratkami



Kapitola 1

Úvod, motivace

V rámci výzkumu zahrnující poslechové testy probíhající na katedře měření v ČVUT FEL se objevila snaha měřit aktivitu mozku pomocí EEG za účelem změření míry pozornosti testovacího subjektu (probanda). Pokud proband probíhajícímu testu nevěnuje dostatečnou pozornost, bylo by vhodné informovat vedoucího pokusu, který může rozhodnout o dalším postupu, jako např. vyřadit příslušná naměřená data, aby během navazujícího zpracování dat nebyla do výsledku pokusu zanášena chyba.



Část I

Teoretický rozbor

Kapitola 2

Poslechové testy

Při testování zařízení využívající určitý přenosový řetězec (sestavující z např. převodníků ADC, DAC, systémů zprostředkovávající přenos dat, použitých kodeků, apod.) je objektivnější testovat řetězec jako celek. K tomu slouží řada objektivních a subjektivních testů.

Subjektivní testování (neboli QoE) začleňuje na konec testovaného přenosového řetězce člověka, který přijímaný audio signál posuzuje podle toho, jak mu rozuměl. Objektivní testování naopak využívá klasických metod a postupů pro měření objektivně měřitelných vlastností řetězce.

Subjektivní testy jsou obecně robustnější vůči různým netypickým aplikacím a jejich výsledky jsou označovány jako přesnější. Jsou ale náročnější z hlediska vynaložených zdrojů, jako např. finanční odměny testovacím subjektům. Objektivní testy ale nedosahují dobrých výsledků při testování nově vyvinutých metod zpracovávání signálu, pro které je potřeba navrhnout nové testy. [5]

Pro zajištění realističtějších výsledků subjektivních testů byla k subjektivním testům zařazena paralelní úloha (např. simulátor laserové střelby, simulátor řízení auta, třídění předmětů, apod.). O takto definovaném subjektivním testu pojednává standard pod číslem ETSI TR 103 503. [5]

Alternativou k takto pojatému testu je tzv. Crowdfunding, kdy se využívá většího množství testovacích subjektů. Každý jedinec vykonává test v předem nedefinovaném prostředí, např. u sebe doma. Takto organizované testy mají výhodu v tom, že test probíhá v prostředí, které je bližší finálnímu prostředí, ve kterém bude testované zařízení provozované (např. jejich vlastní dům, práce, apod.). Pro zajištění spolehlivosti těchto testů je ale potřeba statistických metod, které jsou schopné identifikovat spolehlivé vzorky. [5]

Tato práce spíše směřuje k prvně zmíněné podobě subjektivních testů, tedy poslechové testy, které se provádí v laboratoři s kontrolovanými vlastnostmi (hluk, rozměry, šíření dozvuků, apod.).

Kapitola 3

Snímání mozkové aktivity pomocí EEG

EEG slouží pro záznam mozkiem generované elektrické aktivity, která vzniká při mozkové aktivitě. Úspěšné použití EEG zahrnuje detekci epilepsie, kdy během epileptických záchvatů lze zachytit charakteristické změny v EEG ve formě elektrických signálů s velmi specifickým frekvenčním otiskem [6].

Tím, že se měří elektrický potenciál na povrchu mozku, se dá zpětně rekonstruovat aktivita uvnitř mozku pomocí postupu zvaný LORETA [12]. Lokalizační místa, ze kterého vycházejí elektrické signály charakteristické pro epilepsii, lze epilepsii cíleně léčit. [10]

Obecně existují dvě metody EEG. Invazivní a neinvazivní. Při invazivním EEG jsou elektrody snímající elektrický průběh umístěny buď intrakraniálně, tedy uvnitř hlavy probanda, nebo jsou chirurgicky implantovány do kůže probanda. Protože takto měřené elektrické signály jsou méně tlumené, výsledné EEG je přesnější.

Při neinvazivním EEG jsou elektrody umístěny na pokožce probanda. Pro zmenšení přechodového odporu mezi měřicí elektrodou a pokožkou probanda se většinou aplikuje vodivý gel.

Pro měření elektrického potenciálu se používají AD převodníky spolu se zesilovačem. Porovnání různých dostupných převodníků a zesilovačů lze najít v [8] v tabulce 2, resp. v tabulce 1.

Pro rozmístění jednotlivých měřících elektrod se používá systému 10-20, případně systému 10-10, popsány v [9], [13]. Vzdálenost mezi elektrodami je buď 20 % (v případě systému 10-20) nebo 10 % (systém 10-10) celkové délky mezi přední a zadní, případně celkové délky mezi levou a pravou částí lebky. V takto definovaném systému má každá elektroda označení, jako např. "Fp1" pro elektrodu umístěnou nad levým okem probanda. Mapu rozmístění všech elektrod lze vidět v [9] v figure 1.

Pro zpracování dat z EEG bývají časové průběhy převedeny do frekvenčních spekter. Lidský mozek má v různých situacích a při různých mentálních stavech

■ 3. Snímání mozkové aktivity pomocí EEG

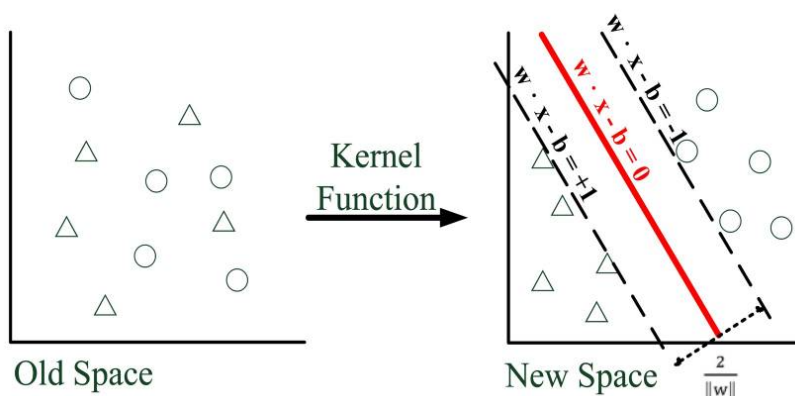
různou signaturu ve frekvenčním spektru, jako lze vidět v [6] v tabulce 1. Pro charakterizaci mentálního stavu je tedy vhodné použít hodnotu energie v různých pásmech frekvenčního spektra signálu změřeného pomocí EEG. Obdobný postup je také používán v [11].

Kapitola 4

Klasifikace

Klasifikace obecně slouží pro zařazení nového prvku do námi známých tříd. Předpokládáme, že máme k dispozici trénovací množinu, která dostatečně reprezentuje rozdělení prvků do příslušných tříd. Úloha pro klasifikátor je odhadnout příslušnost nově získaného prvku.

Jedním z často používaných klasifikátorů je klasifikátor SVM. SVM mapuje vstupní vektor pomocí kernel funkce do více-dimenzionálního prostoru, ve kterém následně zkonstruuje dvě nadroviny rozdělující trénovací množinu na dvě části. Nadrovina maximalizující vzdálenost mezi těmito dvěma nadrovinami je výsledná nadrovina zajišťující nejmenší klasifikační chybu. [7] Vysvětlující obrázek lze vidět v 4.1.



