



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Rozšíření platformy openBCI o EKG modul

Extension of the openBCI platform with an ECG module

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská technika
Vedoucí práce: Ing. Marek Piorecký, Ph.D.

Tomáš Aschenbrenner

Kladno 2023



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Aschenbrenner** Jméno: **Tomáš** Osobní číslo: **499908**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská technika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Rozšíření platformy openBCI o EKG modul

Název bakalářské práce anglicky:

Extension of the openBCI platform with an ECG module

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a sestrojte pás pro měření EKG, jako doplněk k měření EEG pomocí platformy OpenBCI. Pás konstruuje pro použití při monitoringu spánku v rámci PSG. EKG simulátorem simulujte EKG signál. Naměřte simulovaný signál EKG pomocí Vámi sestrojeného pásu a komerčního EKG přístroje. Navrhněte statistickou analýzu pro porovnání obou platform. Zaznamenané signály navrženou statistickou analýzou porovnejte. V programovém prostředí navrhněte a implementujte SW nástroj pro předzpracování naměřených EKG dat.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Vinay K. Ingle, John G. Proakis, Digital signal processing using MATLAB, ed. Third edition, CENGAGE Learning, 2012, ISBN 978-1-111-42737-5
- [2] Krajča V., Mohylová J., Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů, ed. 1st, ČVUT Praha, 2011, ISBN 9788001047217
- [3] Mike X. Cohen, Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice, ed. 1st, MIT Press, 2014, ISBN 9780262019873
- [4] Udi Nussinovitch M.D., et. all, Reliability of Ultra-Short ECG Indices for Heart Rate Variability, Annals of Noninvasive Electrocardiology, ročník 16, číslo 2, 2011

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 Rozšíření platformy openBCI o EKG modul 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 datum

.....

Tomáš Aschenbrenner

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu Ing. Markovi Pioreckému Ph.D. za podporu a vedení práce.

ABSTRAKT

Tento projekt se zabývá návrhem rozšíření pro platformu OpenBCI ve formě elektrokardiografu (EKG). Modul pro platformu OpenBCI bude zhotoven tak, aby platforma v budoucnu potencionálně cenově konkurovala klinickým polysomnografům od firmy Philips a kvalitou komerčním zařízením jako je Oura ring. Pro modul bude vytvořeno softwarové předzpracování a jeho naměřené hodnoty budou srovnány s klinickým přístrojem a simulátorem EKG. Platforma také bude rozšířena o měření dechové frekvence. Takový produkt by mohl v budoucnu přenést měření polysomnografie (PSG) do domácností a zvýšit dostupnost diagnostiky spánkových onemocnění.

Hlavním výsledkem je prototyp modulu pásu s EKG elektrodami a externím obvodem pro měření dechové frekvence. Modul využívá zlatých elektrod pro záznam EKG křivky a tenzometru s obvodem Wheatsonova můstku, přístrojového zesilovače pro měření dechové frekvence. Signály jsou zpracovány pomocí skriptu v prostředí Matlab, který zobrazí signály, zvýrazní jednotlivé vlny signálu a vypíše hodnoty variability srdečního rytmu (HRV), tepové frekvence a dechové frekvence. Při testování EKG modulu byla zjištěna přesnost 98,9 % v porovnání s EKG simulátorem, kde monitor životních funkcí měl přesnost 96,7 %. Relativní chyba HRV mezi modulem a přístrojem Datex byla 78,6 %, ta byla ale způsobena kratším měřením a vysokou filtrací monitoru životních funkcí. Elektrický obvod pro měření dechové frekvence potvrdil, že měří dechovou frekvenci, není náchylný na náhodné pohyby a dokáže rozpoznat zadržení dechu.

Modul EKG a obvod pro měření dechové frekvence pro OpenBCI byl sestrojen a základně otestován. V budoucnu je vhodné rozšířit testování a validovat potencionální klinickou úroveň kvality signálu. Pro ještě větší přiblížení OpenBCI k PSG bude dodáváno více modulů a dojde k navýšení kvality zpracování signálu. OpenBCI může v budoucnu přenést měření PSG do domácností, což umožní zvýšit počet spánkových měření, čímž dojde ke snížení počet neléčených pacientů s onemocněním apnoe.

