



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Potlačení artefaktů u platformy OpenBCI
Artifacts suppression in OpenBCI platform

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Vedoucí práce: Ing. Marek Piorecký, Ph.D.,

Vojtěch Šourek

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Šourek** Jméno: **Vojtěch** Osobní číslo: **499889**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská technika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Potlačení artefaktů u platformy OpenBCI

Název bakalářské práce anglicky:

Artifacts suppression in OpenBCI platform

Pokyny pro vypracování:

OpenBCI je otevřená platforma pro nahrávání EEG signálů. Navrhněte, jak lze upravit komerční modul OpenBCI tak, abyste potlačil technické artefakty. Navržené řešení implementujte v hardwarové i softwarové podobě. Navrhněte laboratorní experiment, ve kterém porovnáte různá prostředí z hlediska technických artefaktů. Statisticky porovnejte úroveň zarušení pro různá prostředí. Následně navrhněte softwarové potlačení vybraného technického artefaktu, který jste zaznamenal. Statisticky porovnejte signály před a po potlačení daného artefaktu.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Maximilien Chaumona, Dorothy V.M. Bishop, Niko A. Busch, A practical guide to the selection of independent components of the electroencephalogram for artifact correction, Journal of Neuroscience Methods, ročník 250, číslo 1, 2015
- [2] Mahshid Nasseriana; Ali Peiravia; Farshad Moradib, A fully-integrated 16-channel EEG readout front-end for neural recording applications, AEU - International Journal of Electronics and Communications, ročník 94, číslo 109, 2018
- [3] Mike X. Cohen, Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice, ed. 1st, MIT Press, 2014, ISBN 9780262019873

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Marek Piorecký, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Jan Štrobl

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Potlačení artefaktů u platformy OpenBCI“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne

.....

Vojtěch Šourek

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Marku Pioreckému, Ph.D., za odborné vedení a ochotný přístup po celou dobu tvorby této bakalářské práce. Také bych chtěl poděkovat rodině za trpělivou a nedocenitelnou podporu po celou dobu studia.

ABSTRAKT

Potlačení artefaktů u platformy OpenBCI:

Měření spánkové aktivity mozku patří mezi základní parametry polysomnografie (PSG), při vyšetření spánku. Takové měření je časově náročné a často je nutné jej opakovat. V posledních letech je snaha tato měření přenést k jedinci, trpící špatným spánkem, domů. Existuje mnoho wereable zařízení, které umožňují snímat mozkovou aktivitu. Většinou však bývají drahá a nemívají dostatečně kvalitní signál. Firma OpenBCI nabízí otevřenou platformu pro snímání biopotenciálů. V rámci této práce byl sestaven modul pro napájení desky a spolu s deskou byl integrován do kompaktního boxu. Následně byla experimenty ověřena náchylnost na modulaci signálu různými technickými artefakty. Bylo zjištěno, že signál z měření aktivity mozku je nejvýrazněji ovlivněn typem přenosu a uložením dat společně s typem napájení. Pro další možnou analýzu signálu byl navržen postup zpracování a eliminace artefaktu ze saturace signálu způsobeného výrazně odlišnou impedancí elektrod.

Klíčová slova

EEG, OpenBCI, Faradayova klec, ICA, PCA

ABSTRACT

Artifacts suppression in OpenBCI platform:

Measurement of sleep activity of the brain is one of the basic parameters of polysomnography (PSG), a sleep study. Such measurements are time consuming and often need to be repeated. In recent years, efforts have been made to bring these measurements to the home of the individual suffering from poor sleep. There are many wearable devices that allow brain activity to be sensed. However, they tend to be expensive and do not have sufficient signal quality. OpenBCI offers an open platform for biopotential sensing. In this work, a module for powering the board was built and integrated with the board into a compact box. Subsequently, the susceptibility to signal modulation by various technical artifacts was verified by experiments. The signal from the brain activity measurements was found to be most significantly affected by the type of data transmission and storage along with the type of power supply. A signal processing procedure was proposed for further possible signal analysis and elimination of signal saturation artifact caused by significantly different electrode impedance.

Key words

EEG, OpenBCI, Faraday's cage, ICA, PCA

Obsah

Seznam symbolů zkratk	7
1 Úvod	8
2 Přehled současného stavu	9
2.1 Spánek	9
2.2 Elektroencefalografie	9
2.3 Hardware pro snímání EEG	11
2.4 EEG signál	14
2.5 Artefakty měření	18
3 Cíle práce	22
4 Metody	23
4.1 Měřicí platforma	23
4.2 Napájení	24
4.3 Návrh boxu	25
4.4 Měření s generátorem funkcí	25
4.5 Zpracování dat z měření s generátorem	26
4.5.1 Statistické vyhodnocení	27
4.6 Měření EEG	29
4.6.1 Zpracování EEG signálu	29
5 Výsledky	31
5.1 Napájení	31
5.2 Návrh boxu	33
5.3 Měření s generátorem funkcí	36
5.4 Měření EEG	37
5.4.1 Komponentní analýzy	39
5.4.2 Měření EEG v různých prostředí	43
6 Diskuse	46
6.1 Napájení	46
6.2 Návrh boxu	47
6.3 Měření s generátorem funkcí	47
6.4 Měření EEG	48
7 Závěr	51
Seznam použité literatury	52

Příloha A: Obrázky 56

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$X(k)$		Fourierův koeficient
$x(n)$		Proměnná času
N		Počet vzorků
X		Matice časových bodů
\bar{X}		Průměr časových bodů
Cov		Kovarianční matice
α	%	Hladina významnosti

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
PSG	Polysomnograf
EEG	Elektroencefalograf
EKG	Elektrokardiograf
EMG	Elektromyograf
REM	Fáze spánku s rychlým pohybem očí (Rapid eye movement)
non-REM	Fáze spánku bez rychlého pohybu očí (non Rapid eye movement)
EOG	Elektrookulografie
CMRR	Koeficient potlačení souhlasné složky (Common mode rejection ratio)
IED	Interiktální epileptický výboj (Interictal epileptiform discharges)
DFT	Diskrétní Fourierova transformace
ICA	Analýza nezávislých komponent
PCA	Analýza hlavních komponent
SVD	Singulární rozklad matice
PCB	Deska plošných spojů (Printed circuit board)
IIR	Nekonečná impulzní odezva (The infinite impulse response)
ASR	Artifact subspace reconstruction

1 Úvod

Spánek je ne zcela probádaná oblast, kterou strávíme až třetinu svého života. Hraje významnou roli, při regeneraci těla a to jak fyzické části tak i duševní. Při nekvalitním spánku vystavujeme naše tělo nedostatku energie pro každodenní činnosti a také pro boj s různými nemocemi. Pokud tedy někdo spí málo, přerušovaně nebo se cítí během dne unavený, jednou z příčin může být porucha spánku. Proto je případně důležité se nechat vyšetřit ve spánkové laboratoři. Avšak těchto laboratoří a center není mnoho a nemají dostatečnou kapacitu, aby provedly veškerá potřebná měření u všech jedinců s podezřením na spánkovou poruchu.

Ve spánkové laboratoři se provádí měření za pomoci polysomnografu (PSG), který je považován za standardní měření spánku. PSG měří komplexní projevy těla během spánku, mezi něž patří měření mozkové aktivity za pomoci elektroencefalografu (EEG), elektrokardiografu (EKG), dechové frekvence či svalová aktivita (EMG). Nahrávání je časově náročnou záležitostí, kdy pacient musí strávit minimálně 10-12 hodin na spánkové klinice. Často se během jednoho měření neprojeví veškeré patologické projevy spánkové poruchy a je tak nutné měření několikrát opakovat.

Pro jedince, který má podezření, že jeho spánek není v pořádku by tedy byla zajímavá alternativa, aby si mohl přístroj formou wearable pro zjednodušené měření pořídit, případně vypůjčit domů. Zařízení by mělo mít snadné ovládání a také by člověk měl být sám schopen nainstalovat potřebné komponenty včetně rozložení elektrod na hlavě. Dnes již taková zařízení existují, avšak pro klinické účely bývají buď nepoužitelné z hlediska kvality záznamu nebo mají velmi vysoké pořizovací náklady.

Jedno řešení nabízí firma OpenBCI, která dodává otevřenou platformu pro měření EEG. Nevýhodou je nekompletnost řešení a pro laika složitost přípravy měření. Cílem této práce je navrhnout systém napájení a integrovat senzor pro měření biopotenciálů spolu se zdrojem do boxu. Zároveň otestovat kvalitu signálu se zaměřením na technické artefakty a navrhnout postup pro předzpracování nahraných EEG dat.

2 Přehled současného stavu

2.1 Spánek

Spánek je stavem/procesem u všech živočišných druhů a představuje stav nehybnosti s výrazně sníženou reaktivitou na okolní podněty. Spánek má zásadní význam pro zdraví. Výzkum v posledním desetiletí prokázal, že poruchy spánku mají velký vliv na riziko vzniku infekčních onemocnění, výskyt a vývoj některých závažných onemocnění včetně kardiovaskulárních chorob, rakoviny i na výskyt deprese. Předpokládá se, že spánek je prospěšný pro energetickou bilanci a regeneraci nervového, imunitního a dalších systémů těla. Spánek bývá rozčleněn na různá stádia. Základní dělení bývá na fáze non-REM a REM. Při REM fázi dochází k rychlému pohybu očí a dechová a srdeční frekvence jsou zvýšené. Standardně nastává až po fázi non-REM a trvá značně kratší dobu. Non-REM fáze bývá členěna do dalších 3 nebo 4 fází, kdy každý stupeň označuje hlubší spánek. První fáze označuje nejméně hluboký spánek a fáze 4 nejhlubší. Po těchto 4 fázích nastává REM fáze a celý tento komplet se označuje jako jeden spánkový cyklus, který trvá přibližně 90-100 minut. Během noci míváme okolo 4-5 spánkových cyklů. [1]

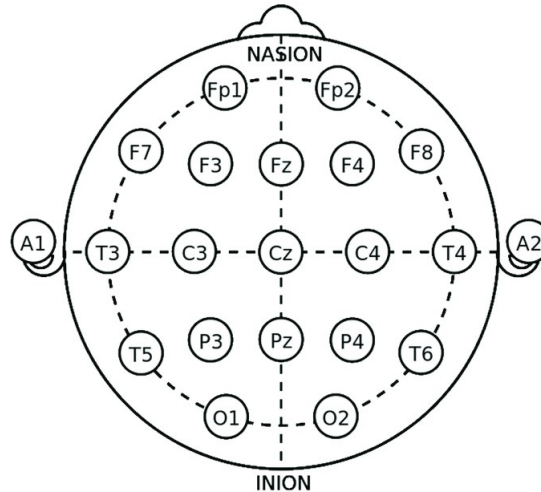
Je také zdokumentováno, že při nedostatku spánku dochází k úmrtí rychleji, než-li při nedostatku potravy. Ve společnosti jsou problémy se spánkem velmi rozšířené a bývají druhým nejčastějším ukazatelem onemocnění [2]. Problémy se spánkem mohou být tak vážné, že se z nich stane porucha spánku. Poruch spánku je celá řada a mezi nejčastější patří nespavost, narkolepsie a spánková apnoe. [2] [1]

Pokud má pacient podezření na spánkovou poruchu, provádí se vyšetření nazývané polysomnografie (PSG). Toto vyšetření se skládá z různých elektrofyziologických technik jako je elektroencefalografie (EEG), elektrookulografie (EOG) nebo elektromyografie (EMG). Při vyšetření se za pomoci EEG sledují různé fáze spánku a to prostřednictvím charakteristických pásem alfa, beta, théta, delta. [1]

2.2 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie je metoda zaznamenávání elektrické aktivity mozku, sloužící jako hlavní nástroj pro diagnostiku neurologických poruch. Měří se za pomoci elektrod na povrchu skalpu, kde v důsledku iontového proudu mezi neurony v mozku dochází ke kolísání napětí. Snímané napětí na skalpu má běžně amplitudový rozsah od $2\mu\text{V}$ do $100\mu\text{V}$ [3]. Často se provádí měření v tzv. unipolárním zapojení, to znamená, že od aktivní měřící elektrody se odečítá jedna, někdy i dvě referentní elektrody. Jako reference se typicky používají ušní boltce, či musculus mastoideus. Existuje taky bipolární zapojení, kdy se na vstup diferenčního zesilovače přivedou

dvě měřící elektrody. Zapojení elektrod bývá v mezinárodně používaném systému 10-20, který má 21 elektrod. Tento systém je znázorněn na obrázku 2.1. Systém rozděluje hlavu do oblastí vzdálených od sebe 10 % nebo 20% celkové vzdálenosti předozadní nebo pravolevé části hlavy. Tento systém má za účel minimalizovat chybu při měření pacientů s různou velikostí hlavy. [4]



Obrázek 2.1: Systém 10-20. [5]

Nejčastěji se elektrická aktivita mozku snímá pomocí elektrod s elektricky vodivým gelem pro lepší kvalitu získaného signálu. Pacientovi bývá do oblastí kde mají být elektrody v kontaktu s pokožkou, umístěn gel, který se postupně doplňuje injekční stříkačkou, aby se snížila kožní impedance. Gel má tu nevýhodu, že po čase začne vysychat a kvalita spojení se ztrácí, proto je nutnost doplnění gelu i během měření. [6]

Pro správné fungování EEG jsou elektrody velmi důležité, abychom získali dostatečně kvalitní data pro jejich následnou interpretaci. Zlatým standardem se staly Ag-AgCl elektrody, u kterých je vodivý kontakt zajištěn elektrovodivým gelem. V dnešní době existují také elektrody, které lze použít opakovaně a nepotřebují žádné vodivé spojení pomocí gelu. Tyto elektrody nemají problém způsobený vysycháním gelu, ani se nemusí pacientovi implementovat abrazivní pasta. Na druhou stranu musí být zajištěno pevné spojení těchto elektrod s pokožkou hlavy natolik, že by mohly být pro pacienty až nepříjemné. V posledních desetiletích se vývoj nových suchých elektrod stal předmětem zájmu mnoha výzkumníků, avšak tyto elektrody nejsou v klinické praxi běžně dostupné. [6]

Při pořizování EEG záznamu je příprava pacienta náročným a zdoluhavým procesem, který začíná lokalizací míst pro umístění elektrod [6]. Umístění elektrod je dnes stále řešeným problémem, jelikož nehomogenita lebky, různé orientace cortexových kanálů a další problémy dělají správné umístění velice obtížné. Existují

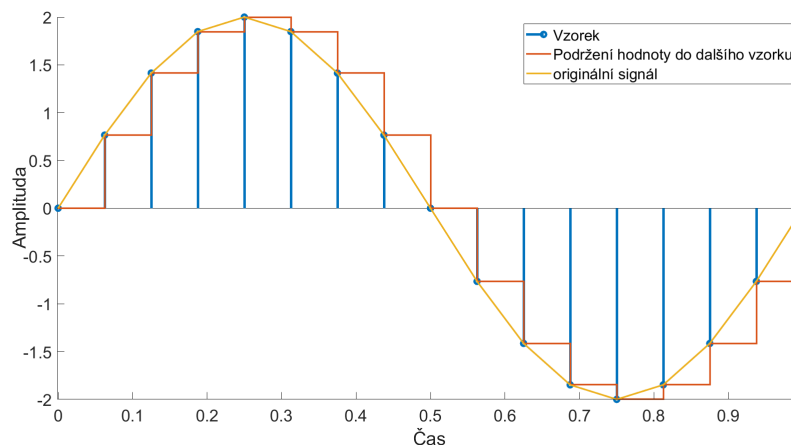
různé nástroje pro lehčí umístění elektrod, jako je EEG čepice, či EEG čelenka, kde je předem připravené rozložení elektrod zachovávající si svůj poměrový rozestup.

2.3 Hardware pro snímání EEG

Nahrávaný signál je zaznamenáván přístrojem, který se skládá především ze zesilovačů, filtrů, převodníku a zobrazovací techniky. Jedním ze základních komponentů přístroje je zesilovač, bez kterého by měření elektrické aktivity mozku nebylo možné. Zapotřebí je zesilovač s vysokým koeficientem potlačení souhlasné složky (CMRR) a vysokým zesílením. Jelikož velikost napětí měřeného při EEG je řádově menší než například při měření EKG, je tedy obtížnější jej detekovat. Počet zesilovačů použitých při měření závisí na počtu kanálů, kterými přístroj měří. Na jeden kanál je zapotřebí jeden diferenční zesilovač. [7]

Koeficient CMRR vyjadřuje schopnost obvodu potlačit rušení způsobené stejnosměrnou složkou. Vysoké CMRR zesilovačů je potřebné, aby byl schopen zesílit EEG signál a zároveň utlumil artefakty, jako například artefakt způsobený rozvodnou sítí. [8]

Další důležitou vlastností přístroje je vzorkovací frekvence. Aby bylo možné signál dále zpracovávat za pomoci počítače, je zapotřebí jej přenést do digitální podoby. Proces pro digitalizaci spojitého signálu se nazývá vzorkování, kdy se spojitý signál rozdělí na jednotlivé diskrétní vzorky. To má za úkol analogově-digitální převodník. Vzorkovací frekvence odkazuje na počet měření okamžité hodnoty signálu časový úsek.



Obrázek 2.2: Schéma vzorkování analogového signálu

Abychom byli schopni z navzorkovaného signálu opět zrekonstruovat původní signál, je zapotřebí, aby vzorkovací frekvence byla minimálně dvojnásobná, než je frekvence originálního signálu. Této podmínce se říká Nyquistův teorém. V praxi

se používá 4x až 5x větší vzorkovací frekvence než je frekvence samotného signálu, z důvodu, že Nyquistův teorém je teoretický a sestavený pro harmonické signály. Pokud bychom nedodrželi tuto podmínku, mohlo by se stát, že po rekonstrukci signálu dostaneme signál, který neodpovídá původnímu signálu. Pro snímání EEG signálu se dnes běžně používá minimální frekvence 512 Hz nebo 1 kHz. Případně je možné signál podvzorkovat a snímat s frekvencí 250Hz. To se běžně používá při delších měření, kdy by velikost souboru zabírala velké množství paměti. [8]

Aby bylo možné signál dále zpracovávat, je nutné jej před analogově-digitálním převodníkem filtrovat, aby se zamezilo aliasingu. Následné zpracování nasnímaného signálu probíhá již filtry v digitální podobě. Filtry jsou navrženy tak, aby nezkracovaly signál a odstranily nežádoucí části signálu. Například horní propust s mezní frekvencí 0,5 Hz slouží k potlačení rušení způsobené dýcháním pacienta. Dále se používají dolnoproputní filtry a nebo notch filtr na odstranění síťového šumu.