Obrázek 4.1: Vizuální princip SVM, převzatý z [11]

Kapitola 5

Výběr zařízení obstarávající záznam EEG

Obvyklý způsob měření EEG zahrnuje připojení elektrod ke stacionárnímu měřicímu přístroji. Protože ale poslechové testy zahrnují i fyzicky orientované testy [5], je žádoucí, aby zařízení zaznamenávající EEG co nejméně ovlivňovalo fyzické schopnosti probanda. Byl tedy vybrán komerčně dostupný produkt Unicorn Hybrid Black (UHB), který vyhovuje tomuto požadavku díky tomu, že s nadřazeným počítačem komunikuje bezdrátově. Má také výhodu v tom, že jeho elektrody lze používat i bez aplikace vodivého gelu, čímž dále zvyšuje komfort probanda během testu.

UHB využívá Bluetooth 2.1 pro komunikaci s počítačem. Hodnoty napětí měří pomocí 8 elektrod, které jsou rozmístěné v souladu se systémem 10-20, který je popsán v kapitole 3. Jednotlivé elektrody jsou rozmístěné v pozicích Fz, C3, Cz, C4, Pz, PO7, Oz a PO8. Hodnoty napětí vzorkuje frekvencí 250 Hz a v rozsahu ± 750 mV. Na tělu UHB je umístěno 8 LED diod, které lze ovládat pomocí dodané knihovny. Zařízení také obsahuje 3-osý akcelerometr a 3-osý gyroskop, v rámci této práce jsem ale data z těchto senzorů nevyžíval.

Kapitola 6

Klasifikace pozornosti

Pro úspěšnou detekci pozornosti je potřeba splnit následující body:

- Proband musí být schopen ve své mysli navodit dva odlišné mentální stavy.
- UHB musí být schopno zaznamenat mozkovou aktivitu, která při těchto dvou odlišných stavech nastává.
- Změřená data pomocí UHB je potřeba převést do formátu, který lze klasifikovat, a který zároveň při převedení neztratí informaci o mentálním stavu.
- Jednotlivé záznamy charakterizující mentální stav probanda je potřeba klasifikovat.

Na dodržení prvního bodu musí dohlédnout obsluha programu, která test vede. Splnění druhého bodu záleží jednak na parametrech UHB, ale i na odlišnosti dvou měřených mentálních stavů. Výrobce UHB na svých stránkách poskytuje dostatečné množství důkazů toho, že UHB doopravdy snímá mozkovou aktivitu. Splnění třetího bodu by mělo být zajištěno tím, že časový signál z UHB je zpracován podle postupu popsany v kapitole 3. Poslední bod, klasifikace mentálních stavů, by měla být dostatečně robustní na to, aby převedené mentální stavy dokázala úspěšně klasifikovat. Klasifikátor popsany v kapitole 4 je stejného typu, jako který byl použit v [11]. Z výsledků dosažených při této studii lze usoudit, že klasifikátor SVM by měl být dostatečně výkonný na to, aby mentální stavy dokázal klasifikovat.



Část II

Popis činnosti realizovaného programu

Kapitola 7

Popis činnosti programu

7.1 Příjem dat z UHB

Pro komunikaci s UHB přes Bluetooth jsem použil dynamicky linkovanou knihovnu dodanou výrobcem UHB. Knihovna obsahuje funkce na:

- Získání verze použité API
- Výčet všech dostupných Bluetooth adaptérů
- Navázání a ukončení komunikace mezi počítačem a UHB
- Spuštění a ukončení akvizice naměřených dat
- Získání nastavení zesilovače v UHB
- Získání naměřených dat z UHB
- Nastavení LED diod umístěných na UHB
- Výčet podpůrných informací o použitém UHB, jako např. verze jeho plošného spoje, verze FW, apod.

UHB se po spuštění hlásí jako Bluetooth zařízení se jménem, které odpovídá jeho sériovému číslu. Program detektoru pozornosti po spuštění vyhledá dostupné Bluetooth zařízení pomocí funkce `UNICORN_GETAVAILABLEDEVICES` a pokusí se připojit k zařízení s názvem, které je zadáno v nastavení. UHB, které jsem měl k dispozici během vytváření programu mělo název `UN-2019.05.57`. Použitá knihovna neumožňuje měnit jméno, se kterým se UHB hlásí.

Po připojení k UHB aplikace čeká na uživatelův příkaz pro začátek akvizice vzorků. Tím se začne plnit vnitřní zásobník, do kterého se změřená

data ukládají. Po zahájení akvizice se musí periodicky volat funkce UNICORN_GETDATA, která ze zásobníku odebírá data. V případě nedostatečně rychlého volání výše zmíněné funkce hrozí, že vstupní zásobník přeteče a komunikace s UHB selže. V tom případě funkce UNICORN_GETDATA vrátí chybový kód, který je přeposlán do GUI programu, kde se vyhodnotí jeho hodnota a převede se do člověkem čitelné podoby. Tato chyba by v rámci normálního chodu programu neměla nastat.

Spolu se začátkem akvizice program spustí časovač, který po uplynutí nastaveného času zavolá DATA_RECEIVE_HANDLER, v rámci níž je volaná funkce UNICORN_GETDATA. Časovač má nastavený nulový interval timeoutu. Tím je zaručeno, že při vyprázdnění Qt-ovského zásobníku přerušení nastane timeout. Pro omezení vlivu mezi jednotlivými částmi programu probíhá všechna komunikace s UHB v separátním vláknu. Pokud tedy počítač není extrémně vytěžován dalšími procesy běžícími na pozadí operačního systému, komunikace s UHB by neměla být narušena.

Při koupi UHB je dodáván i originální Bluetooth adaptér, který výrobce doporučuje při komunikaci s UHB využívat. Tento adaptér využívá chipset, jehož jméno je uvedeno v hlavičkovém souboru knihovny určené k ovládání UHB. Jeho označení je CSR8510 A10. Stejný chipset je používán i v dalších komerčně dostupných adaptérech. Knihovna pro ovládání UHB obsahuje funkci UNICORN_GETBLUETOOTHADAPTERINFO, která ukládá informace o připojených adaptérech do struktury typu UNICORN_BLUETOOTH_ADAPTER_INFO, obsahující proměnnou typu bool, která je nastavená v závislosti na tom, jestli použitý adaptér je výrobcem doporučený. Při každém pokusu o navázání komunikace mezi UHB a počítačem program zkontroluje, jestli je použitý adaptér doporučen. V případě že není, na hlavní obrazovku se pod tlačítko s názvem 'Toggle Communication' vypíše upozornění na to, že adaptér není doporučený.