Klíčová slova

Polysomnografie, OpenBCI, elektrokardiografie, spánek

ABSTRACT

This project deals with the design of an extension for the OpenBCI platform in the form of an electrocardiograph (ECG). The module for the OpenBCI platform will be made in such a way that in the future the platform will potentially compete in price with clinical polysomnographs from Philips and in quality with commercial devices such as the Oura ring. Software pre-processing will be created for the module and its measurements will be compared to a clinical device and an ECG simulator. The platform will also be extended to include breathing rate measurements. Such a product could in the future bring polysomnography (PSG) measurements into the home and increase the availability of sleep disorder diagnosis.

The main result is a prototype of a belt module with ECG electrodes and an external circuit for breathing rate measurement. The module uses gold electrodes to record the ECG waveform and a strain gauge with a Wheatstone bridge circuit, an instrumented amplifier for measuring respiratory rate. The signals are processed using a Matlab script that displays the signals, highlights the individual signal waves and outputs the heart rate variability (HRV), heart rate and respiratory rate values. The accuracy of the ECG module was found to be 98.9% compared to the ECG simulator, where the vital signs monitor had an accuracy of 96.7%. The relative HRV error between the module and the Datex was 78.6%, but this was due to the shorter measurement time and high filtering of the vital signs monitor. The electrical circuit for measuring the respiratory rate was confirmed to measure the respiratory rate, was not susceptible to random movements and could detect breath holding.

The ECG and breathing rate measurement circuit module for OpenBCI was constructed and baseline tested. In the future, it is advisable to extend the testing and validate the potential clinical level of signal quality. To bring OpenBCI even closer to PSG, more modules will be added and the signal processing quality will be increased. In the future, OpenBCI may bring PSG measurements into the home to increase the number of sleep measurements and reduce the number of untreated apnoea patients.

Keywords

Polysomnography, OpenBCI, electrocardiography, sleep

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1 Úvod	10
2 Přehled současného stavu	12
2.1 Úvod do problematiky	12
2.2 Elektroencefalografie.....	13
2.2.1 Zpracování signálu	14
2.2.2 EEG signál	15
2.3 Elektrody.....	18
2.4 Zesilovač.....	19
2.5 Artefakty	19
2.6 OpenBCI	20
2.6.1 Cyton Board	20
2.7 Srdce	20
2.7.1 Průchod krve srdcem.....	21
2.8 EKG	21
2.9 Srdeční frekvence	24
2.10 Variabilita srdečního rytmu	24
2.11 Polysomnografie	26
2.12 Dechová frekvence	26
2.12.1 Měření dechu při spánku.....	27
2.12.2 Dech a život	28
2.13 Komerční sféra.....	29
2.13.1 Nositelné přístroje	30
2.13.2 Neklinicky využívaná EEG.....	30
2.13.3 Klinicky využívané PSG	30
2.13.4 OpenBCI	30
3 Cíle práce	31
4 Metody	32
4.1 Návrh a sestavení pásu	32
4.2 EKG elektrody	32
4.2.1 Počet svodů	33

4.2.2	Typ elektrod	33
4.2.3	Přenos signálu z elektrod do platformy OpenBCI	34
4.3	Obvod pro měření dechové frekvence	35
4.3.1	Volba měřicího senzoru	35
4.3.2	Volba komunikačního protokolu pro měření dechové frekvence	37
4.4	Tvorba SW předzpracování	37
4.5	Pilotní měření pomocí platformy OpenBCI a jeho rozšíření	38
4.5.1	Příprava na měření	38
4.5.2	Porovnání EKG rozšíření s klinickým přístrojem	39
4.5.3	Ověření měření dechové frekvence	39
5	Výsledky	41
5.1	Zhotovení pásu	41
5.1	EKG jako rozšíření OpenBCI	42
5.1.1	EKG elektrody	42
5.2	Obvod pro měření dechové frekvence	44
5.2.1	Volba tenzometru	44
5.2.2	Zesílení	46
5.3	Volba komunikačního protokolu	47
5.4	SW předzpracování	48
5.1	Pilotní měření pomocí platformy OpenBCI a jeho rozšíření	51
5.1.1	Porovnání EKG rozšíření s klinickým přístrojem	51
5.1.2	Ověření měření dechové frekvence	55
6	Diskuse	58
7	Závěr	62
	Seznam použité literatury	63
	Příloha A: Skript pro vyhodnocení EKG a dechové aktivity naměřené pomocí OpenBCI	68