Navzdory potenciálním aplikacím v různých oblastech je využití technologie snímání EEG mimo laboratoř omezeno obrovskou časovou náročností na nastavení zařízení a softwaru, nepohyblivostí uživatele způsobenou množstvím propojovacích kabelů a vysokou cenou zařízení. V poslední době inženýři a výzkumníci v oblasti EEG zkoumají způsoby, jak tyto problémy překonat a umožnit bezproblémový a spolehlivý sběr signálu v domácím prostředí. V současné době je na trhu k dispozici několik typů zařízení s bezdrátovým přenosem signálu a za nižší pořizovací cenu oproti klinickým strojům. [9]

Jak se uvádí v článku [9], současný trh nabízí různá přenosná EEG zařízení za nižší ceny, s jednoduchou montáží/demontáží a uspokojivým výkonem. V článku se zabývají srovnáním zařízení s různými vlastnostmi a v různé cenové kategorii. Porovnávají se firmy OpenBCI, Emotiv, NeuroSKY. Z těchto firem vyčnívá firma OpenBCI, která vyrábí EEG senzor a uživateli poskytuje návody k rozšíření a modifikacím. V článku uvádí další experimentální studie, které využívají OpenBCI k jejich výzkumu.

Pro srovnání je uvedeno v tabulce 2.1 několik výrobců přenosných EEG zařízení proti standardnímu přístroji používanému na klinice.

Tabulka 2.1: Přehled pěti dostupných přenosných EEG zařízení, oproti klinickému přístroji od firmy Nihon Kohden NEUROFAX.

Zařízení	Cena (USD)	Výdrž baterie na jedno nabití (h)	Doba nabíjení (h)	Počet elektrod	Vzorkovací frekvence
Emotiv EPOC	2100/850	9	2	32/14	128/(128-256)
Hypnodyne	4000-2000	11	6	3	256
NeuroSKY	110	8*	*	1	512
g.Nutilus PRO	5500-19250	≥ 10	2-3	8-32	500
OpenBCI	2000-500	**	**	4-16	250**
NEUROFAX	3900	***	***	38-256	200-10k

* NeuroSKY je nabíjena obyčejnou baterií typu AAA, doba výdrže tedy závisí na zvolené baterii.

** OpenBCI je nabíjeno externími bateriemi, je možné jej nabíjet akumulátorem v rozmezí 3-6V.

Doba výdrže tedy závisí na zvolené baterii.

Uvedená vzorkovací frekvence je takto nastavená z výroby v použitém softwaru od dodavatele, avšak může být přeprogramována až na 5kHz.

*** Nihon je klinický přístroj se standardním připojením do rozvodné sítě.

Při srovnání přístrojů můžeme vidět, že klinický přístroj má největší výhodu v možnosti měření velkého množství kanálů a také s větší vzorkovací frekvencí, avšak ta se u některých zařízení dá nastavit. Přenosné přístroje mívají různé pořizovací ceny pohybující se od tisíců korun až do řádu statisíců korun[10]. Ve studii [11] autoři v rámci realizace pokynů pro výstavbu EEG laboratoře srovnávají pět různých EEG přístrojů mezi nimiž jsou tři přístroje nepřenositelné. Ve studii je možné vidět, že lze pořídit přístroje za hodnoty okolo milionů korun. Ty disponují vyšší rozlišovací schopností, avšak bývají nepřenositelné. Je tedy možné pořídit EEG přístroj s vysokou rozlišovací schopností, ale většinou za vyšší pořizovací cenu nebo ztrátu mobility systému. Záleží tedy čistě na výzkumníkovi, jakou variantu potřebuje pro svůj experiment.

Ne vždy je nutné měřit pacienta velkým množstvím elektrod. Bylo zjištěno, že i při 2-kanálovém zapojení, lze získat hodnotná data. V článku [12], zmiňují výhody přenosného měření EEG při detekci epileptických záchvatů a interiktálních

epileptických výbojů (IED), kde se uvádí, že při standardním EEG testu, který trvá 20-30 minut se odhalí pouze 50% případů epilepsie. Při dlouhodobém sledování by se šance na správné detekování mohla zvýšit až na 80%. Je možné provádět standardní hospitalizační EEG po delší dobu, kdy by se šance na detekování IED zvýšila, avšak taková měření jsou nákladná a často poskytují nadbytečná data. Dále je zde problém, že pacient si bude muset na toto vyšetření vyhradit velké množství času. Kromě toho je pacient odebrán z každodenní rutiny a je tak možné, že se při měření faktory spouštějící epileptické záchvaty neprojeví. [12]

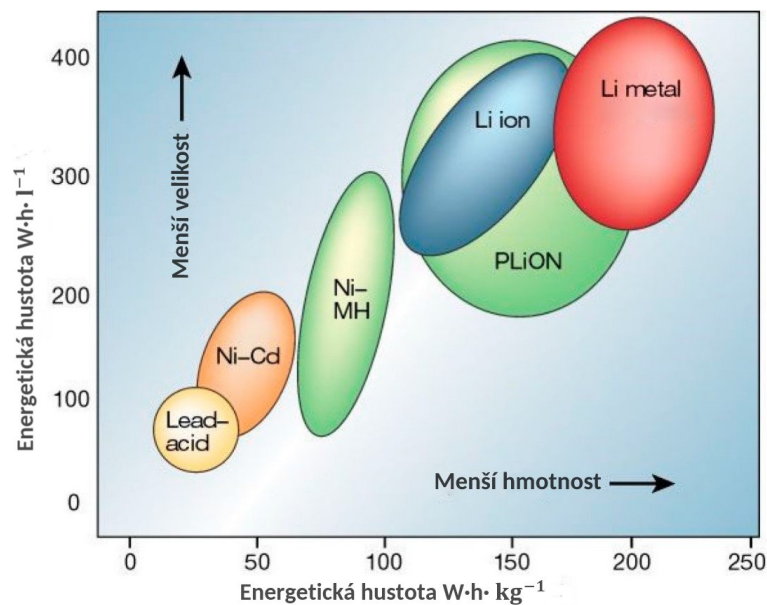
Uplatnění bezdrátových EEG přístrojů je ještě více žádaná u spánkových studií. Dle statistik trpí v USA 15 až 30% dospělých chronickou nespavostí. Předpokládá se, že ospalost kvůli špatnému spánku způsobila k roku 2022 okolo 6000 nehod. Z těchto důvodů je důležité mít přístroj pro měření EEG, který by byl cenově dostupnější variantou doposud standardu PSG, který se používá pro spánkové měření. Požadavky na bezdrátové EEG za účelem použití při spánkových studiích jsou trochu jiné, než-li při vyšetření epilepsie. Přístroj nemusí vydržet snímání po dobu 24h, ale pouze po dobu spánku. Nejsou tedy kladeny až tak vysoké nároky na výdrž baterií. Oproti tomu je zde zásadní požadavek na kompaktnost zařízení aby nedocházelo k narušení spánku pacienta. Proto by zařízení měla být co nejmenší a jejich propojení by nemělo fyzicky překážet.[12, 13]

Abychom zajistili dostatečně dlouhé fungování přístroje potřebné pro sběr dat, je zapotřebí jej napájet spolehlivým zdrojem. Jak již bylo zmíněno trendem je miniaturizace a možnost přenášet EEG přístroj. Z tohoto důvodu napájení ze sítě, které nám sice dává neomezenou dobu měření, není vhodné. Proto je zapotřebí zajistit napájecí zdroj formou akumulátoru. Pro funkčnost zařízení je důležité, aby akumulátor vydržel co nejdéle čas, dodával potřebnou energii a nebyl příliš robustní. Všechny tyto kritéria hrají významnou roli při vybírání správného druhu napájení. [12]

Dnes se na trhu objevují různé druhy akumulátorů a jejich zpracování. Mezi nej-používanější typy akumulátorů patří Lithium-iontové (Li-ion) a Lithium-polymerové (Li-Po) akumulátory. Rozhodujícími faktory pro výběr vhodné baterie jsou: specifická hustota energie, účinnost, životnost a samovybití (ztráty)[14]. Obrázek 2.3 popisuje objemové a hmotnostní parametry v závislosti na uložené energii několika typů akumulátorů.

2.4 EEG signál

EEG signál ukazuje na synaptickou činnost pod povrchem hlavy, která silně koreluje se stavem mozku. Když jsou neurony aktivovány vznikají v dendritech synaptické proudy, které vytváří elektrické pole na povrchu hlavy. Většina EEG signálů pochází



Obrázek 2.3: Porovnání Objemové hustoty energie vůči specifické hustotě energie. [15]

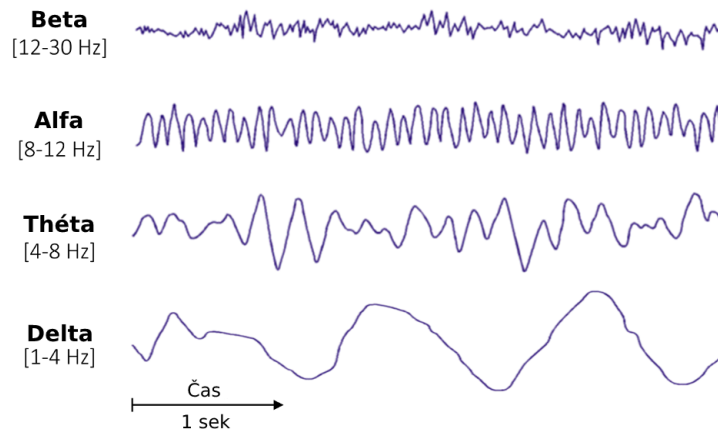
z vnější mozkové kůry, u které se předpokládá, že je zodpovědná za vnímání, emoce a naše chování. Avšak lebka tlumí signál přibližně stokrát více než měkká tkáň. Proto jen velké populace neuronů jsou schopné generovat dostatečně silný signál, který by mohl být zaznamenán pomocí elektrod. Při různých činnostech má signál různou podobu, například při hlubokém spánku se snižuje jeho frekvence a zvyšuje se amplituda. Signál je charakterizován frekvenčními pásmy alfa, beta, theta, delta, někdy se uvádí ještě pásmo gamma. Tato pásma mají frekvenční rozsah v rozmezí 1 – 50 Hz. Každé pásmo odpovídá jiné aktivitě mozku, například při normálním bdělém stavu jsou nejdominantnější beta vlny. [3]

Beta vlny jsou dobře pozorovatelné ve frontální oblasti hlavy nebo na temeni a jejich frekvence bývá v rozmezí 14-26 Hz. Charakterizují bdělý stav a aktivní soustředění. Vysoké hodnoty vlny beta je možné zaznamenat ve stresových situacích.

Alfa vlny jsou pozorovatelné při relaxovaném stavu, kdy subjekt je v bdělém stavu, ale má zavřené oči. Alfa se nejlépe pozoruje v týlních částech hlavy. Může dosahovat amplitudy až 50 μV (peak-peak) s frekvencí v rozmezí 8-13 Hz. Narušení vln alfa nastává, když subjekt otevře oči, slyší neznámý zvuk nebo obecně, když se musí koncentrovat nebo zvýšit pozornost.

Delta pásmo charakterizuje hluboký spánek o frekvenci v rozmezí 0,5-4 Hz. Občas se může objevit i v bdělém stavu a je tak snadno zaměnitelné za svalové artefakty. To je způsobené tím, že svaly se nachází na povrchu a mají výrazně velké signály, kdežto delta vlny pochází z hloubky mozku a sice jsou značně silné, ale také jsou zřetelně tlumeny. Signály lze od sebe rozeznat následnou analýzou signálu.

Théta se objevuje při relaxovaném stavu a v lehčí fázi spánku o frekvence v rozmezí 4-7,5 Hz. Nejčastěji je lze detekovat, když člověk začíná být ospalý. Vlny théta jsou spojovány s přístupem k nevědomému materiálu, tvůrčí inspirací a hlubokou meditací. Vlny théta hrajou důležitou roli v kojeneckém a dětském věku. Théta bývá nejčastěji detekována ve frontální a temporální oblasti hlavy. [16, 3]



Obrázek 2.4: Frekvenční pásma EEG signálu. [17]

Obecně jsou signály EEG projekcí nervových aktivit, které jsou tlumeny leptomeningy, mozkomíšním mokem, tvrdou plenou mozkovou, kostmi, galeou a pokožkou hlavy. Výboje vykazují amplitudy 0,5-1,5 mV a až několik milivoltů u hrotů. Na skalpu se však amplitudy běžně pohybují v rozmezí 10-100 μ V. Existují i jiné druhy mozkových vln, které charakterizují různé stavy mozku. Proto je obtížné porozumět mozkovým rytmům a to i odborným zrakem. [3]

Často EEG signál zobrazujeme v časové oblasti a zkoumáme jej vizuálně. Abychom byli schopni získat podrobnější informace ze signálu, musíme jej podrobit důkladnější analýze. Avšak takovéto zpracování nebývá často jednoduché, jelikož signál EEG není stacionární. Neexistuje jeden univerzální algoritmus pro zpracování signálu, často kvůli nedostatku realistických modelů signálu. Vznikla tak celá řada technik, které zahrnují zpracování v časové, frekvenční a v prostorové oblasti. [3]

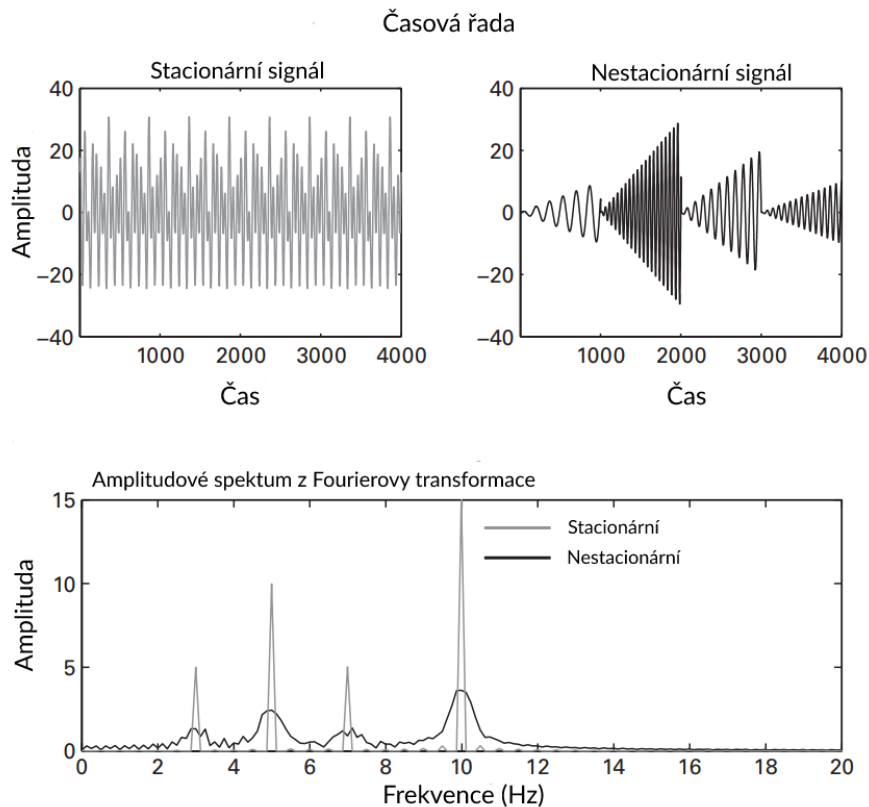
Biologické signály jsou obecně považovány za časové řady, na jejichž analýzu byly vyvinuty různé metody. Jednou z nejběžnějších metod pro analýzu časové řady je převést ji do frekvenční oblasti za pomoci diskrétní Fourierovy transformace (DFT). [4, 3] Fourierova transformace je metoda, která předpokládá, že každý periodický signál může být složen z řady sinusových a kosinusových vln o příslušných amplitudách a frekvencích. Následně je možné z těchto amplitud a frekvencí sestavit spektrogram. Při výpočtu DFT je vzorec:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{n-1} x(n) \cdot e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (2.1)$$

Chceme-li zrekonstruovat původní časovou řadu z frekvenční oblasti, je možné použít inverzní Fourierovu transformaci. Sestrojíme sinusové vlny o určitých frekvencích, které přenásobíme Fourierovými koeficienty, které jsme získali při výpočtu DFT. Tyto vlny sečteme a vydělíme jejich počtem. Pro výpočet inverzní Fourierovy transformace se používá následující vzorec:

$$x(n) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{k=0}^{n-1} X(k) \cdot e^{\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (2.2)$$

Jedním z úskalí Fourierovy transformace je, že očekává stacionární signál. To však EEG signál není. Rozdíl mezi Fourierovou transformací stacionárního a nestacionárního signálu je znázorněn na obrázku 2.5.



Obrázek 2.5: Fourierova transformace signálů vytvořených ze sinusových vln o stejných frekvencích. Signály jsou však reprezentovány jako stacionární a nestacionární varianty. [18]

Z obrázku je patrné, že nestacionární data mají ve spektru nižší amplitudu a také se objevují další frekvence než ze kterých byly tvořeny původní data. Ty se objevují právě kvůli tomu, že nestacionární data mají komplikovanější strukturu.

Existují metody jak obejít nestacionaritu signálu a redukovat tak rozptýl periodogramu. Jednou takovou metodou je Welschova metoda, která rozdělí signál na krátké úseky, které se mohou překrývat z důvodu, abychom neztráceli informaci.

Avšak, kvůli konečnému nebo skokovému intervalu pozorování můžeme po použití rychlé Fourierovy transformace dostat nechtěné oscilace tzv. Gibbsův jev.