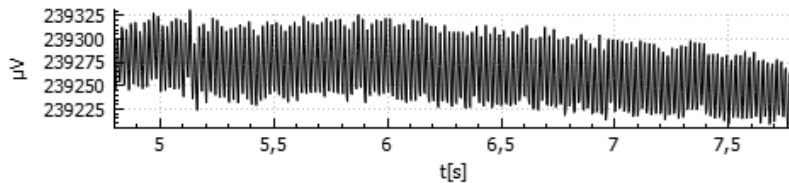
Používání nedoporučeného adaptéru může zapříčinit nemožnost navázání komunikace s UHB, pokud ale obsluha programu nemá doporučený adaptér k dispozici, může vyzkoušet použití různých starších ovladačů Bluetooth adaptéru.

Pro zefektivnění práce s UHB jsem vytvořil simulátor, který se vzhledem k ostatním částem programu chová stejně, jako skutečný UHB. Simulátor jednotlivé vzorky čte ze stejného typu složky, který program sám generuje při ukládání EEG signálu, tedy CSV soubor, kde jeden řádek představuje výstup z 8 kanálů UHB v jeden časový okamžik. Po jednom přečtení všech 8 vzorků simulátor čeká 4 ms, aby simuloval stejnou vzorkovací frekvenci 250 Hz. O tom, jestli se využívá reálný nebo simulovaný UHB, rozhoduje v nastavení zaškrtnutí políčko s označením 'Simulated EEG'.

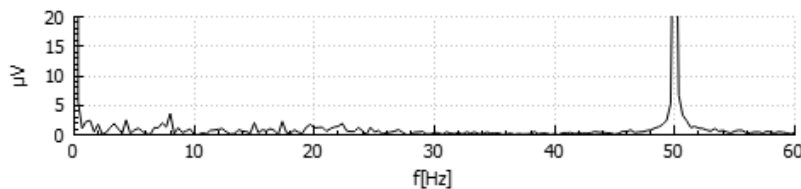
7.2 Výpočet FFT

Pro převod naměřených dat mezi časovou a frekvenční oblastí jsem použil algoritmus FFT implementovaný v knihovně FFTW ve verzi 3. Knihovnu jsem vybral zejména kvůli prezentované rychlosti a jednoduchému začlenění v mém programu. Z důvodů optimalizace knihovna FFTW předpokládá periodické počítání FFT s neměnicími se vlastnostmi. Využívá k tomu plánu, který se vytvoří v rámci inicializace. V plánu jsou obsaženy informace ohledně vstupních a výstupních polí, způsobu počítání FFT, apod. V případě změny vlastností FFT, jako např. změna počtu prvků pole, nad kterým se FFT počítá, je potřeba vytvořit nový plán.

Knihovna umožňuje převod jak z časové do frekvenční, tak z frekvenční do časové. Toho využívám v rámci filtrování síťového rušení. Pro tento účel po získání frekvenčního spektra vynuluji prvky pole, které odpovídají frekvencím vyšší, než je v nastavení zadaná hodnota s označením 'Start frequency of LP filter'. V obr. 7.1 a 7.2 lze vidět rušení na 50 Hz, jehož amplituda je řádově větší, než zkoumaný signál v rozmezí 0-45 Hz. Z tohoto důvodu ani není v grafu s fixním měřítkem vidět amplituda frekvenční čáry na této frekvenci. V obr. 7.3 a 7.4 lze vidět příklad odfiltrování zarušeného průběhu. V tomto případě byl dolní limit filtru nastaven na 45 Hz.



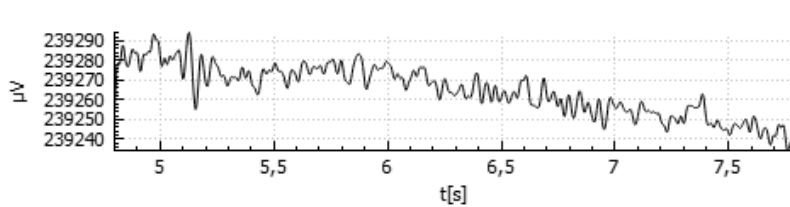
Obrázek 7.1: Nefiltrovaný časový průběh z EEG



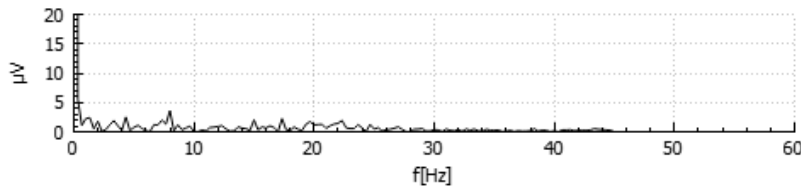
Obrázek 7.2: Frekvenční spektrum nefiltrovaného průběhu z EEG

Počet vzorků pole [-]	Délka okna [μ s]	T_1 [ms]	T_2 [ms]	T_1/T_2
750	3	89.839	0.951	94.397
1000	4	105.046	1.162	90.373
1024	4.096	90.115	1.430	62.978
2000	8	177.459	2.371	74.818
7500	30	822.232	8.900	92.376

Tabulka 7.1: Srovnání časové náročnosti počítání FFT pro různě veliká pole



Obrázek 7.3: Filtrovaný časový průběh z EEG



Obrázek 7.4: Frekvenční spektrum filtrovaného průběhu z EEG

Pro ověření dostatečné rychlosti FFT jsem provedl orientační měření jak dlouho trvá, než se vypočítá dopředná (časová oblast \rightarrow frekvenční oblast) a zároveň zpětná (frekvenční oblast \rightarrow časová oblast) FFT. Výsledky lze vidět v tab. 7.1.

Pro nastolení co možná nejhoršího scénáře měření proběhlo na výpočetně slabším notebooku. Pro alespoň částečnou kompenzaci vlivu HW jsem před každým výpočtem FFT vypočítal 10000x průměr z pole komplexních čísel (průměr jsem počítal zvlášť pro reálnou a imaginární část), ze kterého se FFT následně počítalo. V tab. 7.1 je tento čas zaznamenán jako T_2 . Trvání výpočtu FFT je zaznamenán jako T_1 . Vydělením těchto dvou hodnot jsem získal hodnotu v posledním sloupci tabulky. Za zmínku stojí měření pro počet vzorků 1024. FFTW je nejrychlejší při počítání FFT na polích velikosti $2^a 3^b 5^c 7^d 11^e 13^f$, kde $e + f = 0$ nebo $e + f = 1$, a při velikosti pole vyjádřitelného jako mocnina dvojky je ještě rychlejší. Výše uvedené výsledky měření

toto potvrzují. I v případě nevhodné velikosti pole z hlediska optimalizace je ale časová náročnost algoritmu použitého v FFTW $\mathcal{O}(n \log n)$. [1]

Vzhledem k tomu, že během dalšího testování EEG se ukázala jako nejvhodnější délka okna 3 s, z výsledků lze vidět, že výpočet FFT nemůže nijak limitovat průběh programu z hlediska zpoždění. Vzorkovací frekvence UHB je 250 Hz a knihovna ovládající UHB umožňuje přijímat data po n -vzorcích, FFT se tedy počítá s frekvencí $250/n$. FFTW je tedy pro účely tohoto programu z hlediska rychlosti dostačující. Pokud by se i tak stalo, že počítání FFT by bylo pomalejší než příjem nových vzorků, systém signálů a slotů spolu s mezi-vláknovou komunikací v Qt by zajistil, že nová data se zařadí do fronty a jejich zpracování přijde na řadu až ve chvíli, kdy na ně přijde řada. V takové situaci by detekce mentálních stavů už nebyla prováděna v reálném čase, data zaznamenaná během experimentu se ale neztratí.

Přesnost této knihovny je uváděna v [2]. Autor pro modernější procesory uvádí přesnost zhruba v řádu 10^{-16} . Vzhledem k dalším nepřesnostem, které mohou vzniknout např. neoptimálním nasazením UHB, považuji přesnost této knihovny jako za dostatečnou.

7.3 Zpracování dat z FFT, detekce pozornosti

Po získání frekvenčních spekter z jednotlivých kanálů EEG získám jednotlivé energie v $\alpha, \beta, \gamma, \delta, \theta$ pásmech obdobným způsobem jako v [11], tedy

$$P_\alpha = \sum_{f=8}^{13} P_f \quad (7.1)$$

$$P_\beta = \sum_{f=13}^{30} P_f \quad (7.2)$$

$$P_\gamma = \sum_{f=30}^{45} P_f \quad (7.3)$$

$$P_\delta = \sum_{f=0.5}^3 P_f \quad (7.4)$$

$$P_\theta = \sum_{f=3}^7 P_f \quad (7.5)$$

Protože neexistuje jednotná definice rozmezí těchto pásem, program v nastavení umožňuje měnit začátek a konec jednotlivých pásem. Výše uvedené

Hlavička záznamu	Záznam n	Stav pozornosti	Věk	Pohlaví		
Frekvenční spektra z jednotlivých kanálů	Záznam n, kanál 0	f_0	A_0	f_1	A_1	...
	Záznam n, kanál 1	f_0	A_0	f_1	A_1	...
	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	
	Záznam n, kanál 7	f_0	A_0	f_1	A_1	...

Tabulka 7.2: Popis formátu databáze ve formátu CSV

limity jsem používal v rámci testování a z větší části jsou převzaty z [11] s tím rozdílem, že jsem hodnoty upravil tak, aby na sebe vzájemně navazovaly.

Po získání hodnot energií v pásmech je normalizují vydělením celkovou energií všech pásem. Na základě počátečního výzkumu EEG používám 7 parametrů charakterizující mentální stav probanda, tedy

- Energie z výše uvedených 5 frekvenčních pásem
- Věk
- Pohlaví

Vzhledem k obtížně kvantifikovatelnému vlivu věku a pohlaví v rámci přímého použití v klasifikátoru jsem přidal možnost tyto parametry nepoužívat při klasifikaci. O použití těchto parametrů rozhodují zaškrtačací políčka v nastavení s názvy 'Use age in classifier' a 'Use sex in classifier'. V případě použití těchto dvou parametrů během klasifikace používám hodnotu věku přímo, zatímco u pohlaví používám hodnotu '-1' pro ženy a '1' pro muže. V rámci počátečního výzkumu EEG jsem nezjistil, jestli existuje lepší způsob používání těchto hodnot než jejich přímé hodnoty, v kódu jsou ale pro tyto účely připraveny funkce `CONVERT_AGE_TO_CLASSIFIER_VALUE` a `CONVERT_SEX_TO_CLASSIFIER_VALUE`.

Protože se předpokládá, že se v budoucnu tento program bude používat pro detekci pozornosti u početnější skupiny lidí, a u každého probanda bude potřeba prvotního sběru dat pro trénování klasifikátoru, navrhl jsem databázi, do které se jednotlivé záznamy budou ukládat. Je to soubor ve formátu CSV, který se nachází v místě umístění programu. Formát CSV jsem zvolil díky jeho snadné upravitelnosti a čitelnosti. Databáze se skládá z jednotlivých záznamů, formát jednoho záznamu lze vidět v tab. 7.2. Délka spekter každého záznamu závisí na aktuálně nastavené délce okna a s ní spojeném rozlišení spektra, různé záznamy tedy mohou mít různé šířky. V případě použití zařízení s odlišným počtem kanálů se změní jen délka záznamu.

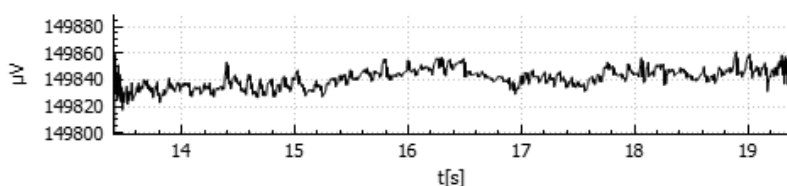
Jako klasifikátor jsem zvolil SVM-C, zmiňovaný v kapitole 4. Knihovna OpenCV obsahuje tento klasifikátor už implementovaný, tuto implementaci jsem tedy i využil v rámci tohoto programu.

Program obsahuje dvě instance klasifikátoru. První klasifikátor používá data pouze z aktuálně zkoumaného probanda. Druhý klasifikátor se učí z dat uložených v databázi. Databázi načte vždy po startu programu, a po stisknutí tlačítka s označením 'Stop initial measurement'. Vedle nápisu 'Database classifier' v hlavním okně programu se vypisuje jeho predikce a stav. Při každém stisknutí 'Attention on' nebo 'Attention off' se do databáze zapíše nová položka záznamu, databázový klasifikátor se ale přeučí až v momentu, kdy obsluha programu stiskne tlačítko s označením 'Stop initial measurement'.

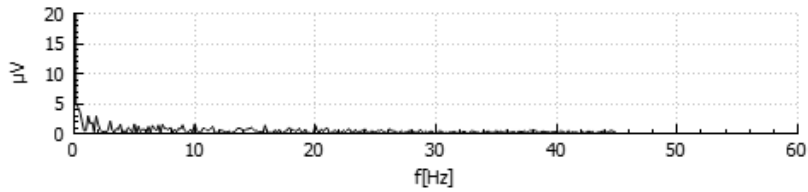
7.4 GUI, hlavní okno programu

Obsluhu programu je na hlavním oknu programu zobrazováno 16 grafů. V levé polovině grafů jsou zobrazovány časové průběhy odfiltrované od síťového rušení na 50 Hz. Napravo od těchto průběhů jsou frekvenční spektra příslušných průběhů. Grafy jsou vykreslovány pomocí třídy QCustomPlot.