Pro tyto účely využíváme různé druhy oken (matematické algoritmy), kterými upravujeme signál pro lepší výsledky následnou Fourierovou transformací. Jedním z nejjednodušších oken je obdélníkové okno. Avšak tento algoritmus je pro praktické využití příliš jednoduchý a nedostaneme požadovanou kvalitu výsledku. V praxi se používají složitější tvary oken jako je Hammingovo nebo Hanningovo okno. [18, 3, 4]

2.5 Artefakty měření

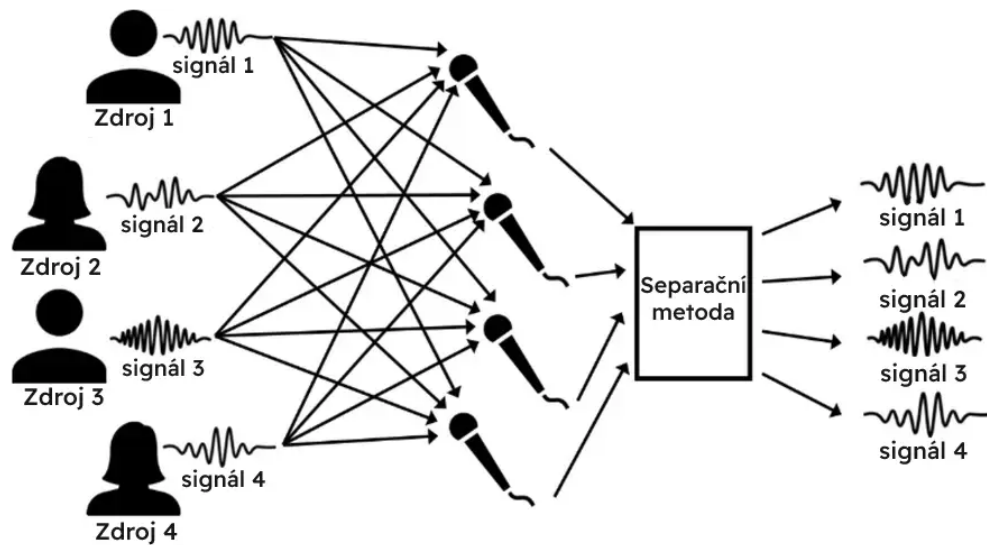
Měření bývá často zarušeno různými druhy artefaktů (rušivé elementy). Takto kontaminované záznamy mohou vést k mylným diagnózám, potažmo nesprávné léčbě. Signál bývá často zarušen fyziologickými aktivitami jinými než mozkovou činností, které obvykle nejsou předmětem zájmu. Mezi nejčastější druhy artefaktů patří například pohyby očí a mrkání.[19] Rotace očí při sakádických pohybech oka způsobují velké změny vnějšího pole, které mohou kontaminovat údaje EEG[20]. Vzhledem k velikosti mrkacích artefaktů a vysokému odporu skalpu mohou být kontaminované elektrody, dokonce i v okcipitální oblasti. Primárně bývají zaznamenávány frontálními elektrodami. [21, 22]

Dalším významným artefaktem je elektrická aktivita svalů (EMG). Svalové artefakty bývají problematické z hlediska, že obsahují veliké amplitudy a široké frekvenční spektra. Tvary signálu závisí na stupni kontrakce svalu a také na typu svalu. Vědci se tedy snaží zamezit výskytu těchto artefaktů. Jenže to není vždy možné provést, obzvlášť pokud nás zajímá nějaký jev spojený s pohybem. Tímto problémem trpí hlavně měření EEG přenosným zařízením, kdy se nejde vyhnout rušivému EMG při každodenních činnostech. [23]

Elektrická srdeční aktivita (EKG) může také přispívat parazitně do záznamu EEG. Amplituda EKG měřená na skalpu bývá nízká, ale záleží na pozici elektrody a také na typu pacienta. EKG má charakteristický projev a opakuje se pravidelně, ten však může být mylně interpretován jako epileptický projev.[22]

Takto kontaminovaná data mohou vést ke zkresleným záznamům i po standardní metodě předzpracování, jako je pásmová filtrace. Filtrace vždy vedou ke ztrátám informace obsažené pod těmito artefakty. Potlačení artefaktů je důležitou otázkou při zpracování signálu EEG a obvykle je předpokladem pro to, aby následná analýza signálu byla spolehlivější. Vědci stále debatují nad univerzálním postupem odstranění artefaktů. Zdá se, že takový způsob není ani možný, jelikož artefakty mají různé vlastnosti a záleží na tom, co se signálem zamýšlíme. [22]

Existuje mnoho algoritmů na odstranění artefaktů mezi základní techniky patří filtry, jako je horní, dolní nebo pásmová propust. Ty jsou však užitečné, pokud se frekvenční spektra artefaktu a užitečného signálu nepřekrývají, což bývá u měření EEG velmi zřídka. V takovýchto případech je možné použít metody pro separaci signálu. Metody slouží k získání jednotlivých komponent ze smíšeného signálu tzv. "cocktail party problem". Tato problematika referuje na fakt, že pokud jsme na večírku či na hodně zalidněném místě, je těžké porozumět konverzaci, když se k nám dostávají různé směsice zvuků. Obecně tedy pokud máme signál, který je výsledkem smíchání signálů z různých zdrojů a tento signál je přijímán stejným počtem detektorů jako zdrojů, jsme schopni pomocí těchto metod izolovat jednotlivé signály. [24]



Obrázek 2.6: Ilustrace použití separačních metod. [25]

Jedna z metod separace signálu je analýza nezávislých komponent (ICA). ICA může sloužit buď k vyčištění EEG dat identifikací komponent nebo jako technika redukce dat. Pokud se metoda používá k předzpracování, lze následně určit, zda komponenty obsahují artefakty na základě časových průběhů a frekvencí. Metoda se hojně používá na identifikaci biologických artefaktů jako jsou například oční artefakty, mrkání nebo srdeční aktivita. [18]

ICA je založena na předpokladu, že zdrojové signály jsou na sobě statisticky nezávislé. Platí, že pokud jsou dvě proměnné na sobě nezávislé, tak jedna proměnná neobsahuje žádnou informaci o té druhé. ICA hledá soubor statisticky nezávislých signálů mezi směsicí signálů, za předpokladu, že tyto statisticky nezávislé signály jsou odvozené z různých zdrojů. Cílem nalezení takového souboru statisticky nezávislých signálů je dosažení maximalizací míry společné entropie extrahovaných signálů. V praxi se nezávislé signály obnovují ze souboru směsí pomocí úpravy separační matice. Matice se upravuje do té doby, dokud entropie pevně stanovené funkce y signálů získaných pomocí matice je maximalizována. Funkce y je distribuční funkcí signálů. [26]

ICA je založena na statistických vlastnostech signálů, a tak nedokáže určit co považovat za "signál" a co za "šum". V praxi je běžné, že komponenty obsahují jak signál, tak šum. Proto může být občas obtížné rozlišit, které komponenty zanechat, a které odstranit. [18]

Další možností jak odstranit nežádoucí šum z EEG dat je provést analýzu hlavních komponent (PCA). Cílem PCA je najít data, která obsahují nejdůležitější informaci a tedy odpovídají za relativně velkou část rozptylu. Předpokládá se, že reprezentují skutečný signál. Kdežto data s menší odpovědností k rozptylu se považují za šum. K dosažení těchto cílů se pomocí PCA vypočítávají nové proměnné, tzv. hlavní komponenty, které se získávají jako lineární kombinace původních proměnných. První hlavní komponenta musí mít největší možný rozptyl. Druhá komponenta se vypočítá s omezením, že musí být ortogonální k první komponentě a mít co největší možný rozptyl. Počet komponent při analýze EEG je roven počtu kanálů, které máme k dispozici. Pomocí PCA jsme schopni vypočítat, jak moc která komponenta přispívá k rozptylu a tudíž jakou procentuální část informace nese. Většinou po provedení PCA zjistíme, že prvních pár komponent nese téměř celou informaci. [27, 18]

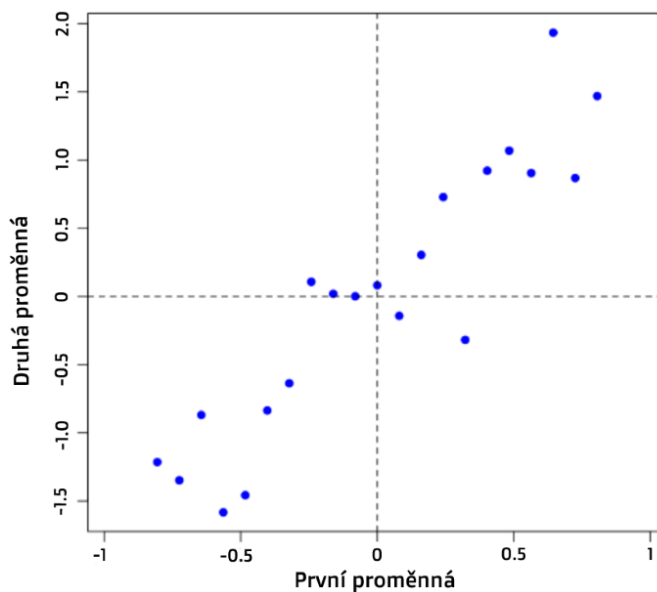
Výpočet PCA začíná nejprve standardizací proměnných, kdy od nich odečítáme jejich průměr. Následně vypočítáme kovarianční matici.

$$Cov = \frac{1}{n-1} \cdot (X - \bar{X})(X - \bar{X})^T \quad (2.3)$$

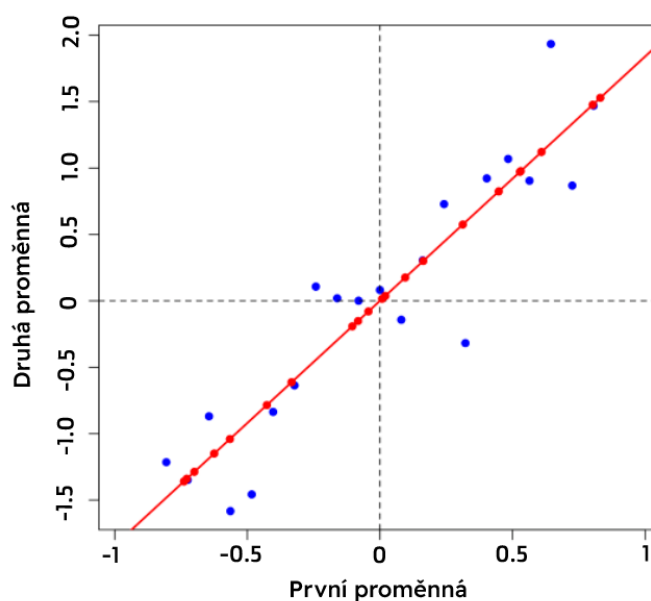
Odečtení průměru před výpočtem kovariance je nezbytné, aby PCA sledovala zákonitosti rozptylu. Jinak bude první komponenta odrážet střední signál. Po výpočtu kovarianční matice provedeme singulární rozklad matice (SVD). Pokud bychom si představili graf s našimi hodnotami s průměrem ve středu, jako je tomu u obrázku 2.7, pak proměnné představují jednotlivé kanály EEG. Pro ilustraci zde předpokládáme 2-kanálové EEG.

SVD pak proloží graf přímkou procházející počátkem a s projekcemi jednotlivých bodů. Následně se snaží najít maximální sumu kvadrátů vzdáleností jednotlivých projekcí, jak je znázorněno na obrázku 2.8.

Tato přímka je první hlavní komponentou. Sklon přímky nám určuje jednotkový vektor nebo také vlastní vektor. Vektor určuje lineární kombinace proměnných, které pak mohou být využity na proměnné a můžeme tak získat časový průběh PCA. Také je možné z průměru sumy kvadrátů vzdáleností získat vlastní hodnotu, která může být přepočtena na procentuální hodnotu jak velkou část informace nese daná komponenta. [18, 29, 30, 31]



Obrázek 2.7: Ilustrace rozložení dat v grafu s průměrem v počátku. [28]



Obrázek 2.8: Ilustrace proložení grafu přímkou s maximální sumou kvadrátů vzdáleností. [28]

Mezi artefakty také přispívá například rušení způsobené technickým vybavením, jako je měřicí aparatura, elektrorozvodná síť, okolní přístroje. Nejčastěji se potýkáme s takzvaným síťovým šumem. Artefakt způsobený elektrorozvodnou sítí, kdy pro ČR a ostatní státy EU se jedná o rušení s frekvencí 50 Hz. Jedná se o elektromagnetické rušení, které vzniká jak v samotném měřicím zařízení, tak v ostatních zařízeních v blízkosti, které jsou zapojené do sítě. Dalším příkladem technického artefaktu je rušení způsobené špatným kontaktem elektrody a kůže. Dochází ke změnám impedance, které se v záznamu projeví jako úzký strmý kmit (vzruch).

3 Cíle práce

Cílem této bakalářské práce je optimalizovat měření EEG platformou OpenBCI pro laickou veřejnost. Firma OpenBCI nabízí opensource platformu pro měření biosignálů. Standardní součástí platformy je pouze čip pro měření a možnost napájet desku čtyřmi bateriemi typu AA. Proto v této bakalářské práci bude řešeno navržení boxu pro platformu společně s napájecím systémem, pro snadné použití laickou veřejností. Návrh boxu a napájecího systému bude realizován v prostředí Fusion 360. Následně pilotní měření, zhodnotí kvalitu signálu v různých podmínkách z hlediska interakce s technickými artefakty. Práce se zaměří také na statistické zhodnocení různých hardwarových řešení systému. Dále se vytvoří metodika pro zpracování EEG signálu z platformy, která bude zahrnovat komponentní analýzy, za účelem evaluace možnosti extrakce artefaktů, a také se vytvoří návrh potlačení vybraných artefaktů. Metodika s analýzami signálu budou prováděny v programu Matlab společně s plug-in toolboxem EEGLAB.

Výsledky bakalářské práce by mohly posunout tuto platformu na cestě k potenciálnímu využití v domácím prostředí.

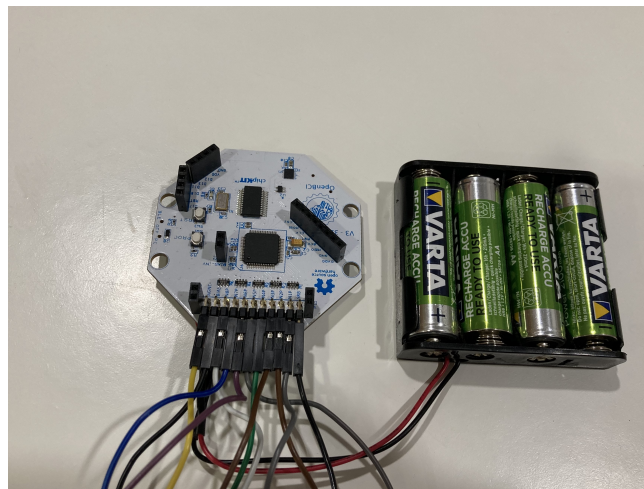
4 Metody

Obecně pro snímání a nahrávání biopotenciálů potřebujeme elektrody, a také asi nejdůležitější komponenty diferenciální zesilovač a analogově digitální převodník. Výše zmíněné komponenty tvoří kostru pro snímání biopotenciálů, ta však musí být doplněna o další obvody předzpracování signálů, jako jsou například různé filtry. U zaznamenávání EEG bývá kladen velký důraz na kvalitu zesilovače. Jelikož napětí mezi měřicí a referenční elektrodou bývá v řádech μV , tak je nutné mít zesilovač s vysokým koeficientem CMRR. Pokud bychom tak neučinili naše snímání by byla kontaminována z okolních rušení. V této práci se budu zabývat platformou pro měření biopotenciálů Cyton od firmy OpenBCI.

Pro návrh krytu a napájecích systémů byl použit 3D modelovací software Fusion 360. Jedná se o cloudový software, který je určený k modelování 3D modelů a návrhu PCB desek. Pro měření dat byl využit software od firmy OpenBCI. Následně pro zpracování naměřených dat byl použit program Matlab s plug-in toolboxem EEGLAB.

4.1 Měřicí platforma

OpenBCI je opensource platforma pro snímání biopotenciálů. Firma dodává PCB desku s bateriovým boxem pro čtyři baterie typu AA. Další příslušenství pro měření se dají od firmy také pořídit, už však za značný příplatek. Na obrázku 4.1 je vidět zapojený OpenBCI s bateriovým boxem, který dostaneme při koupi.



Obrázek 4.1: PCB deska Cyton od firmy OpenBCI s bateriovým boxem.

Pro snímání biopotenciálů využívá platforma OpenBCI čip ADS1299 od firmy Texas Instruments. Jedná se o 24bitový analogově digitální převodník, který obsahuje programovatelný zesilovač. Je proto vhodný pro měření biosignálů, jako je

EKG nebo i slabších signálů, například EEG. Zesilovač disponuje vstupní impedancí 500 M Ω a vysokým CMRR, které je okolo 110 dB. Vzorovací frekvence se dá nastavit od 250 Hz až po 16 kHz. ADS1299 nabízí 8-kanálové měření, ale existují i varianty s 2, 4, 6-kanálovými výstupy. [32]

OpenBCI je řízeno 32-bitovým mikrokontrolerem PIC32MX250F128B od firmy Microchip, který dává zařízení spoustu lokální paměti (okolo 32KB datové paměti) a vysokou rychlost zpracování. Tento mikrokontroler neobsahuje modem na bezdrátové sdílení dat. K tomu OpenBCI používá součástku RFD22301, která slouží jako nízkoenergetický Bluetooth vysílač. Pro dosažení vyšších přenosových rychlostí dodává OpenBCI USB RFDuino, který se připojuje k počítači jako "Host". Při připojení USB RFDuino lze dosáhnout vyšších rychlostí přenosu dat než při použití standardního připojení Bluetooth 4. Signál mohou přijímat všechna zařízení, která podporují Bluetooth 4.0. To dává možnost připojení mobilních zařízení a tabletů, avšak aplikace pro mobilní zařízení zatím není k dispozici pro veřejnost. Deska disponuje také slotem pro microSD kartu a nabízí tak možnost ukládání a nahrávání společně s bluetooth přenosem. [33]

Deska je designována pouze pro stejnosměrné napájení v rozmezí 3-6V. Desku je možné rozšířit o další moduly a získat tak větší počet kanálů pro měření biopotenciálů. [34]

4.2 Napájení

Při výběru vhodného typu napájení byl brán zřetel na technické specifikace od firmy OpenBCI. Abychom zajistili dostatečně dlouhé měření, byla deska otestována na odběr proudu při 2-kanálovém zapojení. Odběr byl otestován za pomoci multimetru ProsKit MT-1232. Pro budoucí použití zařízení musela být zajištěna doba měření minimálně 8 hodin.

Dále bylo zapotřebí sestrojít ukazatel stavu nabití baterie. Ten byl realizován obvodem za použití integrovaného obvodu LM3914N, který rozsvěcí LED diody dle napětí po 10% [35]. Rozmezí napětí určující stav plného nabití a vybití bylo realizováno potenciometry, aby bylo možné případně indikátor kalibrovat. Jako LED diody byly využity BL-X2361 od firmy Bright LED.