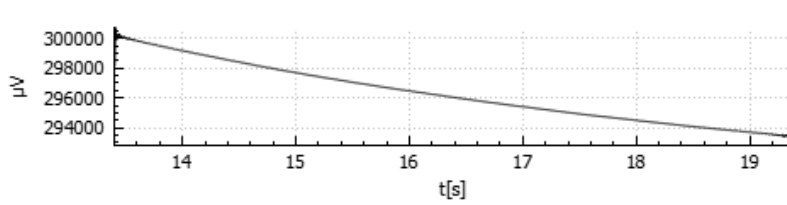
Časové průběhy a spektra mají pro obsluhu programu spíše informativní charakter. Protože UHB nenabízí detekci odpojení elektrod, jako nabízí např. obvod ADS1298 použitý v [8], případné uvolnění elektrod je potřeba detekovat ručně podle toho, jak se naměřený signál z elektrod mění v čase. Spektrum volně umístěné elektrody bude v grafu posunuté směrem nahoru, pro lehčí detekci tohoto stavu je měřítko vertikálních os všech frekvenčních spekter nastaveno na neměnnou hodnotu. Příklad správně nasazené elektrody je vidět v obr. 7.5 a 7.6. Elektroda, jejíž signál je v procesu ustálení je vidět v obr. 7.7 a 7.8. Příklad špatně nasazené elektrody je vidět v obr. 7.9 a 7.10.



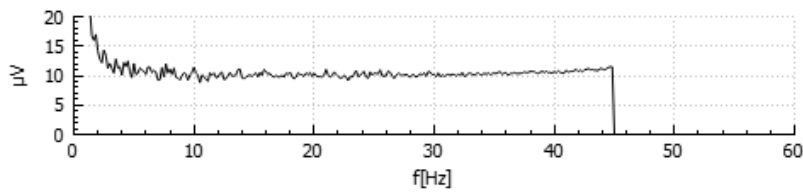
Obrázek 7.5: Časový průběh signálu na dobře nasazené elektrodě



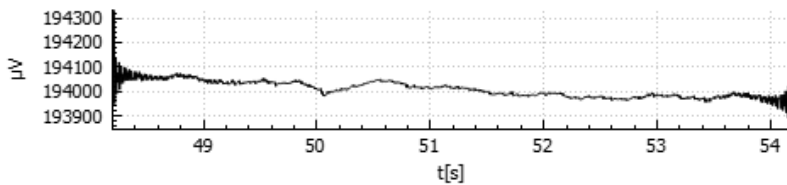
Obrázek 7.6: Frekvenční spektrum signálu na dobře nasazené elektrodě



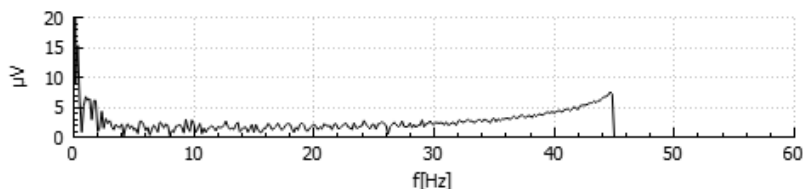
Obrázek 7.7: Časový průběh signálu na elektrodě během ustálení



Obrázek 7.8: Frekvenční spektrum signálu na elektrodě během ustálení



Obrázek 7.9: Časový průběh signálu na špatně nasazené elektrodě



Obrázek 7.10: Frekvenční spektrum signálu na špatně nasazené elektrodě

7.5 Záznam videa a videa

Při pozdější analýze dat EEG z pokusu může být užitečné mít více informací o průběhu pokusu. Pro tento účel byl do programu zajišťující detekci pozornosti zakomponován záznam videa a audia. Protože o začátku ukládání EEG dat rozhoduje program detektoru pozornosti, nabízí se možnost synchronizovaného spuštění záznamu EEG a audio-video záznamu. Takto synchronizované spuštění bude lépe synchronizované, než v případě manuálního spuštění záznamu EEG a manuálního spuštění audio-video záznamu pomocí programu třetí strany.

Qt obsahuje třídu QCamera, která nabízí možnost záznamu videa. Záznam videa ale nefunguje na OS Windows [3], zatímco na OS Linux funguje. Pro OS Linux se mi nepodařilo zfunkčnit knihovnu potřebnou pro provoz UHB, která je stěžejním prvkem programu.

Mezi alternativní možnosti záznamu videa v jazyce C++ patří použití knihovny OpenCV. I přes to, že existuje několik dalších alternativ, jako např. QtMEL, žádný není tak udržovaný a používaný jako OpenCV. Další alternativou bylo použití už hotového programu (např. OBS), kdy obsluha programu by připravila nahrávání videa a zvuku do stádia, kdy by pro začátek nahrávání stačilo kliknout na jedno tlačítko. Při stisknutí tlačítka pro záznam souboru v programu detektoru pozornosti by se dále imitovalo kliknutí, které by spustilo nahrávání v programu třetí strany. Tento přístup by ale bylo obtížné realizovat pro několik kamer, a případné úpravy uživatelského prostředí programu třetí strany při změně verzí by mohlo zapříčinit další problémy. Knihovna OpenCV je tedy pro účely tohoto programu mnohem vhodnější.

Nejdůležitější třídy pro záznam videa jsou třídy VideoCapture a VideoWriter. Třída VideoCapture se stará o nastavení parametrů kamery, jako např. rozlišení, počet snímků za sekundu, apod. Třída VideoWriter se stará o ukládání snímků do souboru, který lze po ukončení záznamu přehrát. Vzhledem k tomu, že použití třídy QCamera by bylo vhodnější z hlediska jednotvárnosti

používaných nástrojů, použití tříd VideoCapture a VideoWriter jsem bral jako dočasné řešení do doby, než Qt začne podporovat záznam videa na OS Windows. Třídy VideoCapture a VideoWriter jsem se tedy snažil zapouzdřit do tříd tak, jak by se používala třída QCamera. Pokud tedy Qt začne podporovat záznam videa, úprava kódu by neměla být složitá.

Co se týče nahrávání audia, Qt nabízí třídu QAudioRecorder. Ta pod OS Windows funguje, a v programu ji tedy používám.

Třída VideoWriter při inicializaci přijímá parametr 'fps', který určuje počet snímků za sekundu výsledného videa. Během tvorby videa tato třída přijímá jednotlivé snímky, ze kterých průběžně vytváří videosoubor. Třídě ale nezáleží na času předání tohoto snímku, výsledné video má konstantní fps a délka videa závisí jen na celkovém počtu snímků. Protože třída VideoCapture dokáže nastavit frekvenci snímání jen omezeně, bylo potřeba tyto dvě třídy synchronizovat spolu s audiem.

Pro synchronizaci audia a videa používám vlastnost třídy QAudioRecorder 'duration' a signálu s názvem 'durationChanged', který se vyvolá pokaždé, když se hodnota 'duration' v rámci třídy QAudioRecorder změní. Tato vlastnost představuje délku aktuálně zaznamenaného audia. Délku, spolu s počtem snímků za sekundu nastaveným v kameře používám pro zjištění, jestli je v ukládaném videosouboru více či méně snímků. Pokud je snímků více, na krátkou dobu omezím příjem nových snímků. Pokud je jich méně, uložím aktuální snímek několikrát. Tyto úpravy se ve výsledném videu projeví jako záseky, k tomuto jevu by ale nemělo docházet často.