Aby bylo možné baterii dobíjet byl vybrán nabíjecí modul TP4056 s mikro USB konektorem, aby bylo možné zařízení dobíjet ze sítě a nebyla tak nutnost výměny baterií. Nabíjecí proud může být modifikován až na hodnotu 1 A. Modul reguluje napětí na baterii, a to na maximální nabíjecí napětí. Při dosažení tohoto napětí se modul uvede do spánkového režimu, kdy do obvodu dodává maximálně 2 μ A. [36]

Po vyzkoušení všech podpůrných obvodů na nepájivém poli byly obvody umístěny na desku plošných spojů, přičemž byl realizován obvod tak, aby se zamezilo přímému propojení desky OpneBCI s napájecím modulem. Toho se dosáhlo zakomponováním mechanického přepínače, který přepínal mezi jednotlivými stavy nabíjení a snímání, případně odpojil akumulátor od obvodů. LED indikátor byl připojen k OpenBCI přes konektor JST, aby byla možnost odpojit světelný indikátor za stálého měření.

4.3 Návrh boxu

V softwaru Fusion 360 se navrhl box pro desku OpneBCI, který se skládal ze tří částí a to krytu na baterii, víka a těla boxu. Všechny 3 části byly vytisknuty na 3D tiskárně i3 MK3S+ Original Prusa. Jako materiál byl zvolen klasický PLA plast a to především z ekonomických důvodů a také jelikož se nepředpokládá větší námaha krytu.

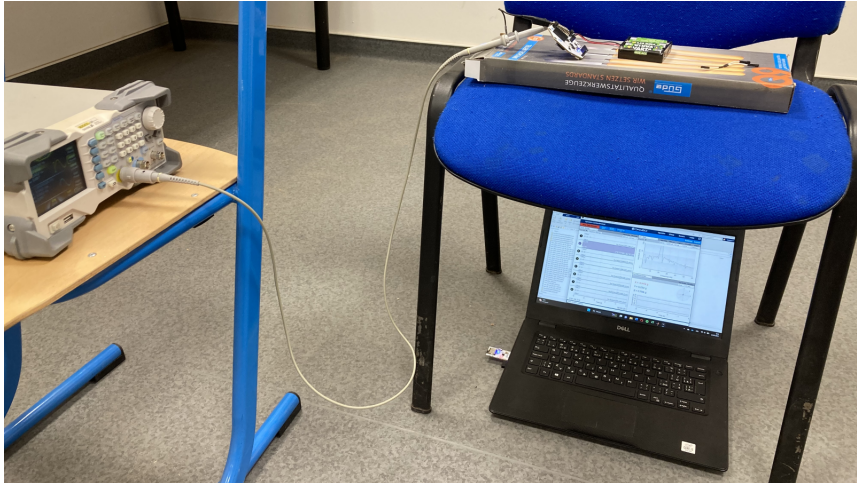
Hlavní komponentou boxu byly 4 vzpěry postavené nad umístěním baterie na něž přišla deska Cyton. Využilo se tak čtyř otvorů, které jsou specifikované na stránkách firmy OpenBCI [34]. Na desku se připojil senzorový konektor Molex 1200910010, který sloužil pro připojení 2-kanálové čelenky s jednou referenční elektrodou. Ke spojení částí boxu byly použity šrouby do plechu typu M3 a M2.

4.4 Měření s generátorem funkcí

Při pilotním měření se měřil signál z generátoru funkcí Rigol DG1022, který byl nastaven na sinusový signál o amplitudě 0,2 mV a frekvenci 20 Hz. Frekvence byla zvolena tak, aby odrážela snímání EEG signálu. Avšak na generátoru již nešlo nastavit nižší hodnotu amplitudy, abychom se přiblížili požadované hodnotě. Řešení pomocí externího obvodu bylo zamítnuto, z důvodu navýšení rušivého signálu.

Otestovaly se různé varianty možného hardwarové realizace, které bychom mohli v budoucí praxi používat. Zjišťovalo se, zda různé varianty realizace mají vliv na snímání signálu přístrojem. Zkoumal se například vliv různých zdrojů napájení, kdy se měřilo s původním bateriovým boxem a s navrženým zdrojem napájení. Dále se testovalo jestli se signál liší při přenosu dat přes bluetooth od ukládání dat na SD kartu bez otevřeného sériového portu. Dále se zkoumalo, zda blízkost počítače u místa měření neovlivňuje signál. Proto se provedla měření, kdy počítač byl umístěn v blízkosti zařízení. Ukázkou měření s počítačem v blízkosti měření je možné vidět na obrázku 4.2.

Jako další se testovalo, jestli bude mít vliv přidání druhé reference a jako poslední se realizovalo měření, kde se kabely od generátoru a samotný přístroj odstínil



Obrázek 4.2: Měření sinusového signálu pomocí desky Cyton s počítačem v blízkosti měření.

použitím aluminiové fólie. Zjišťovalo se tak, zda signál po odstínění kabelů a přístroje bude odlišný od signálu nahraného nestíněným zařízením.

Všechna tato měření se uskutečnila také ve Faradayově kleci, která byla realizována sítí (hustě protkanou kovovými drátky) sloužící pro zmírnění elektromagnetického rušení. Měření ve Faradayově síti a se stíněnými kabely můžete vidět na obrázku 4.3.



Obrázek 4.3: Měření ve Faradayově kleci (realizované pomocí sítě s hustě protkanými drátky) se stíněnými kabely.

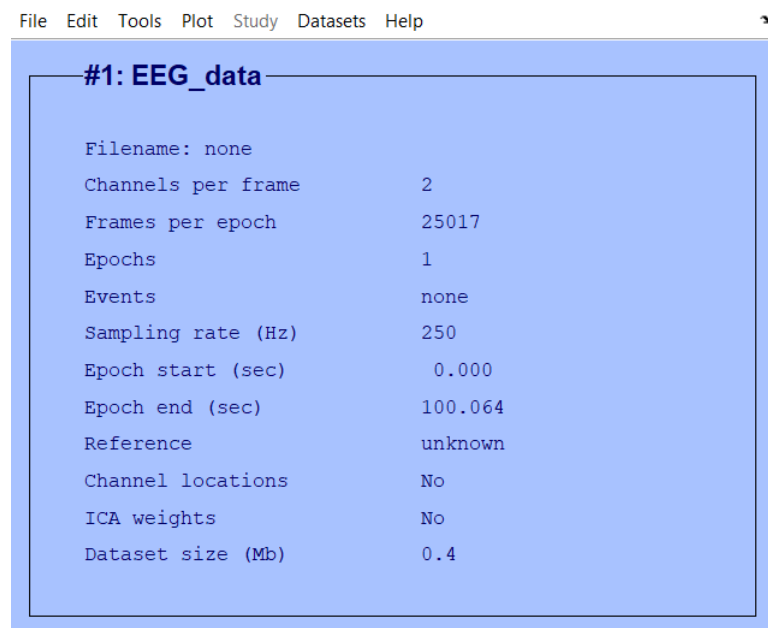
Data z měření byla následně statisticky porovnána.

4.5 Zpracování dat z měření s generátorem

Záznamy z nahrávání ukládá OpenBCI do textového souboru po jednotlivých vzorcích. Pro načtení nahrávání přes bluetooth do programu Matlab stačí pouze načíst

data z textového souboru a následně s nimi lze pracovat jako s maticí proměnných. Pokud se však ukládají data na SD kartu, pak se tato data zapisují v hexadecimální soustavě. To je z důvodu rychlejšího zápisu dat [34]. Pro načtení souboru zapsaného na SD kartu se tedy musí data konvertovat přes Matlab funkci *hex2dec*.

Pro další zpracování signálu byl využíván plug-in toolbox EEGLAB. Tento podprogram vyžaduje specifické vložení dat a tak byla nutná další manipulace s načtenými daty. Ty musely být do programu vloženy jako sloupcové vektory. OpenBCI umožňuje nahrávat akcelerometrická data, ty však EEGLAB nedokáže rozeznat. Proto se naměřená EEG data musela separovat od ostatních a ta následně uložit v maticové podobě. Takto upravená data se nahrála do programu EEGLAB, rozhraní je znázorněno na obrázku 4.4



Obrázek 4.4: Rozhraní EEGLAB

V tomto podprogramu se provedlo základní předzpracování dat. V časové oblasti byly identifikovány homogenní úseky záznamu. Potlačení výrazných artefaktů probíhalo manuálně, stejně jako při skórování EEG dat. Také se od dat oddělily ostatní kanály a pro další analýzu byl ponechán pouze kanál se signálem z generátoru. Následně se záznamy opět uložily do proměnné v prostředí Matlab.

4.5.1 Statistické vyhodnocení

Po uložení proměnných se na vektorech provedl Lillieforsův test, který je založený na Kolmogorovově–Smirnovově testu a určuje, zda jsou data normálního rozdělení. V Matlabu byla využita funkce *lillietest*.

Pro porovnání signálů na základě různých nastavení měření se stanovily následující obustranné hypotézy:

Tabulka 4.1: Testové hypotézy

1)	H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření je shodný s signálem nahraným s bateriemi AA, bez stínění, přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření.
2)	H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem v blízkosti místa měření je shodný s signálem nahraným s bateriemi AA, bez stínění, přes Bluetooth a s počítačem v blízkosti místa měření.
3)	H_o : Signál nahraný mimo Faradayovu klec s baterií LiPo, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření je shodný se signálem nahraným ve Faradayově kleci s baterií LiPo, bez stínění, přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření.
4)	H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od měření je shodný s signálem nahraným s baterií LiPo, bez stínění, přes SD kartu a s počítačem vzdáleným od místa měření.
5)	H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření je shodný s signálem nahraným s baterií LiPo, bez stínění, přes Bluetooth a s počítačem v blízkosti místa měření.
6)	H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření při použití jedné reference je shodný s signálem nahraným s baterií LiPO, bez stínění, přes Bluetooth, s počítačem vzdáleným od místa měření a zapojenými dvěma referencemi.
7)	H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření je shodný s signálem nahraným s baterií LiPo, se stíněním, přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření.

Při testování rozdílných zdrojů a vlivu měření ve Faradayově kleci a mimo ni se testovaly jak filtrovaná tak nefiltrovaná data. U zbylých nastavení měření se vytvořil rozdíl mezi daty ve Faradayově kleci a mimo ni, abychom získali pouze záznam rušení. U těch to dat byly také testovány filtrované a nefiltrované varianty.

Pro zpracování se vektory normalizovaly pomocí funkce *normalize* a následně se provedla synchronizace fází sinusových signálů. Na základě výsledků z Lillieforsova testu se provedl buďto párový t-test nebo Wilcoxonův neparametrický test. Hypotézy byly testovány na hladině významnosti $\alpha = 5\%$. Pro ověření závislosti mezi jednotlivými nastaveními se provedla korelace takto spárovaných dat.

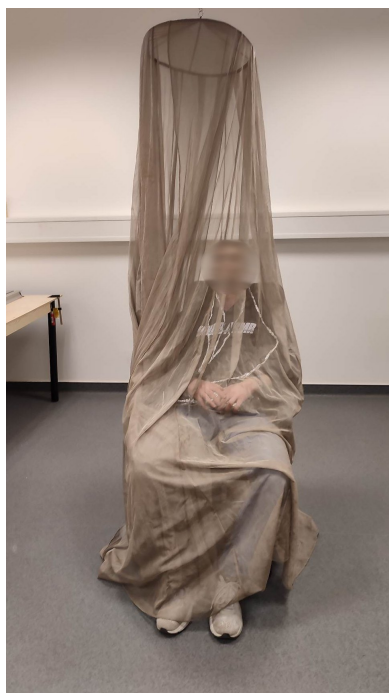
4.6 Měření EEG

Po prvotních měření orientovaných na artefakty a vlastnosti platformy se přistoupilo k pilotnímu měření EEG. Všechna EEG měření v této práci byla prováděná na autotrovi práce. Bylo testováno standardní zapojení měření biopotenciálu s jednou referenční elektrodou. Měřilo se 2-kanálové EEG za pomoci čelenky se dvěma měřicími elektrodami na pozicích Fp1 a Fp2 standardního systému 10-20. Referenční elektroda byla umístěna mezi měřicí elektrody. Následně se otestovalo měření klinickými elektrodami namísto čelenky. Záznamy byly opticky zhodnoceny. Klasifikace odpovídala hodnocení standardních EEG záznamů.

Nakonec se uskutečnilo měření EEG mimo i ve Faradyově kleci, měření probíhala minimálně 7 minut, přičemž první minuta se brala jako ustalovací a proto byla následně ze záznamu vyjmuta. Měření bylo provedeno pro posouzení, zda přístroj dokáže zachytit alfa aktivitu ve frontální oblasti a zda bude rozdíl při měření se stíněnými či nestíněnými kabely. Stínění bylo realizováno aluminiovou fólií, která obalila kabely elektrod a samotné zařízení. Celkově se provedlo 8 měření, kdy 3 minuty se měřilo s otevřenýma očima a poslední 3 minuty se v místnosti zhasla světla a měřilo se ve tmě se zavřenýma očima. Všechna měření probíhala v sedě. Měření ve Faradayově kleci je znázorněno na obrázku 4.5.

4.6.1 Zpracování EEG signálu

Zpracování proběhlo v programu Matlab společně s toolboxem EEGLAB. Pro předzpracování byl použit IIR filtr přesněji Butterworthův filtr s dolní mezí 5 Hz a horní mezí 30 Hz. Řád filtru byl 4 s devíti koeficienty s ohledem na výpočetní rychlost. Také se použil notch filtr na frekvenci 50 Hz pro umožnění vizuální kontroly záznamu. Po nahrání dat do prostředí EEGLAB byly z dat odstraněny artefakty, které byly způsobeny pohybem a přechodem při zapnutí nahrávání. Také se odstranily koncové části záznamu, které obsahovaly zarušení z důvodu přechodového artefaktu při ukončení měření. Následně se provedla spektrální analýza, ta byla provedena Welchovou metodou a rychlou Fourierovu transformaci pro získání spektra. Délka okna byla nastavena na 256 vzorků, s tím že se okna překrývala v 50%.



Obrázek 4.5: Měření EEG ve Faradayově kleci.

Abychom byli schopni identifikovat artefakty, pro následné automatické numerické zpracování, tak byly provedly dvě separační metody a to konkrétně PCA a ICA. Po základním předzpracování dat se provedly tyto separační metody, za účelem oddělit biologické a jiné artefakty od EEG signálu. Nejprve se provedla PCA analýza, která nám separovala signál na jednotlivé komponenty, podle míry informace jakou signál nesl. Pro porovnání se na původní data použila ještě ICA analýza, která se běžně používá na separaci biologických artefaktů od signálu. Byly očekávány příspěvky minimálně 4 různých zdrojů, proto byl vstup upraven na 4 kanály. Komponentní analýza byla použita pro rozklad signálu a potenciální separaci artefaktu neznámého původu.

Pro signál měřený čelenkou, kde i po separaci přebýval periodický artefakt se pomocí programu EEGLAB a integrované modulu artifact subspace reconstruction (ASR) potlačil. Jedná se o automatickou metodu potlačení artefaktů na základě jejich amplitudy a variability. ASR využívá pohyblivé okno napříč daty a statisticky hledá úseky dat, které mají nízkou variabilitu vzhledem k artefaktům. Délka okna je nastavována podle toho jak moc chceme mít kritickou hodnocení signálu. Následně pomocí PCA jsou identifikovány vysoko amplitudové peaky. Mezní hranici a tím pádem citlivost metody pro vyhledání je závislá na datech a proto byla stanovena empiricky v kontextu měřených dat. [37, 38]

5 Výsledky

Nejprve byl navržen a sestaven obvod pro napájení, společně s indikátorem stavu baterie a nabíjecím modulem. Dále se navrhl box pro obvod společně s konektorem a deskou Cyton.

Po uvedení zařízení do provozu se přistoupilo k měření simulovaného signálu z generátoru funkcí. Data získaná z měření byla zpracována pomocí prostředí Matlab a podprogramu EEGLAB. Z filtrovaných a nefiltrovaných dat byly vybrány úseky, ve kterých nebylo pozorováno výrazné zarušení z přechodového artefaktu (přerušování kontaktu). Rozložení pravděpodobnosti dat se ověřilo pomocí Lillieforsova testu normality, na základě jeho výsledků se provedl příslušný statistický neparametrický test.

Poslední kapitola prezentuje výsledky pilotního měření EEG a zpracování získaných dat. Také se provedlo měření ve Faradayově kleci a mimo ni. V těchto se prostředí se měřil rozdíl mezi stíněným a nestíněným zařízením, včetně kabelů.

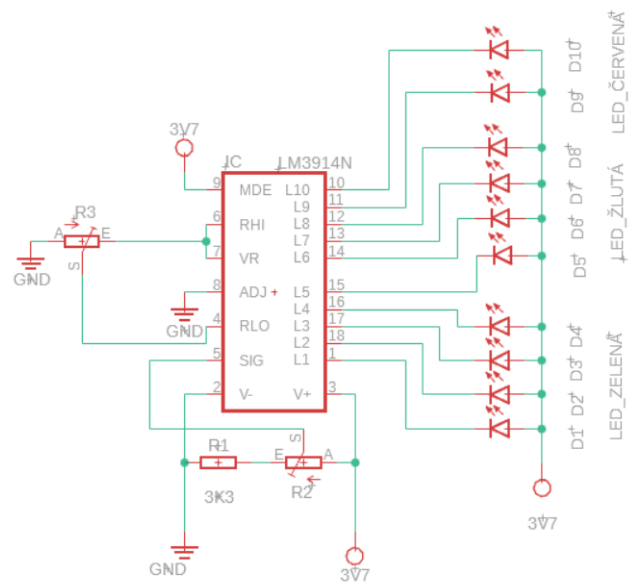
5.1 Napájení

Jako primární napájecí zdroj byl zvolen akumulátor od firmy AKYGA. Jedná se o Lithium-Polymerový akumulátor se jmenovitým napětím 3,7 V. Kapacita akumulátoru je 1200 mA/h a maximální napětí na baterii je 4,2 V. Počet nabíjecích cyklů stanovil výrobce okolo 500 cyklů [39]. Při výběru byl brán ohled na odběr proudu, který byl zjištěn měřením se zapojením čelenky se 2 kanály. Průměrný odběr byl 56,4 mA. Z měření vyplývá teoretická hodnota doby pro měření, která by měla být přibližně 21 hodin. V přílohách naleznete obrázek 7.1 z měření.