Protože záznam audia a videa funguje odděleně, po ukončení nahrávání je potřeba oba dva soubory spojit. K tomu využívám program ffmpeg.exe, který používám v programu pomocí příkazu SYSTEM().

Synchronizaci audia a videa spolu s EEG daty jsem nijak nezajišťoval, vzhledem k současnému startu nahrávání by se případný rozdíl měl projevit pouze v délce nahrávky. Postup, kterým jsem synchronizoval audio a video je k tomuto účelu méně vhodný, protože umělým vkládáním/vypouštěním vzorků z EEG záznamu by se do tohoto záznamu vnášely falešné artefakty.



Část III

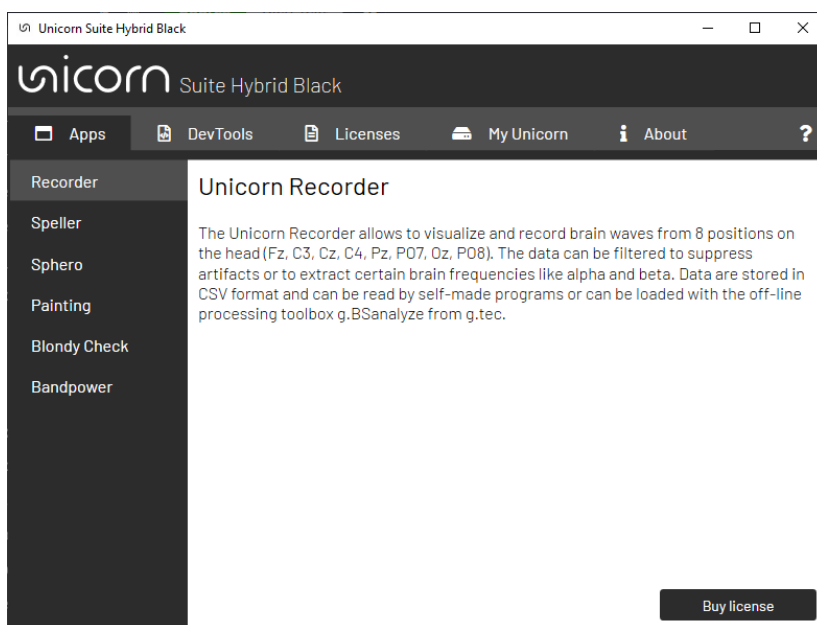
Popis práce s programem



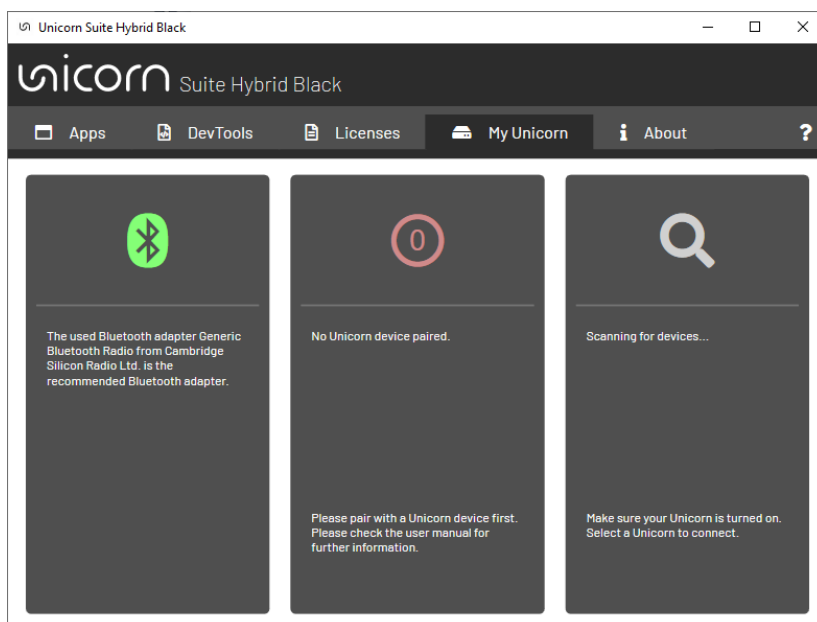
Kapitola 8

Ovládání programu

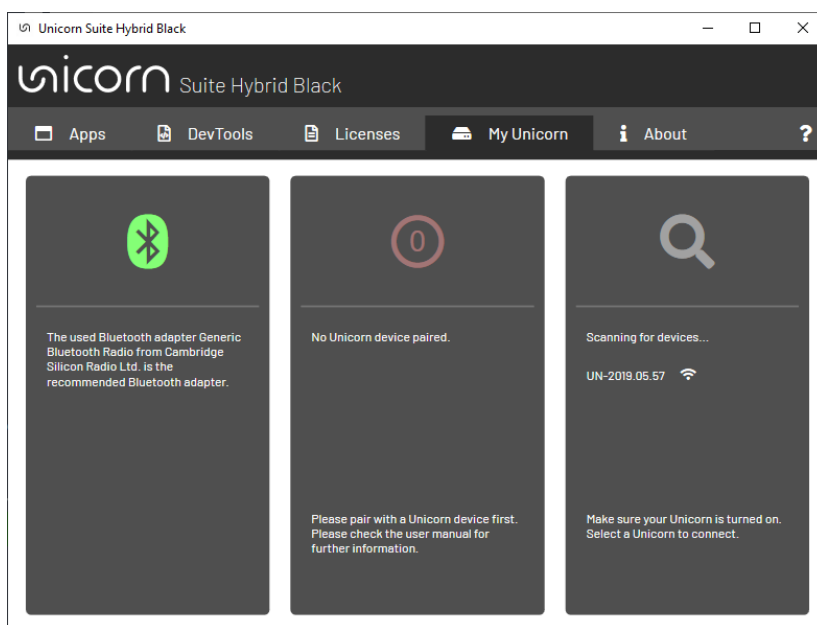
Pro prvotní navázání komunikace mezi UHB a počítačem je potřeba UHB spárovat. Na OS Windows 10, na kterém byl tento program naprogramován, není možné UHB spárovat obvyklým způsobem přes nastavení v systému. Pro spárování musí uživatel spustit program Unicorn Suite Hybrid Black, který je dostupný v [4]. Na úvodní obrazovce (8.1) je nutné přejít do záložky 'My Unicorn' (8.2), a kliknout na sériové číslo příslušného UHB po tom, co ho počítač detekuje (8.3). Operační systém požádá o potvrzení požadavku spárování UHB, po potvrzení uživatelem by měl být UHB spárován (8.4) a připraven pro použití v detektoru pozornosti.



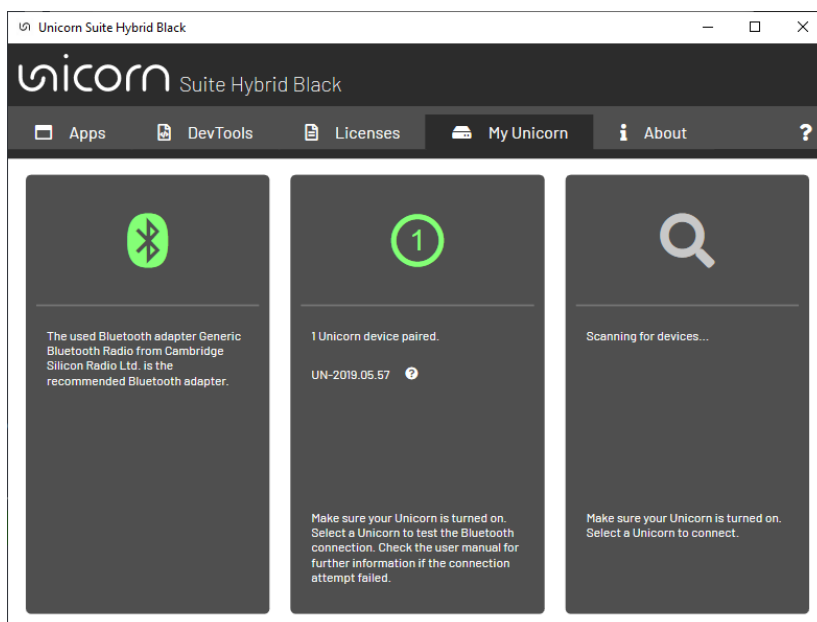
Obrázek 8.1: Prvotní otevření softwaru Unicorn Suite Hybrid Black



Obrázek 8.2: Hledání UHB



Obrázek 8.3: Nalezení UHB



Obrázek 8.4: Úspěšné spárování UHB

Po správném spárování je UHB připraveno na sběr vzorků a komunikaci s počítačem, stačí tedy spustit aplikaci detektoru pozornosti. Program se snaží připojit k zařízení, jehož jméno je uloženo v nastavení. Pokud tedy použité UHB je používáno poprvé, je potřeba do nastavení zkopírovat jméno zařízení z programu Unicorn Suite Hybrid Black. Při dalším spuštění programu se detektor pozornosti bude snažit automaticky připojit k tomuto zařízení, pokud je program zapnutý ještě předtím, než je UHB zapnuté, pro navázání komunikace je potřeba kliknout na tlačítko s označením 'Toggle communication'. Nad tímto tlačítkem se také vypisuje stav komunikace. Pokud z nějakého důvodu komunikace selže, do stejného pole se vypíše nápis vysvětlující problém.

Popis nasazení elektrod UHB, spolu s dalšími užitečnými informacemi a doporučeními pro používání je popsán v kapitole 3 dokumentu UnicornSuite.pdf, který je k dispozici v místě nainstalování programu USHB.

Pokud je v rámci testu požadován video a audio záznam, obsluha programu musí na hlavní obrazovce kliknout na tlačítko s označením 'Add audio/video source' a vybrat žádaný zdroj videa a audia. V případě připojení více kamer může uživatel přidat další kameru dalším stisknutím výše zmíněného tlačítka.

Před spuštěním záznamu dat musí obsluha vybrat cílové umístění ukládaných souborů pomocí tlačítka s označením 'Choose path'. Pro výchozí název souborů program používá systémový čas ve formátu dd_MM_yyyy_hh_mm.XX, kde XX značí formát ukládaného souboru. Název souboru je po výběru místa uložení možné editovat v textovém boxu v sekci 'Saving' na hlavní obrazovce programu.

Spuštění programu detektoru může být vhodné ještě před počátečním nasazením elektrod UHB kvůli kontrole správného nasazení elektrod. Příklad správně nasazené elektrody je v kapitole 7.4.

Obsluha má k dispozici predikci stavu pozornosti ze dvou klasifikátorů. Lokální klasifikátor bere v potaz pouze data, která byla nasbíraná z měření aktuálně zkoumaného probanda. Globální klasifikátor bere v potaz naměřená data ze všech doposud naměřených probandů.

Pro zahájení sběru počátečních dat musí obsluha programu zahájit měření pomocí tlačítka s označením 'Start initial measurement' na hlavní obrazovce programu. Obsluha dále zadá věk, pohlaví a stisknutím jednoho z tlačítek, s označením buď 'Attention on' nebo 'Attention off' podle aktuálního navozeného mentálního stavu probanda vytvoří jednu položku záznamu. Přidáním každé nové položky se klasifikátor přeučí na nové množině. Obsluha tedy během počátečního měření může v reálném čase sledovat výkonnost klasifikátoru, a pokud je hlavní motivací používání programu jen detekce pozornosti na základě počátečního měření, od této chvíle už v rámci programu obsluha

nemusí dělat nic jiného a stačí, aby sledoval/a jen stav klasifikátoru v hlavním okně programu, který se vypisuje vedle nápisu 'Local classifier'.

Stisknutím tlačítka s označením 'Stop initial measurement' globální klasifikátor znovu načte aktuální verzi databáze, ve které jsou nyní i záznamy aktuálně testovaného probanda. Pokud obsluha opětovně stiskne tlačítko s označením 'Start initial measurement', předešlý lokální klasifikátor vymaže předchozí naměřené záznamy a začne ukládat nové.



Část IV

Návrh na ověření míry spolehlivosti

Kapitola 9

Návrh na ověření míry spolehlivosti programu

V případě, že proband bude mít k dispozici výsledek predikce klasifikátoru, bude schopný usoudit, jestli predikce klasifikátoru souhlasí s jeho aktuálně navozeným mentálním stavem. Pro ověření míry spolehlivosti klasifikace mezi různými mentálními stavy jsem tedy na sobě provedl následující testy:

- Detekce otevřených/zavřených očí
- Detekce počítání v mysli
- Detekce pozornosti během poslechu mluveného slova

Všechny tři testy jsem provedl obdobným způsobem, kdy aby ovládání programu nijak neinterferovalo s navozením žádaného mentálního stavu, s nasazeným UHB jsem spustil nahrávání zaznamenávaných dat a sám v sobě jsem navodil příslušný mentální stav. Po přiměřeně dlouhé době jsem ukončil zaznamenávání dat, a začal nový záznam, který zaznamenal druhý mentální stav. Poté jsem program detektor pozornosti přepl do módu simulovaného EEG, který je popsán v kapitole 7.1. Program tedy četl ze záznamu EEG dat a já jsem mohl přidávat záznamy do klasifikátorů. Ve výsledku jsem měl k dispozici klasifikátor, který klasifikoval mezi dvěmi mnou navozenými mentálními stavy.

9.1 Výsledek testů

Klasifikátor naučený na zaznamenané stavy 'otevřené/zavřené oči' dokázal předpovídat (po určité době potřebné pro ustálení) otevřené/zavřené oči ve všech instancích otevření/zavření očí.