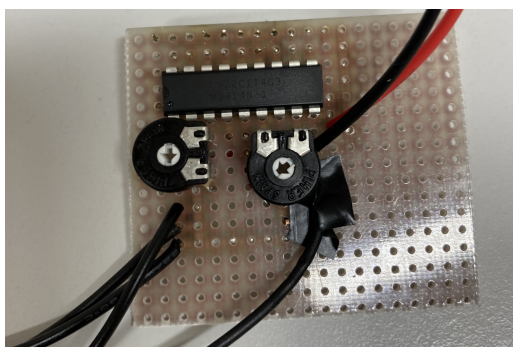
Po vybrání zdroje se sestavil indikátor stavu baterie s integrovaným obvodem LM3914N. Ukazatel byl sestaven dle schématu obvodu na obrázku 5.1. Napěťové rozmezí ukazatele bylo nastaveno od 3,2 V do 4 V. Kdy jednotlivé LED diody se rozsvěcí po 80 mV.

Obvod napájení byl doplněn o nabíjecí modul TP4056 s konektorem mikro USB. Byly realizovány dva separátní okruhy přes třípoložkový přepínač. Propojení napájecího obvodu s deskou Cyton bylo realizováno přes konektor JST.

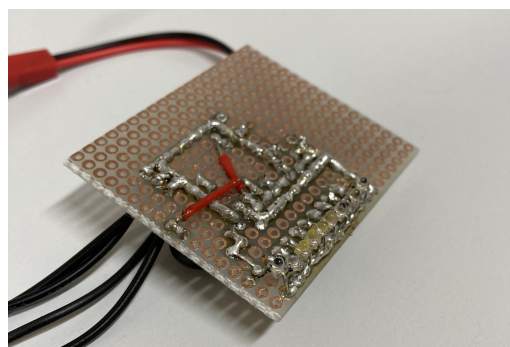
Obvod byl následně umístěn na desku plošných spojů. Obrázky 5.2a a 5.2b zobrazují realizaci ukazatele.



Obrázek 5.1: Schéma zapojení indikátoru stavu baterie LM3914N



(a) Obvod LM3914N pohled shora.

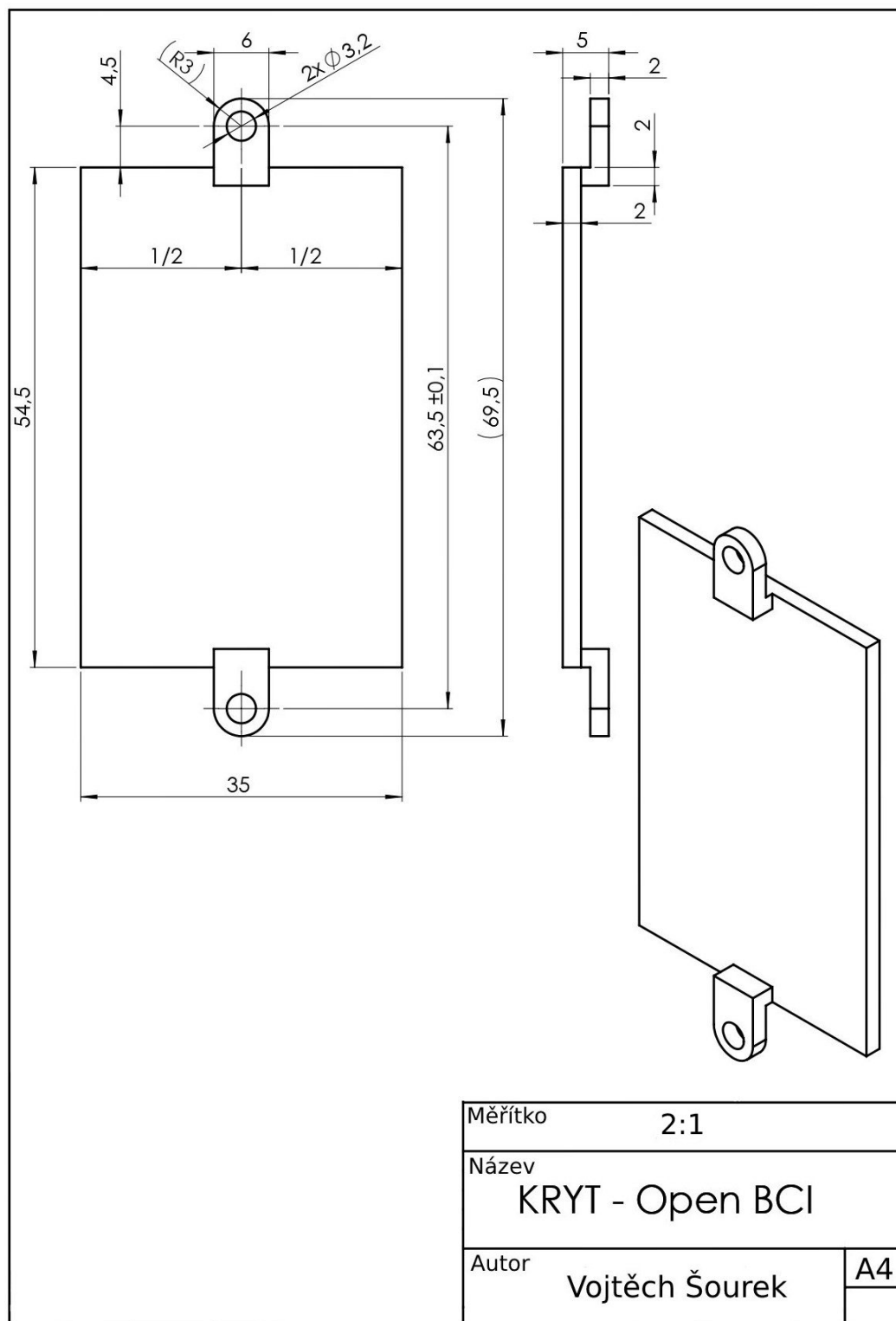


(b) Obvod LM3914N pohled zdola.

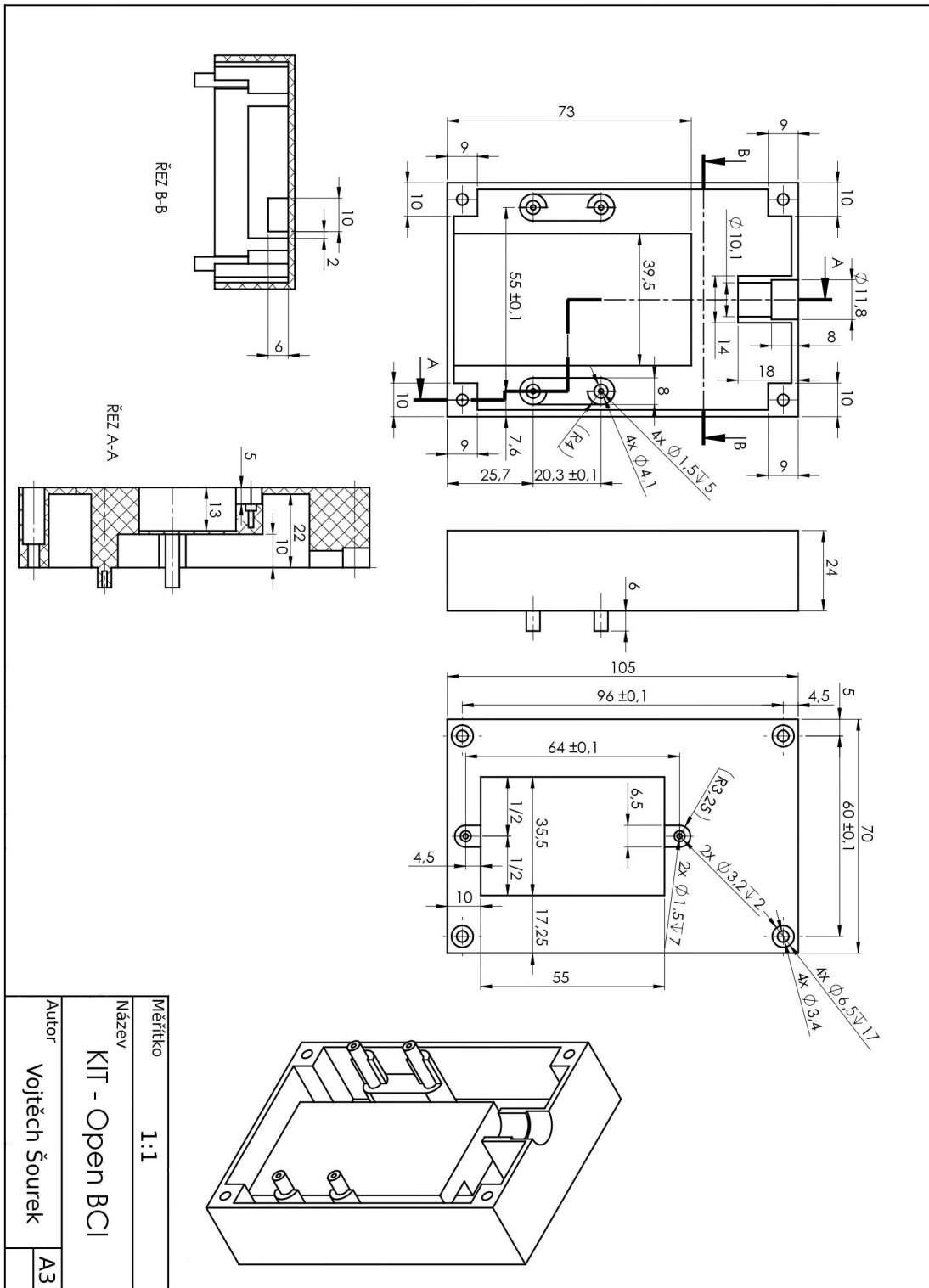
Obrázek 5.2: Fotografie zkonstruovaného pilotního indikátoru stavu baterie LM3914N.

5.2 Návrh boxu

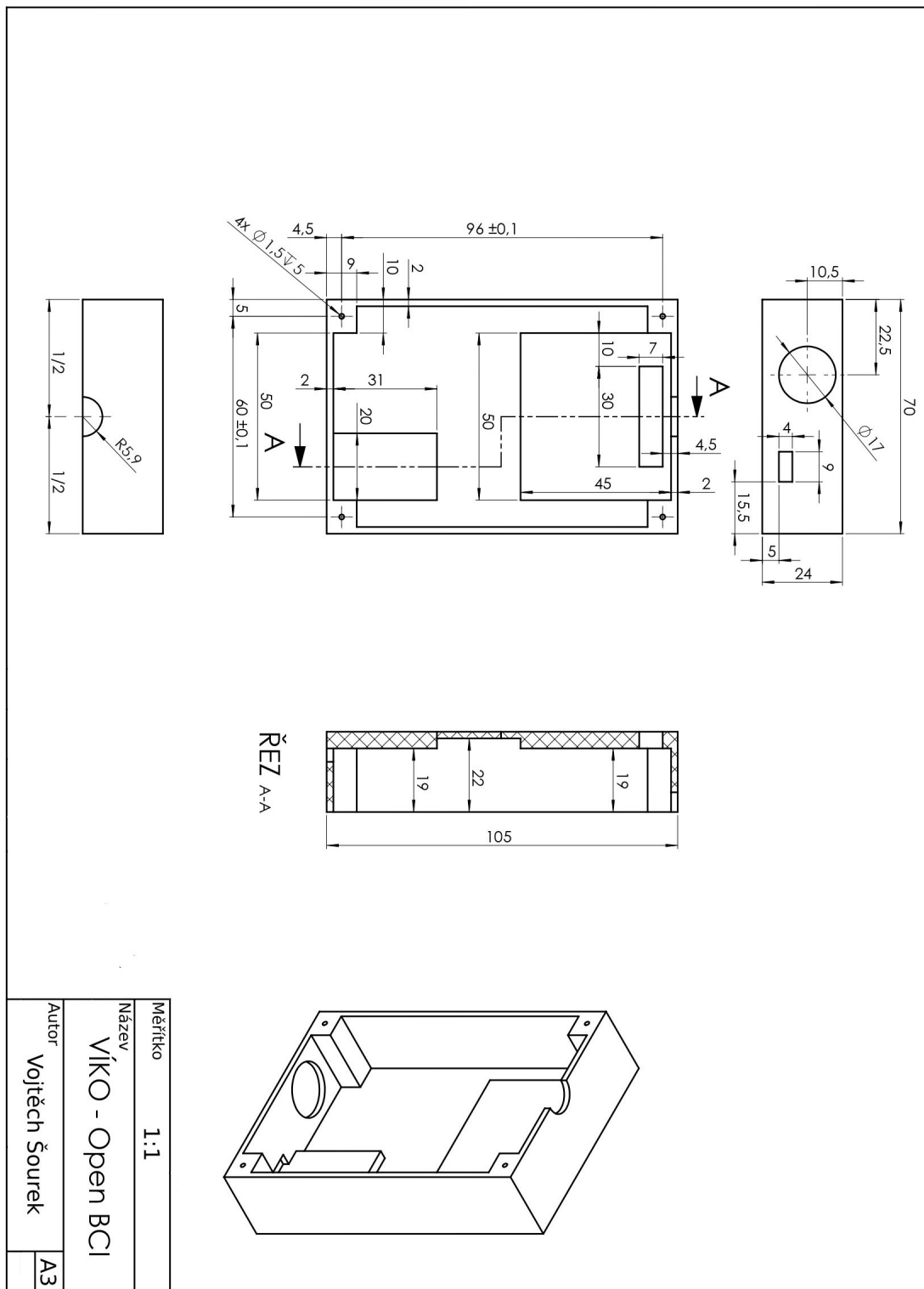
K návrhu byl využit program Fusion 360. Výkresy jednotlivých částí boxu můžete vidět na obrázcích 5.3, 5.4 a 5.5.



Obrázek 5.3: Caption



Obrázek 5.4: Caption



Obrázek 5.5: Caption

V přílohách naleznete obrázek 7.2 sestaveného zařízení pro měření EEG s deskou Cyton.

5.3 Měření s generátorem funkcí

Při prvotním měření se nahrával signál z generátoru, který byl nastaven, tak aby odrazil biologický signál. Jednalo se o simulování EEG signálu v pásmu beta o frekvenci 20 Hz a amplitudě 0,2 mV.

V rámci testování byl validován signál v prostředí s různou intenzitou zarušení a různými řešení hardware. Bylo testováno, jaký vliv na měřený signál má zdroj napájení, odstínění kabelů a celého zařízení, přítomnost dalších spínaných zdrojů. Na data byl aplikován Lillieforsův test normality s hladinou významnosti stanovenou na 5%. Na základě jehož výsledků byla vyvrácena nulová hypotéza, data neměla normální rozdělení pravděpodobnosti.

Různé varianty nastavení odpovídají testování následujících hypotéz:

1) H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření je shodný s signálem nahraným s bateriemi AA, bez stínění, přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření.

2) H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem v blízkosti místa měření je shodný s signálem nahraným s bateriemi AA, bez stínění, přes Bluetooth a s počítačem v blízkosti místa měření.

3) H_o : Signál nahraný mimo Faradayovu klec s baterií LiPo, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření je shodný se signálem nahraným ve Faradayově kleci s baterií LiPo, bez stínění, přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření.

4) H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od měření je shodný s signálem nahraným s baterií LiPo, bez stínění, přes SD kartu a s počítačem vzdáleným od místa měření.

5) H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření je shodný s signálem nahraným s baterií LiPo, bez stínění, přes Bluetooth a s počítačem v blízkosti místa měření.

6) H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření při použití jedné reference je shodný s signálem nahraným s baterií LiPo, bez stínění, přes Bluetooth, s počítačem vzdáleným od místa měření a zapojenými dvěma referencemi.

7) H_o : Signál nahraný s LiPo baterií, bez stínění, přenesený přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření je shodný s signálem nahraným s baterií LiPo, se stíněním, přes Bluetooth a s počítačem vzdáleným od místa měření.

Všechna měření probíhala jak ve Faradayově kleci, tak mimo ni. Ta byla realizována sítí s hustě protkanými kovovými drátky. Sít' je zobrazena na obrázku 4.5. Na základě výsledků testu normality se, pro statistické porovnání, vybral Wilcoxonův párový test. Porovnání bylo doplněno korelačním koeficientem.

Výsledky korelace a Wilcoxonova párového testu pro první tři hypotézy jsou zobrazeny v tabulce 5.1. Porovnával se vliv zdrojů v různých prostředích a také s různým umístěním počítače. U těchto měření se porovnávala data z Faradayovy klece a mimo ni zvlášť.

Tabulka 5.1: Výsledky statistického porovnání baterií AA s LiPo baterií v různých prostředích. Tabulka uvádí měření bez stíněných kabelů a s přenosem záznamu přes bluetooth.

Data	Filtrovaná data		Nefiltrovaná data	
	Korelace	p-hodnota	Korelace	p-hodnota
Ve Faradayově kleci bez PC	0,95	0,99	0,65	0,71
Ve Faradayově kleci s PC	0,97	0,91	0,83	0,14
Mimo Faradayovu klec bez PC	0,66	0,99	-0,04	0,93
Mimo Faradayovu klec s PC	0,81	0,97	0,55	0,94
Ve Faraday x mimo	0,97	0,99	0,98	0,09

U zbylých měření se vytvořil rozdíl mezi párovými daty z různých prostředí. Výsledky korelace a Wilcoxonova párového testu jsou prezentovány v tabulce 5.2.

5.4 Měření EEG

Po prvotních měření orientovaných na artefakty a vlastnosti platformy se přistoupilo k pilotnímu měření EEG. V pilotním měření se nahrávalo 2-kanálové EEG za pomoci čelenky se dvěma měřícími elektrodami na pozicích Fp1 a Fp2 standardního systému 10-20. Data z měření byla nejdříve předzpracována Butterworthovým filtrem s dolní mezí 5 Hz a horní mezí 30 Hz. Řád filtru byl nastaven na hodnotu 4 s devíti koeficienty. Filtr byl nastaven na standardní pásmo při předzpracování EEG. Ze záznamů

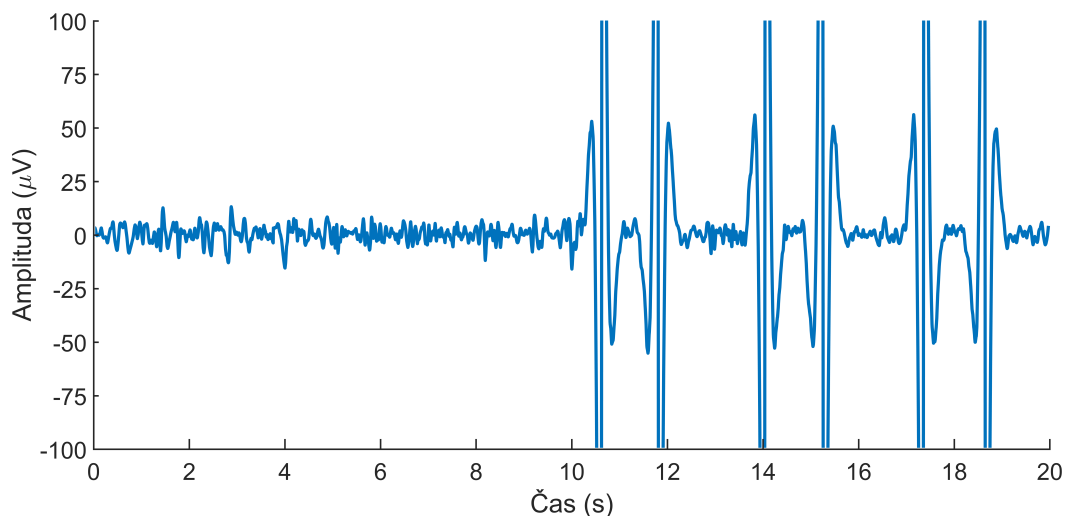
Tabulka 5.2: Výsledky korelace a Wilkoxnova párového testu, při různých nastavení měření. V tabulce jsou vypsány kombinace nastavení, které se porovnávaly. Měření probíhalo s baterií LiPo jako zdrojem, přenos byl realizován přes bluetooth, bez přítomnosti počítače a s nestíněnými kabely, pokud není uvedeno jinak.

Data	Filtrovaná data		Nefiltrovaná data	
	Korelace	p-hodnota	Korelace	p-hodnota
Bluetooth x SD	0,83	0,94	0,53	$3,2 \cdot 10^{-8}$
Bez PC x s PC	0,58	0,98	0,51	0,79
Bez BIAS* x s BIAS	0,94	0,95	-0,21	0,004
Bez stínění x se stíněním	0,95	0,99	-0,45	0,015

* BIAS je název druhého referenčního pinu na desce Cyton.

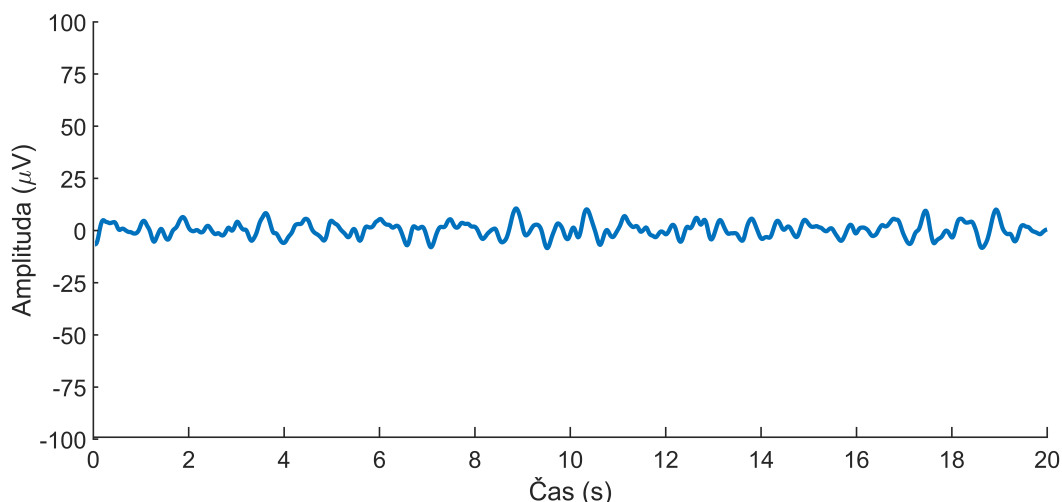
byly odstraněny první a poslední úseky záznamu. Dále byly opticky zhodnoceny části s artefakty způsobené pohybem, které byly ze záznamu vystřiženy.

Při měření EEG za pomoci čelenky se objevovaly pravidelné artefakty s amplitudou několikanásobně vyšší než signál EEG. Artefakt se pravidelně objevoval v obou kanálech, s tím že výraznější projev měl na pozici Fp1. Úsek z měření kanálu na pozici Fp1 je zobrazen na obrázku 5.6.



Obrázek 5.6: 20 sekundový úsek záznamu kanálu Fp1 při měření s čelenkou. Na kanálu se indukuje pravidelný vysoko-amplitudový artefakt, začínají na 10 vteřině úseku.

Ve druhém měření se nalepily standardní klinické elektrody na skalp. Elektrody byly umístěny přibližně v pozicích Fp1 a Fp2. V případě měření se standardními elektrodami nebyl pozorován žádný pravidelnější artefakt. Úsek ze záznamu kanálu Fp1 při připojení standardních elektrod je uveden na obrázku 5.7.



Obrázek 5.7: 20 vteřinový úsek záznamu měření kanálu Fp1 při zapojení standardních klinických elektrod, bez pravidelného artefaktu.

Při měření se zkontrolovaly impedance kanálů a to jak při připojení čelenky, tak s klinickými elektrodami. Ve studii [40] se uvádí běžná hodnota impedance pro gelové elektrody okolo 5 k Ω . Výsledky naměřených impedancí jsou prezentovány v tabulce 5.3.

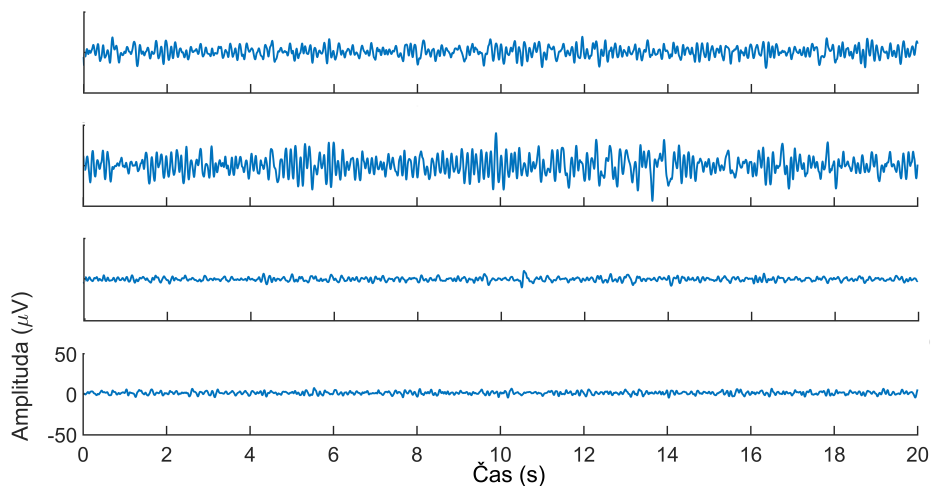
Tabulka 5.3

Zapojení	Impedance	
	Fp1	Fp2
Čelenka	60 k Ω	20 k Ω
Standardní	15 k Ω	16k Ω

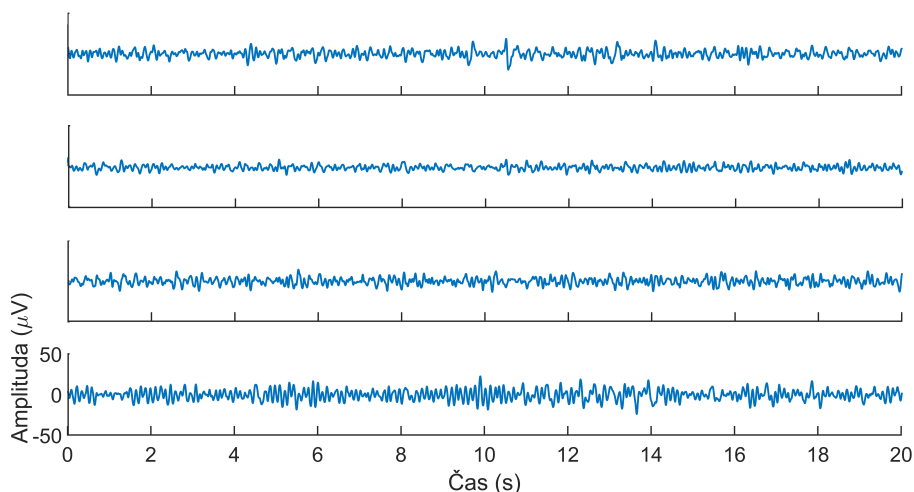
5.4.1 Komponentní analýzy

Na základě pilotních měření EEG signálu se provedly komponentní analýzy záznamů s čelenkou i se standardními elektrodami. Konkrétně se jednalo o metody ICA a PCA. Po předzpracování dat se realizovaly komponentní analýzy skrze integrované funkce Matlabu. Pro PCA analýzu se použila funkce *pca* a pro ICA *rica*. Cílem bylo rozdělit signál do čtyř komponent, s tím že by ideálně jedna z komponent mohla obsahovat pravidelný artefakt, pozorovaný v prvotních měření s čelenkou, druhá síťový brum, třetí signál z generátoru a čtvrtá by byla šumová komponenta. Nejprve se provedla PCA analýza signálu nahraného standardními elektrodami. Výsledky váženého signálu po analýze jsou zobrazeny na obrázku 5.8.

Následně se také provedla ICA analýza stejného signálu. Tu je možné vidět na obrázku 5.9.



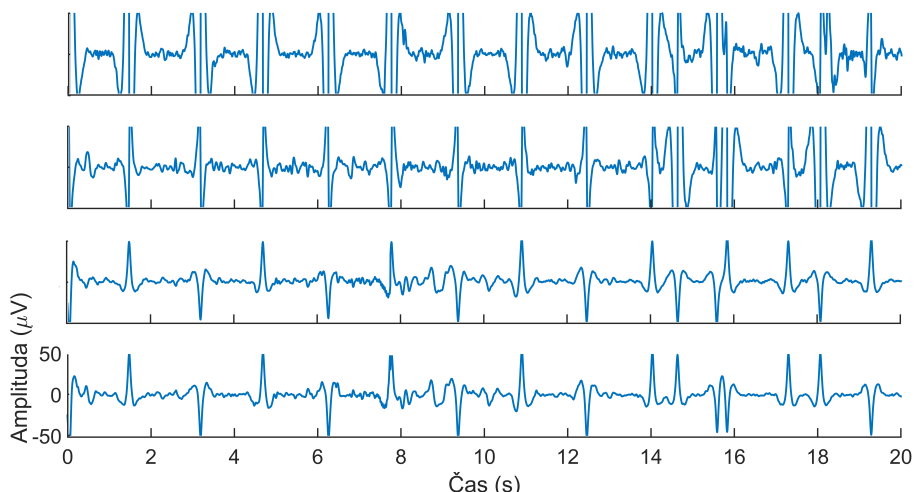
Obrázek 5.8: PCA komponentní analýza zaznamenaného signálu se standardními elektrodami. V první hlavní komponentě je užitečný signál EEG s frekvencí v pásmu alfa, ve druhé komponentě je izolován signál s frekvencí blízkou beta pásmu, třetí a čtvrtá komponenta obsahují nízko-amplitudový šum. Amplitudová škála pro všechny grafy je zobrazena u spodního grafu.



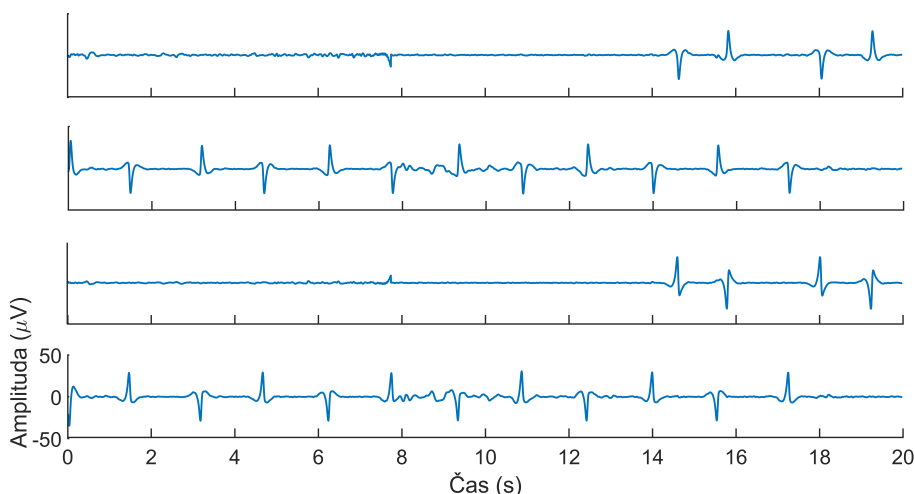
Obrázek 5.9: ICA komponentní analýza signálu nahraného standardními elektrodami. V první, druhé a třetí komponentě je signál na kterém je namodulované rušení z okolního prostředí. V poslední komponentě je signál EEG s frekvencí v beta pásmu. Amplitudová škála pro všechny grafy je zobrazena u spodního grafu.

Po otestování dat z měření s klinickými elektrodami se přešlo na data pořízená čelenkou. PCA analýza pro data z čelenky je zobrazena na obrázku 5.10. ICA analýza je pak zobrazena na obrázku 5.11. Ze záznamů po provedení komponentních analýz se nepodařilo extrahovat pravidelný artefakt.

Poslední analýzy byly provedeny na data získané z měření s generátorem funkcí. Data nebyly nijak předzpracovány před provedením komponentní analýzy. Časové



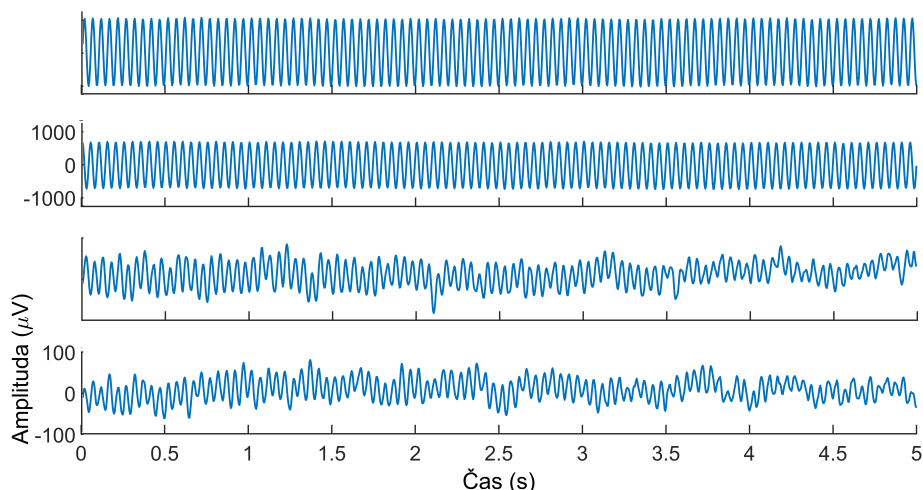
Obrázek 5.10: PCA komponentní analýza záznamu nahraného čelenkou. V hlavní komponentě je zobrazen signál s namodulovaným pravidelným artefaktem. Zbylé komponenty obsahují části artefaktu namodulované na EEG signál. Amplitudová škála pro všechny grafy je zobrazena u spodního grafu.



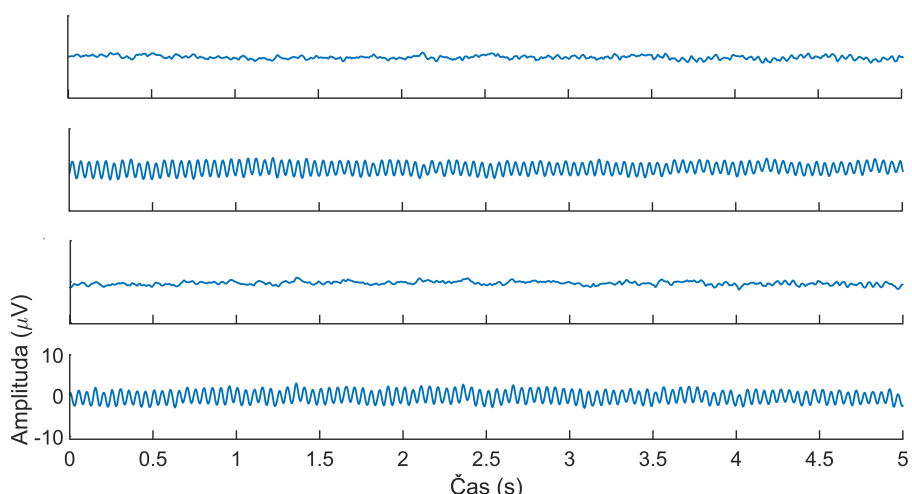
Obrázek 5.11: ICA komponentní analýza záznamu nahraného čelenkou. Všechny komponenty mají namodulované části zaznamenaného artefaktu. Amplitudová škála pro všechny grafy je zobrazena u spodního grafu.

úseky vážených signálů po PCA analýze jsou vidět na obrázku 5.12 a pro ICA jsou zobrazeny na obrázku 5.13

Pro potlačení artefaktů z měření se použila metoda artifact subspace rejection (ASR). Metoda je dostupná v programu EEGLAB. Pro potlačení artefaktu byla nastavena standardní odchylka na hodnotu maximálně šedesáti násobku průměru. ASR byla aplikovaná na data, která byla naměřena čelenkou i na ta naměřená klinickými elektrodami. Použití ASR na data naměřená standardními elektrodami zobrazuje obrázek 5.14. ASR potlačilo převážně artefakty způsobené mrknutím.