Během záznamu dat pro stavy 'počítání/nepočítání' jsem v mysli vzestupně počítal od náhodně zvoleného vyššího čísla pro větší vytížení mysli. Klasifikátor naučený na tuto množinu záznamů ale nedokázal ve výsledku předpovídat, jestli počítám/nepočítám.

Obdobný výsledek jsem získal u testu detekce pozornosti během poslechu mluveného slova, které bylo přehráváno v mé blízkosti. Během testu jsem měl zavřené oči a první mentální stav byl definovaný jako vědomé soustředění se na mluvené slovo, zatímco u druhého mentálního stavu jsem nahrávku nechal přehrávat a po delší době, kdy jsem si uvědomil, že jsem se přestal soustředit na nahrávku, jsem ukončil nahrávání dat. Moment ztráty soustředění jsem odhadl podle poslední informace, kterou jsem si ještě pamatoval. Všechny následující změřená data jsem považoval jako stav, během kterého jsem se nesoustředil. Test jsem dále opakoval, během celého pokusu se ale výstup klasifikátoru neustálil na žádné hodnotě.

Výše zmíněné testy jsem opakoval s jedním probandem. Výsledky všech tří testů byly shodné, klasifikátor dokázal správně predikovat stav otevřených/zavřených očí, zatímco stavy počítání/nepočítání a pozornost/nepozornost predikovat nedokázal.



Část V

Závěr

9.2 Možné důvody neúspěchu testů

V zadání této práce bylo zahrnuto zhotovení reálného subjektivního testu. Z časových důvodů jsem program otestoval pouze způsobem popsáním v kapitole 9.

V kapitole 6 byly zmíněny 4 body, které je nutné splnit pro úspěšnou detekci různých mentálních stavů:

- Proband musí být schopen ve své mysli navodit dva odlišné mentální stavy.
 - Protože jsem test prováděl sám, mohu potvrdit, že tento bod je splněn.
- UHB musí být schopno zaznamenat mozkovou aktivitu, která při těchto dvou odlišných stavech nastává.
 - Vzhledem k již zmíněným dostatečným důkazům o funkčnosti UHB v kapitole 6 usuzuji, že UHB je pro tento účel dostačující.
- Změřená data pomocí UHB je potřeba převést do formátu, který lze klasifikovat, a který zároveň při převedení neztratí informaci o mentálním stavu.
 - Tento bod by měl být zajištěn tím, že signál z UHB je zpracován podle postupu v kapitole 3. Práce [11] tohoto způsobu také využívá. Usuzuji tedy, že tento způsob zpracovávání EEG dat je správný. Z časových důvodů ale nebylo vyzkoušeno více definic jednotlivých frekvenčních pásem, stejně jako obsáhlejší testování různých délek snímaného okna a s ním spojeného rozlišení frekvenčního spektra.
- Jednotlivé záznamy charakterizující mentální stav probanda je potřeba klasifikovat.
 - Klasifikátor SVM je použit i v [11], měl by tedy být dostatečně přesný na to, aby dokázal klasifikovat mentální stav. V rámci testování ale z časové náročnosti testů nezbyl čas na zjištění vlivu parametru C na klasifikaci. Implementace klasifikátoru v OpenCV také umožňuje využívat různých kernelů, v rámci této práce byl vyzkoušen pouze lineární.

Neúspěšnost detekce pozornosti přisuzuji buď malé odlišnosti obou dvou mentálních stavů, nebo neoptimálnímu nastavení klasifikátoru SVM z hlediska

použití lineárního kernelu. Podle [7] je klasifikátor pro určité datasety náchylný pro nastavení ztrátové funkce a kernelu, a pro správnou klasifikaci je zapotřebí rozsáhlejšího testování. V rámci této práce toto testování z časových důvodů nebylo provedeno.

I přesto, že program momentálně nedokáže předpovídat mentální stav probanda, v programu je implementovaná komunikace s UHB, zpracování přijímání dat a různé podpůrné funkcionality. Tato implementace by měla zajistit dobrý základ pro další výzkum tématu i v případě, že by se aktuálně implementovaná klasifikace jako celá měla nahradit alternativním způsobem detekce pozornosti, jako např. použitím neuronových sítí.



Literatura

- [1] *Optimalizace fftw3*. Dostupné na http://www.fftw.org/fftw2_doc/fftw_3.html, citováno dne: 17.05.2022.
- [2] *Přesnost fftw3*. Dostupné na <http://www.fftw.org/accuracy/index.html>, citováno dne: 17.05.2022.
- [3] *Qt multimedia on windows*. Dostupné na <https://doc.qt.io/qt-5/qtmultimedia-windows.html>, citováno dne: 17.05.2022.
- [4] *Unicorn suite hybrid black*. Dostupné na <https://github.com/unicorn-bi/Unicorn-Suite-Hybrid-Black>, citováno dne: 17.05.2022.
- [5] M. H. AVETISYAN, *Parallel task in subjective audio quality and speech intelligibility assessments*. Dostupné na <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/93319>, citováno dne: 17.05.2022.
- [6] J. BRITTON, L. FREY, AND J. A. HOPP, *Electroencephalography (eeg): An introductory text and atlas of normal and abnormal findings in adults, children, and infants*. Dostupné na <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK390346/>, citováno dne: 17.05.2022.
- [7] S. DURGESH AND B. LEKHA, *Data classification using support vector machine*. Dostupné na https://www.researchgate.net/publication/285663733_Data_classification_using_support_vector_machine, citováno dne: 17.05.2022.
- [8] M. FUNDERÁK, *Analogový modul pro bezdrátový sběr eeg/ecg dat*. Dostupné na <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/87596>, citováno dne: 17.05.2022.

- [9] R. GONZALO, M., A. CAROLINA, M. CARLOS, MONTOYA, AND V. MARIA, IGLESIA, *Study of resting-state functional connectivity networks using eeg electrodes position as seed*. Dostupné na https://www.researchgate.net/publication/324361441_Study_of_Resting-State_Functional_Connectivity_Networks_Using_EEG_Electrodes_Position_As_Seed, citováno dne: 17.05.2022.
- [10] N. MARK, M. ANNA, M. ANDREW, W., AND D. JOHN, S., *Advances in epilepsy surgery*. Dostupné na <https://jnnp.bmj.com/content/85/11/1273>, citováno dne: 17.05.2022.
- [11] L. NING-HAN, C. CHENG-YU, AND C. HSUAN-CHIN, *Recognizing the degree of human attention using eeg signals from mobile sensors*. Dostupné na <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3812603/>, citováno dne: 17.05.2022.
- [12] R. PASCUAL-MARQUI, M. ESSLEN, K. KOCHI, AND D. LEHMANN, *Functional imaging with low resolution brain electromagnetic tomography (loreta): review, new comparisons, and new validation*. Dostupné na <https://www.brainm.com/software/pubs/brain/loreta/LorReview2.pdf>, citováno dne: 17.05.2022.
- [13] V. VESELÝ, *Zpracování signálu eeg při testech kvality a srozumitelnosti řeči s paralelní zátěží*. Dostupné na <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/89980>, citováno dne: 17.05.2022.