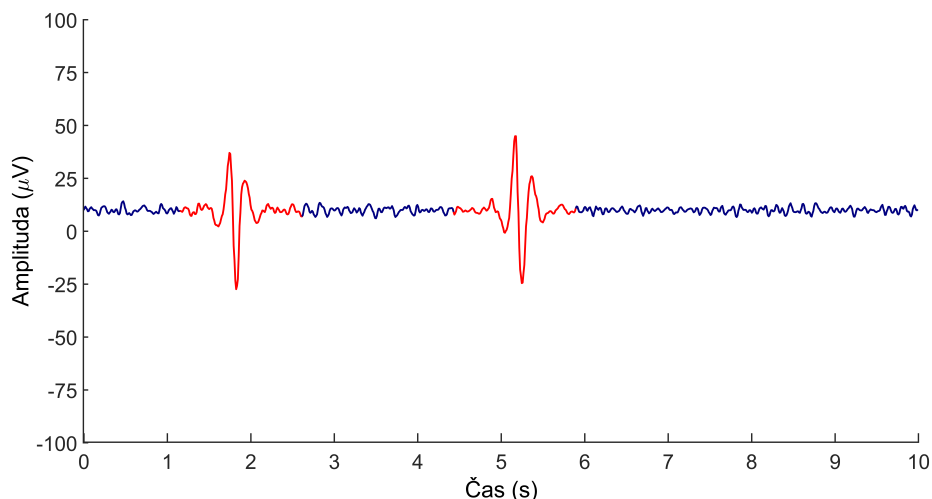
Obrázek 5.12: PCA komponentní analýza nefiltrovaných dat z generátoru funkcí. První dvě komponenty obsahují signál z generátoru s frekvencí 20Hz. Amplitudová škála pro první dvě komponenty je zobrazena u druhé komponenty. Ve třetí a čtvrté komponentě se nachází signál z generátoru obsahující drift. Amplitudová škála pro všechny grafy je zobrazena u spodního grafu.



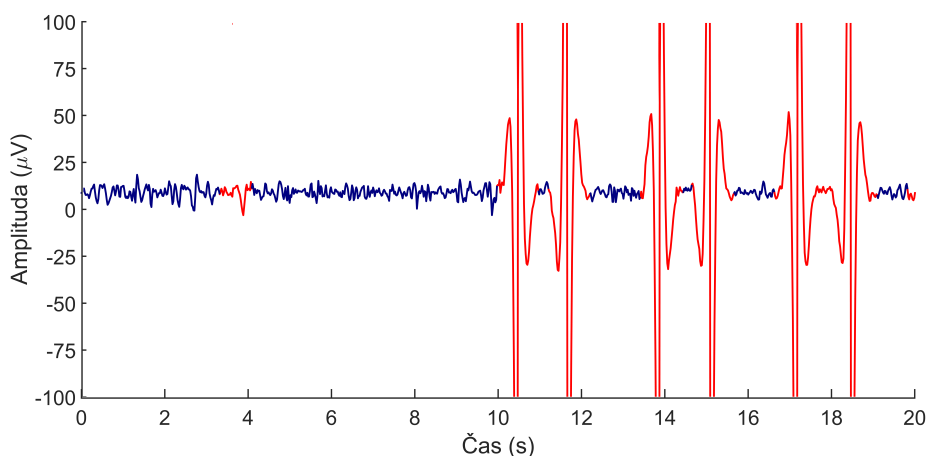
Obrázek 5.13: ICA komponentní analýza nefiltrovaných dat z generátoru funkcí. Druhá a čtvrtá komponenta obsahují snímaný signál z generátoru s nepatrným driftem. První s třetí komponenta obsahuje nízko-amplitudový šum. Amplitudová škála pro všechny grafy je zobrazena u spodního grafu.

Použití na data z čelenky je zobrazeno na obrázku 5.15. U těchto dat se potlačily nejen výrazné artefakty, ale také jiné ne tak výrazné zákmity.

Po potlačení se provedla spektrální výkonová hustota signálů před a po úpravě ASR. Spektrum pro oba signály je možné vidět na obrázku 5.16.



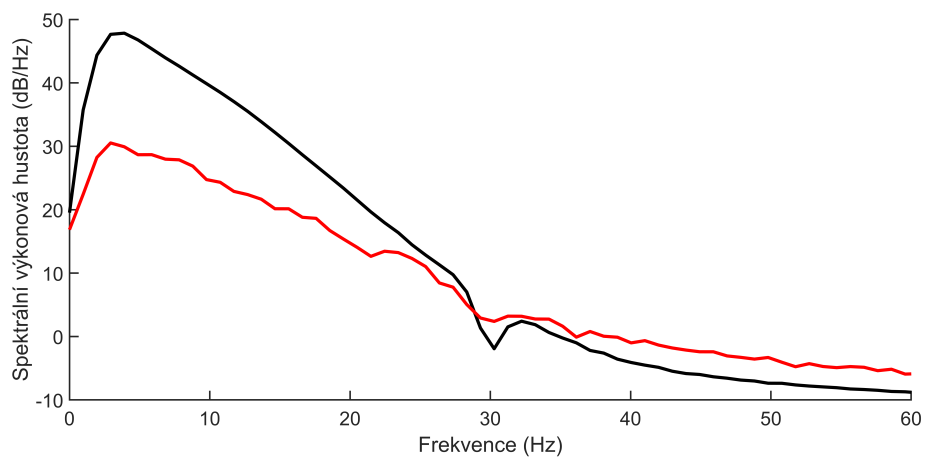
Obrázek 5.14: Potlačení artefaktů způsobené mrknutím, v záznamu EEG naměřeného pomocí standardních elektrod, použitím metody ASR. Červeně jsou označeny úseky signálu, které byly vyhodnoceny jako špatné a následně ze záznamu odstraněny.



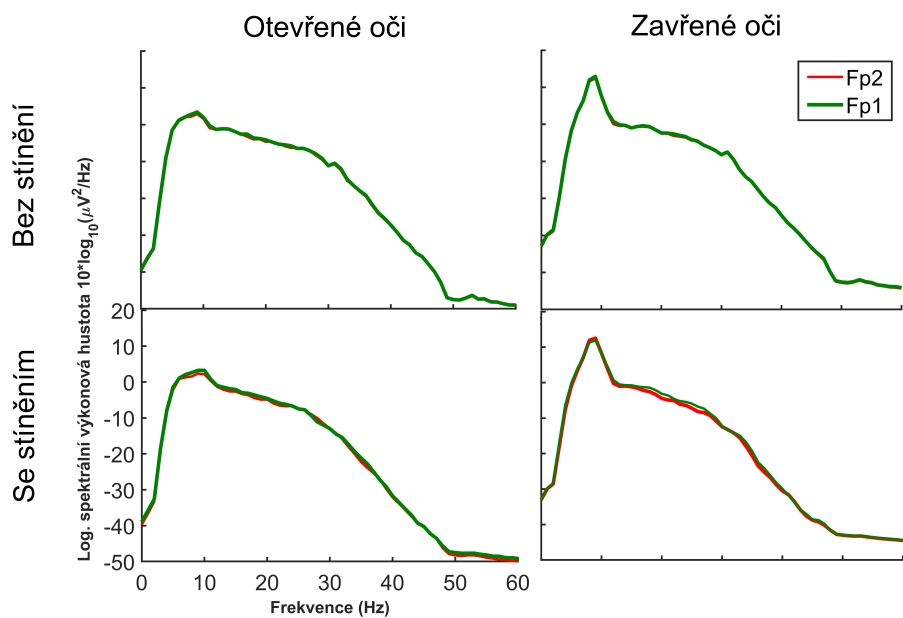
Obrázek 5.15: Potlačení pravidelného artefaktu, v záznamu EEG naměřeného pomocí čelenky, použitím metody ASR. Červeně jsou označeny úseky signálu, které byly vyhodnoceny jako špatné a následně ze záznamu odstraněny.

5.4.2 Měření EEG v různých prostředích

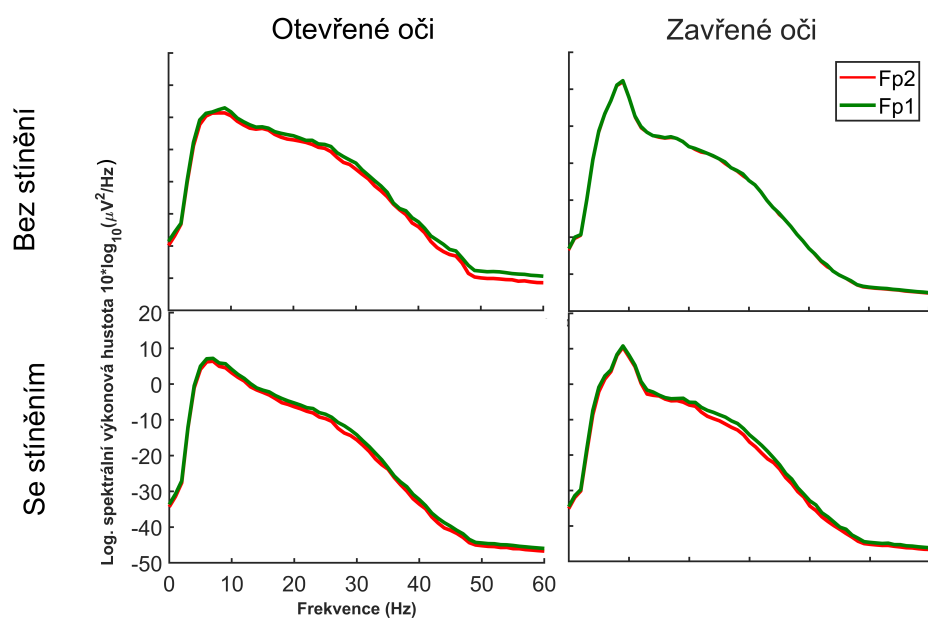
Měření různých prostředí bylo realizováno Faradayovou klecí a mimo ni. Záznam byl pořízen standardními elektrodami na pozici Fp1 a Fp2 systému 10-20. Celkem se provedla 4 měření, která trvala minimálně 7 minut, kdy subjekt měl 3 minuty otevřené a 3 minuty zavřené oči. Také se měřily varianty, kdy zařízení bylo stíněno aluminiovou fólií. Zajímalo nás jak se projeví alfa aktivita v různých podmínkách a rozdílných prostředí z hlediska interakce s technickými artefakty. Data z měření byla interpretována pomocí výkonového spektra. Porovnání výkonových spekter v různých prostředí uvádí obrázky 5.17 a 5.18.



Obrázek 5.16: Spektrální výkonová hustota signálů před a po odstranění. Červeně znázorněná křivka zobrazuje signál po úpravě a černá křivka signál před úpravou.



Obrázek 5.17: Výkonová spektra pro měření mimo Faradayovu klec. Bylo použito jednotné měřítko pro všechna spektra.



Obrázek 5.18: Výkonová spektra pro měření ve Faradayově kleci. Bylo použito jednotlivé měřítko pro všechna spektra.

6 Diskuse

Cílem této práce bylo vytvoření a otestování přenosného zařízení pro snímání EEG na základě snímacího čipu Cyton od firmy OpenBCI. Při konstrukci zařízení byl brán ohled na zamýšlený budoucí účel použití při spánkových měření v domácím prostředí.

6.1 Napájení

Jako první byl řešen způsob napájení snímací desky. Originálně je deska napájena čtyřmi bateriemi typu AA připojenými skrze externí bateriový box. Při analýze tohoto řešení jsme dospěli k závěru, že pro naše účely není vhodné z hlediska několika faktorů. Největší problém by toto řešení mohlo způsobovat v přesnosti řešení kdy tento typ napájení může zvyšovat výskyt indukovaných artefaktů. Dále, je toto řešení příliš robustní což zhoršuje jeho přenositelnost a také není ideální aby měl uživatel přímý přístup ke zdroji napájení,

Jako napájecí zdroj byl vybrán LiPo akumulátor od firmy Akyga s kapacitou 1200 mA/h a jmenovitým napětím 3,7 V. Deska Cyton vyžaduje, dle dokumentace od firmy OpenBCI [34] vyžaduje deska napájení stejnosměrným proudem v rozmezí 3-6 V. Zdroj byl vybrán na základě zjištěného průměrného odběru proudu 56,4 mA. Aby se zamezilo přístupu k obvodu a samotnému čipu, bylo zapotřebí vyřešit způsob nabíjení akumulátoru. Proto byl zvolen modul TP4056, který je cenově dostupný. Zároveň LiPo baterie jsou náchylné na porušení pracovního rozsahu napájení. Proto je zapotřebí monitorovat případné podpětí na baterii. LED indikátor byl realizován integrovaným obvodem LM3914N, který je připojen k deseti LED diodám a postupně je zhasíná po 10% úbytku nastaveného rozmezí kapacity. Rozmezí bylo nastaveno za použití dvou potenciometrů na hodnoty od 3,2 V do 4 V. Rozmezí bylo zvoleno tak, aby při měření indikoval stav vybití dříve, než by došlo k hraničnímu podpětí pro desku Cyton.

Řešení formou akumulátoru přináší především ekonomickou výhodu, kdy zvolený akumulátor vydrží dle výrobce okolo 500 nabíjecích cyklů. Zároveň jeho rozměry jsou výrazně menší oproti čtyřem bateriím AA v samostatném modulu. Výhody z hlediska modulace artefaktů při standardním měření EEG nebyly signifikantně prokázány. Rozdíl nastává, pokud bychom chtěli měřit pásma EEG v oblasti gamma. V této oblasti byl pozorován trend, kdy záznamy z různých prostředí se ukázaly méně korelované. To může být přisouzeno menší stabilitě AA baterií, kdy vyšší frekvence technického šumu snadněji interagují s bateriemi a mohou tak způsobit rušení signálu.

6.2 Návrh boxu

Snímací deska Cyton při zakoupení je dodávána, pouze jako snímací čip s bateriovým boxem, jak je tomu na obrázku 4.1. To ovšem není vhodné pro většinu laické společnosti. Proto jsem se v práci zabýval návrhem boxu se signálovým konektorem pro připojení čelenky s 2-kanálovým snímáním a jednou referencí. Technické výkresy jsou zobrazeny na obrázcích 5.4, 5.3 a 5.5. Hlavní komponentou jsou čtyři vzpěry v zadní části boxu, na které se nasadí deska Cyton.

Sestavený box může sloužit jako přenosné pouzdro pro desku Cyton, společně s napájecími obvody. Při záznamu signálu z generátoru se stíněním boxu a kabelů nevyšel signifikantní rozdíl pro data odrážející standardní měření EEG. Ve vyšších frekvencích byl výsledek statistického testu na hranici kritické oblasti. Z toho můžeme usoudit, že při snímání biosignálů vyšších frekvencí jako je například EMG či gamma pásmo u EEG by případné odstínění mohlo hrát roli. Kdežto u snímání nižších frekvencí signálů jako je například alfa aktivita u EEG není zapotřebí přídatného stínění přístroje.

6.3 Měření s generátorem funkcí

Měření s generátorem mělo za úkol posoudit zda se liší snímání signálů s různými hardwarovými řešeními. Porovnání proběhlo na datech filtrovaných v rozsahu 5-30 Hz a nefiltrovaných v rozsahu 5-70. Testovalo se, zda existuje významný rozdíl mezi měřeními, kdy je přístroj napájen námi zvoleným LiPo akumulátorem, oproti původnímu zdroji. Z výsledků Wilcoxonova měření nelze usuzovat, že existuje rozdíl mezi LiPo baterií a bateriemi AA. Avšak trend korelace u snímání vyšších frekvencí reprezentovaný nefiltrovanými daty ukazuje sestupnou tendenci. Zároveň byl výrazný pokles p-hodnoty při měření ve Faradayově kleci, kdy v ní byl společně s měřicím zařízením i počítač. V těchto podmínkách můžeme předpokládat největší intenzitu rušení. To značí vyšší interakci s vysoko frekvenčními artefakty jímž mohou být například artefakty ze spínaného zdroje napájení. Je tedy možné, že při měření vyšších frekvencí může záležet na výběru zdroje pro snímání. To se však snímání EEG ve standardním frekvenčním rozsahu do 30 Hz netýká, pokud nechceme měřit gamma pásmo a vyšší frekvence. Při porovnání různých prostředí nevyšel signifikantní rozdíl jak pro nižší tak vyšší frekvence, avšak u vyšších frekvencích byl znatelný rozdíl p-hodnoty. To poukazuje na trend odlišnosti mezi prostředím.

Dále se testoval vliv přenosu a ukládání dat při měření. Testovala se možnost uložení záznamu na SD kartu, oproti přenosu přes bluetooth a uložení do počítače. Byl zjištěn signifikantní rozdíl při ukládání nefiltrovaných dat. Rozdíl signálů mohl být způsoben zápisem dat na SD kartu. Zápis dat na SD byl uskutečněn v hexa-

decimální soustavě, navíc po převedení do decimální soustavy dosahovaly hodnoty amplitud v průměru devětkrát vyšších, než-li při přenosu přes bluetooth. Je tedy možné že zvýšení amplitud bylo způsobeno převodem mezi soustavami. Proto by rozdíl mohl být způsoben vyššími frekvencemi, které byly zesílené způsobem uložení. Další možnou příčinou rozdílu by mohla být interference bluetooth signálu s jinými vysoko frekvenčními signály, jako je například Wi-Fi. Obě bezdrátové komunikace pracují v pásmové frekvenci 2,4 GHz, avšak modernější varianty těchto komunikací umožňují několika způsoby zamezit těmto interferencím. Z tohoto usuzujeme že je nepravděpodobné, že rozdíl byl způsobený tímto způsobem. Následně se zjišťovalo zda existuje vliv umístění počítače na naměřený signál. Na základě korelace mezi přítomností a nepřítomností počítače v místě měření, lze usuzovat, že nějaký rozdíl existuje a je stejný jak pro vyšší, tak nižší frekvence. Porovnání zapojením jedné reference oproti přidání druhé reference na pin BIAS. Se pro nižší frekvence neprokázalo na základě statistického porovnání jako signifikantní rozdíl. Avšak signifikantní rozdíl byl u nefiltrovaných dat. Dvojitý přepočít pomocí korekce bias signálu je tak vhodné využívat pro potlačení artefaktů o vyšších frekvencí. Jako poslední nastavení se zjišťovalo zda by při nahrávání nezvýšilo kvalitu snímání přídatné stínění kabelů a samotného přístroje. Pro nízké frekvence nebyl shledán signifikantní rozdíl měření. V případě nefiltrovaných dat byl pozorován signifikantní rozdíl. To může být způsobeno zvýšenou odolností vůči indukovaní vyšších frekvencí.

6.4 Měření EEG

Po měření na generátoru funkcí se přešlo na pilotní měření EEG. Prováděla se měření s čelenkou a se standardními elektrodami. Umístění standardních elektrod bylo ve frontální oblasti na pozicích Fp1 a Fp2 systému 10-20. Při měření s čelenkou se v záznamu objevovaly v pravidelných intervalech vysoko-amplitudové peaky, které kontaminovaly měření. Tento pravidelný artefakt byl pozorován v obou kanálech, avšak byl zřetelnější na kanálu Fp1. Při měření se standardními klinickými elektrodami k tomuto jevu nedocházelo. Při porovnání impedancí jednotlivých elektrod a jednotlivých měření byl zjištěn výrazný rozdíl, viz tabulka 5.3. Autoři studie [41] se zabývali validováním závislosti impedance elektrod na EEG signálu. Poukazují, že kvalita EEG záznamu je závislá na rozdílu impedancí elektrod. Proto s ohledem na to, že artefakt byl pozorován pouze v případě vysokého rozdílu impedancí mezi elektrodami (jako například při použití suchých elektrod), je pravděpodobné, že jej lze eliminovat samotným nastavením měření. Celkově lze charakter artefaktu popsat jako saturaci signálu, která se projeví právě vysokými ostrými píky v signálu. Pokud by tomu tak nebylo a artefakt byl způsobený defektem desky, tak byl předpoklad, že signál pořízený z generátoru funkcí se bude skládat z užitečného signálu 20 Hz, síťového brumu, jiného rušení a pravidelného artefaktu. Pro sepa-

raci těchto složek byly provedeny komponentní analýzy ICA a PCA. Stejný proces komponentní analýzy byl aplikován také na reálné EEG záznamy. Proto byl signál ze 2 kanálů rozdělen na 4. Na obrázcích 5.10 a 5.11 je vidět, že pravidelný artefakt byl rozložen do všech komponent. V PCA analýze byl artefakt v první hlavní komponentě a následně rozloženy jeho části do zbylých komponent. Žádná z analýz nedokázala separovat pravidelný artefakt ze signálu. Jedním z vysvětlení by mohlo být, že daný artefakt není nekorelovaný zdroj. Korelace by mohla nastat například s artefaktem ze srdeční aktivity. Také procentuální zastoupení artefaktu vůči signálu není výrazné. Jelikož tedy nebylo možné izolovat artefakt a následně jej potlačit tak, aby byla zachována informace pozadí, byla využita metoda ASR. Tato metoda statisticky porovnává data v 0,5 s velkém okně a pokud je odchylka vyšší než-li námi nastavená hodnota 60 násobku průměru okna, jsou vybrané segmenty ze záznamu odstraněny. Ve zlomku případů metoda odstraní falešně pozitivní úseky a zároveň může dojít i k opominutí úseku s artefaktem. Stanovovaný práh je nastavován empiricky, je možné tedy zvýšit citlivost nastavením pro každé měření separátně. Následně se provedla spektrální výkonová hustota signálu před a po úpravě záznamu. Výkonová spektra stejně dlouhých úseků signálu s a bez odstraněného artefaktu jsou na obrázku 5.16. Z Obrázku je možné usuzovat, že se jedná o širokopásmový artefakt, podobný obdélníkovému signálu. V dalších studiích by bylo vhodné vytvořit AR model a pokusit se tento artefakt potlačit například pomocí regresivní analýzy.

Měření EEG v různých prostředích bylo provedeno s nestíněnými nebo se stíněnými kabely. Testování bylo zaměřené na změnu alfa aktivity při otevřených a zavřených očích v různých podmínkách. Alfa aktivita byla zvolena na základě studie [42], kde autoři popisují zařízení pro detekci ospalosti na základě měření alfa aktivity. Zkoumalo se tedy zda zařízení je schopno měřit a jak dobře, vzhledem k různým podmínkám nastavení, alfa aktivitu. Z naměřených dat byla sestavena výkonová spektra, která jsou zobrazená na obrázcích 5.17 a 5.18. Ve spektrech z dat se zavřenýma očima je vidět nárůst spektrálního výkonu v okolí frekvence 10 Hz, kde se nachází alfa pásmo. Pouze při měření ve Faradayově kleci se stíněnými kabely nepozorujeme příliš znatelný nárůst. To mohlo být způsobeno špatným spojením při přenosu dat, kvůli silnému elektromagnetickému stínění. Také to však mohlo být jiným mentálním rozpoložením subjektu, než v předchozích měření. Celkově bylo možné poznat navýšení alfa aktivity a tak by zařízení mohlo být použito také pro detekci ospalosti.

V současné době stoupá poptávka po přístrojích pro snímání biopotenciálů formou wearable zařízení. Jednou z dostupných možností nabízí firma OpenBCI. Ta však dodává pouze senzor pro měření biopotenciálů a periferie pro snímání a bezpečné použití si zákazník musí dokoupit zvlášť nebo si je vyrobit sám. V této práci byly představeny návrhy periferií pro bezpečné použití a následně pipeline pro zpracování signálu. Také bylo zhodnoceno nahrávání signálu v různých podmínkách

a stanoveno hardwarové řešení pro frekvenční pásma možného měření EEG či vyšších frekvenčních pásem. V budoucích pracích by bylo přínosné se zaměřit na výrobu a otestování periférií pro měření dalších biopotenciálů.

7 Závěr

V rámci této práce byla optimalizována otevřená platforma pro měření biopotenciálů. V rámci laboratorních experimentů byl hodnocen vliv prostředí z hlediska výskytu artefaktů.

V práci byl navržen napájecí obvod společně s boxem pro desku Cyton, který umožňuje dlouhodobé monitorování, zmenšuje celkové rozměry měřicí aparatury a zajišťuje její mechanickou odolnost. Následně byl navržen experiment, který simuloval různé podmínky z hlediska rušení/stínění artefaktů. Ze statistických výsledků vychází signifikantní rozdíl mezi měřeními s různými zdroji a také při různém druhu přenosů/ukládání dat.

Při pilotním měření EEG signálu byl odhalen artefakt saturace signálu vznikající při měření s elektrodami s různou impedancí. Pro potlačení tohoto artefaktu byly navrženy softwarové úpravy formou komponentních analýz. Artefakt vykazuje širokopásmový charakter ve spektrální oblasti. I z tohoto důvodu nebylo možné komponentním rokladem artefakt separovat. Proto byla do pipeline zpracování signálu zahrnuta metoda ASR, která části signálu s artefaktu automaticky detekuje a odstraní.

Výsledkem práce je Kompaktní modul pro záznam biologických potenciálů s jednoduchou obsluhou, bezdrátovým provozem a pokyny pro optimální postup při nahrávání.

Seznam použité literatury

1. BRAND, Serge; KIROV, Roumen. Sleep and its importance in adolescence and in common adolescent somatic and psychiatric conditions. *International Journal of General Medicine*. 2011, roč. 4, s. 425–442. Dostupné z DOI: [10.2147/IJGM.S11557](https://doi.org/10.2147/IJGM.S11557). PMID: 21731894.
2. ŠUŠMÁKOVÁ, Kristina. Human sleep and sleep EEG. *Measurement science review*. 2004, roč. 4, č. 2, s. 59–74.
3. SANEI, Saeid; CHAMBERS, Jonathon A. *EEG signal processing*. Chichester: Wiley, 2007. ISBN 0470025816;9780470025819;
4. KRAJČA, Vladimír; MOHYLOVÁ, Jitka. *Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2011. ISBN 9788001047217.
5. ROJAS, Gonzalo; ALVAREZ, Carolina; MONTOYA MOYA, Carlos; IGLESIA VAYA, Maria de la; CISTERNAS, Jaime; GÁLVEZ, Marcelo. Study of Resting-State Functional Connectivity Networks Using EEG Electrodes Position As Seed. *Frontiers in Neuroscience*. 2018, roč. 12. Dostupné z DOI: [10.3389/fnins.2018.00235](https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00235).
6. LOPEZ-GORDO, Miguel Angel; SANCHEZ-MORILLO, Daniel; VALLE, F Pelayo. Dry EEG electrodes. *Sensors*. 2014, roč. 14, č. 7, s. 12847–12870.
7. ZHU, Lin; CHEN, Haifeng; ZHANG, Xu; GUO, Kai; WANG, Shujing; WANG, Yu; PEI, Weihua; CHEN, Hongda. Design of Portable Multi-Channel EEG Signal Acquisition System. In: *2009 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*. 2009, s. 1–4. Dostupné z DOI: [10.1109/BMEI.2009.5304951](https://doi.org/10.1109/BMEI.2009.5304951).
8. ORTIZ, Aitor. *Main features of the EEG amplifier explained*. 2022. Dostupné také z: <https://www.bitbrain.com/blog/eeg-amplifier/>.
9. DADEBAYEV, Didar; GOH, Wei Wei; TAN, Ee Xion. EEG-based emotion recognition: Review of commercial EEG devices and machine learning techniques. *Journal of King Saud University - Computer and Information Sciences*. 2022, roč. 34, č. 7, s. 4385–4401. ISSN 1319-1578. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jksuci.2021.03.009>.
10. *EEG Headset Prices – An Overview of 15+ EEG Devices*. Boston: IMOTIONS, 2019. Dostupné také z: <https://imotions.com/blog/learning/product-guides/eeg-headset-prices/>.
11. LEDWIDGE, Patrick; FOUST, Jeremy; RAMSEY, Adam. Recommendations for Developing an EEG Laboratory at a Primarily Undergraduate Institution. *J Undergrad Neurosci Educ*. 2018, roč. 17, č. 1, A10–A19.

12. CASSON, Alexander J; YATES, David C; SMITH, Shelagh JM; DUNCAN, John S; RODRIGUEZ-VILLEGAS, Esther. Wearable electroencephalography. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*. 2010, roč. 29, č. 3, s. 44–56.
13. ERIC SUNI, Staff Writer. *Sleep Statistics* [[⟨https://www.sleepfoundation.org/how-sleep-works/sleep-facts-statistics⟩](https://www.sleepfoundation.org/how-sleep-works/sleep-facts-statistics)]. [B.r.]. Accessed: 6-01-2023.
14. ING. PETR DVOŘÁK, DOC. ING. PETR BAČA PH.D., ING. DAVID PHÉLA. *Akumulace elektriny* [[⟨https://oze.tzb-info.cz/7435-akumulace-elektriny⟩](https://oze.tzb-info.cz/7435-akumulace-elektriny)]. [B.r.]. Accessed: 8-01-2023.
15. SHEPARD, Jeff. *The difference between lithium ion and lithium polymer batteries* [[⟨https://www.batterypowertips.com/difference-between-lithium-ion-lithium-polymer-batteries-faq/⟩](https://www.batterypowertips.com/difference-between-lithium-ion-lithium-polymer-batteries-faq/)]. [B.r.]. Accessed: 8-01-2023.
16. TEPLAN, Michal et al. Fundamentals of EEG measurement. *Measurement science review*. 2002, roč. 2, č. 2, s. 1–11.
17. VALLAT, Raphael. *Raphael Vallat*. 2018. Dostupné také z: [⟨https://raphaelvallat.com/bandpower.html⟩](https://raphaelvallat.com/bandpower.html).
18. COHEN, Mike X. *Analyzing neural time series data: theory and practice*. Cambridge, Massachusetts: MIT, 2014. ISBN 9780262019873;0262019876;
19. URIGÜEN, Jose Antonio; GARCIA-ZAPIRAIN, Begoña. EEG artifact removal—state-of-the-art and guidelines. *Journal of Neural Engineering*. 2015, roč. 12, č. 3, s. 031001. Dostupné z DOI: [⟨10.1088/1741-2560/12/3/031001⟩](https://doi.org/10.1088/1741-2560/12/3/031001).
20. ALEXANDRE, Houže; STÉPHANE, Binczak. Real time eye-blinks detection from dry and portable EEG headset using machine learning. In: *2022 16th International Conference on Signal-Image Technology & Internet-Based Systems (SITIS)*. IEEE, 2022, s. 296–299.
21. SHOKER, L.; SANEI, S.; CHAMBERS, J. Artifact removal from electroencephalograms using a hybrid BSS-SVM algorithm. *IEEE Signal Processing Letters*. 2005, roč. 12, č. 10, s. 721–724. Dostupné z DOI: [⟨10.1109/LSP.2005.855539⟩](https://doi.org/10.1109/LSP.2005.855539).
22. URIGÜEN, Jose Antonio; GARCIA-ZAPIRAIN, Begoña. EEG artifact removal—state-of-the-art and guidelines. *Journal of neural engineering*. 2015, roč. 12, č. 3, s. 031001.
23. CHEN, Xun; XU, Xueyuan; LIU, Aiping; LEE, Soojin; CHEN, Xiang; ZHANG, Xu; MCKEOWN, Martin J.; WANG, Z. Jane. Removal of Muscle Artifacts From the EEG: A Review and Recommendations. *IEEE Sensors Journal*. 2019, roč. 19, č. 14, s. 5353–5368. Dostupné z DOI: [⟨10.1109/JSEN.2019.2906572⟩](https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2906572).

24. PAL, Madhab; ROY, Rajib; BASU, Joyanta; BEPARI, Milton S. Blind source separation: A review and analysis. In: *2013 International Conference Oriental COCOSDA held jointly with 2013 Conference on Asian Spoken Language Research and Evaluation (O-COCOSDA/CASLRE)*. 2013, s. 1–5. Dostupné z DOI: [10.1109/ICSODA.2013.6709849](https://doi.org/10.1109/ICSODA.2013.6709849).
25. HWANG, Jae-Seung; NOH, Jung-Tae; LEE, Sang-Hyun; KAREEM, Ahsan. Experimental verification of modal identification of a high-rise building using independent component analysis. *International Journal of Concrete Structures and Materials*. 2019, roč. 13, č. 1, s. 1–15.
26. STONE, James V. Independent component analysis: an introduction. *Trends in cognitive sciences*. 2002, roč. 6, č. 2, s. 59–64.
27. ABDI, Hervé; WILLIAMS, Lynne J. Principal component analysis. *WIREs Computational Statistics*. 2010, roč. 2, č. 4, s. 433–459. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1002/wics.101>.
28. HARVEY, David. *Chemometrics Using R (Harvey)*. DePauw University: The LibreTexts libraries, 2023. Dostupné také z: https://chem.libretexts.org/Bookshelves/Analytical_Chemistry/Chemometrics_Using_R_%5C%28Harvey%5C%29/11%5C%3A_Finding_Structure_in_Data/11.03%5C%3A_Principal_Component_Analysis.
29. HOLLAND, Steven M. PRINCIPAL COMPONENTS ANALYSIS (PCA). In: 2008.
30. SMITH, Lindsay I. A tutorial on Principal Components Analysis. In: 2002.
31. ABDI, Hervé; WILLIAMS, Lynne J. Principal component analysis. *WIREs Computational Statistics*. 2010, roč. 2, č. 4, s. 433–459. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1002/wics.101>.
32. *ADS1299*. USA: Texas Instruments, 2022. Dostupné také z: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1299.pdf?ts=1683804419632%5C&ref_url=https%5C%253A%5C%252F%5C%252Fwww.ti.com%5C%252Fproduct%5C%252FADS1299%5C%253Futm_source%5C%253Dgoogle%5C%2526utm_medium%5C%253Dcpc%5C%2526utm_campaign%5C%253Dasc-null-null-GPN_EN-cpc-pf-google-wwe%5C%2526utm_content%5C%253DADS1299%5C%2526ds.k%5C%253DADS1299%5C%2526DCM%5C%253Dyes%5C%2526gclid%5C%253DCj0KCQjwmN2iBhCrARIsAG_G2i4FwknKqU7L0VK%5C-GvCs4Vd5jritjsUwhfHv6kpBetW5KnShWUu2-fYEaAkqWEALw_wcB%5C%2526gclsrc%5C%253Daw.ds.

33. *PIC32MX250F128B*. USA: Microchip, 2019. Dostupné také z: https://ww1.microchip.com/downloads/aemDocuments/documents/MCU32/Product%205C-Documents/DataSheets/PIC32MX1XX2XX283644-PIN_Datasheet_DS%205C-60001168L.pdf).
34. *Cyton Specs*. California: OpenBCI, 2013. Dostupné také z: <https://docs.openbci.com/Cyton/CytonSpecs/>).
35. *LM3914N datasheet*. USA: Alldatasheet, 2019. Dostupné také z: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/524103/TI1/LM3914N-1.html>).
36. *TP 4056 datasheet*. Rychnov nad Kněžnou: Láskakit, 2019. Dostupné také z: https://www.laskakit.cz/user/related_files/tp4056.pdf).
37. CHANG, Chi-Yuan; HSU, Sheng-Hsiou; PION-TONACHINI, Luca; JUNG, Tzyy-Ping. Evaluation of Artifact Subspace Reconstruction for Automatic Artifact Components Removal in Multi-Channel EEG Recordings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2020, roč. 67, č. 4, s. 1114–1121. Dostupné z DOI: [10.1109/TBME.2019.2930186](https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2930186)).
38. *The Artifact Subspace Reconstruction Method*. California: Intheon, 2021. Dostupné také z: <https://sccn.ucsd.edu/githubwiki/files/asr-final-export.pdf>).
39. *Specification Approval Sheet*. Wrocław: Ropla, 2017. Dostupné také z: <https://www.elektronik.ropla.eu/en/magazyn/magazyn/.%D0%BE%D1%82%D0%B2%D0%B5%D1%87%D1%83?ic=AKY0500>).
40. LI, Guang-Li; WU, Jing-Tao; XIA, Yong-Hui; HE, Quan-Guo; JIN, Hong-Guang. Review of semi-dry electrodes for EEG recording. *Journal of Neural Engineering*. 2020, roč. 17, č. 5, s. 051004. Dostupné z DOI: [10.1088/1741-2552/abbd50](https://doi.org/10.1088/1741-2552/abbd50)).
41. FERREE, Thomas C; LUU, Phan; RUSSELL, Gerald S; TUCKER, Don M. Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality. *Clinical Neurophysiology*. 2001, roč. 112, č. 3, s. 536–544. ISSN 1388-2457. Dostupné z DOI: [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(00\)00533-2](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(00)00533-2)).
42. KARTSCH, V.; BENATTI, S.; ROSSI, D.; BENINI, L. A wearable EEG-based drowsiness detection system with blink duration and alpha waves analysis. In: *2017 8th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*. 2017, s. 251–254. Dostupné z DOI: [10.1109/NER.2017.8008338](https://doi.org/10.1109/NER.2017.8008338)).

Příloha A: Obrázky



Obrázek 7.1: Fotka měření odběru proudu, při dvoukanálovém zapojení.



Obrázek 7.2: Fotka sestaveného zařízení pro měření EEG biopotenciálu s pomocí desky Cyton od firmy OpenBCI.