Seznam symbolů a zkratk

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
PSG	Akutní plicní selhání (Acute Lung Injury)
EKG	Proporcionálně-integračně-derivační
EMG	Elektromyografie
EEG	Elektroencefalografie
Apnoe	Bez dechu
HRV	Variabilita srdečního rytmu
AgCl	Chlorid stříbrný
CMRR	Potlačení souhlasného napětí
OpenBCI	Open source rozhraní mozek-počítač
SA	Sinoatriální
AV	Atrioventrikulární
Bpm	Beats per minute
REM	Rapid eye movement
SW	Software
GUI	Grafické uživatelské rozhraní

1 Úvod

Tato práce se zabývá návrhem a testováním modulu EKG (elektrokardiograf) jako rozšíření pro platformu OpenBCI ve formě měření srdeční aktivity. OpenBCI je open-source platforma zesilovače biologických potenciálů, která se v současnosti využívá k měření signálů mozku (elektroencefalografie). Jako zesilovač biologických potenciálů je možné ji využít i k měření signálů srdce (EKG) nebo svalové aktivity (elektromyografie). Díky rozšíření portfolia měřených signálů by mohlo být možné v budoucnu zařízení OpenBCI využít pro zjednodušené polysomnografické (PSG) vyšetření. Samotný prototyp by měl být uživatelsky přívětivý, aby jej bylo možné využívat i mimo laboratorní prostředí (domácí prostředí, v rámci sportovní aktivity apod.). Hlavní motivací rozšíření platformy je zvýšení dostupnosti na základě výrazného snížení výrobních nákladů a tím i pořizovací ceny. V současné komerční sféře se pohybují drahá zařízení, nebo zařízení s nekvalitním záznamem signálů. OpenBCI samotné má mnoho studií, které oproti konkurenci dokazují kvalitu signálu, který se dá využít i pro výzkumné měření ve spánkové laboratoři. Díky rozšíření o možnost měření srdeční aktivity bude prototyp pro zjednodušené PSG zhotoven za nižší náklady s doloženou kvalitou oproti hlavním konkurenční firmám Hypnodyne, Vernier, Wellue a Philips. [28]

Nejčastěji diagnostikované onemocnění, které se pomocí PSG vyšetřuje je apnoe. Apnoe je onemocnění zástavy dechu při spánku, které může vést k mnohým následkům, které pacientovi velmi stíží jeho život. Díky apnoe se může dech pacienta zastavit až stokrát za jednu hodinu, díky tomu je jeho spánek velmi nekvalitní a benefity samotného spánku minimální. Celková prevalence apnoe v populaci se pohybuje od 9 % do 38 % a je vyšší u mužů. 80 % takto nemocných jedinců o svém onemocnění neví, nebylo jim ještě diagnostikováno. Je potřeba nejméně 2310 polysomnografických měření na 100 000 obyvatel, aby byla uspokojena poptávka po diagnostice a léčbě. [25] V průměru je však na 100 000 obyvatel prováděno pouze 427 polysomnografických měření. [26] Díky umožnění PSG měření v domácnosti by nejen došlo k velkému zlevnění nákladů spánkových laboratoří, a to až o polovinu, ale také by to velmi usnadnilo pacientům absolvovat toto měření. Kdyby pacienti měli možnost si zapůjčit toto zařízení, může následně z domácího měření lékař identifikovat, zdali trpí takovým onemocněním. Zvýšení detekce onemocnění spánku by mohlo vést ke snížení spánkové deprivace a zlepšení kvality spánku v populaci. Dalšími onemocněními, které by se daly vyšetřovat takovýmto produktem, je epilepsie či narkolepsie. [27]

Využití by platforma mohla najít i v laické sféře. V této moderní době lidé využívají mnohých, ne vždy kvalitních, senzorů vitálních funkcí. Ty nejkvalitnější se při vyhodnocení biologických signálů pohybují s přesností maximálně 85 %. [27] Spojením EKG a EEG pro běžná použití by mohlo tento trh posunout na objektivní úroveň a běžní uživatelé by mohli mít dostupná kvalitní měření jejich hlavních vitálních funkcí v jednom zařízení. Nejčastější monitor funkcí při běžné či sportovní aktivitě je v tuto dobu produkt Apple watch od firmy Apple, který používá více jak sto milionů lidí. Každý rok se v odvětví sportovních měřících zařízení prodá bezmála sedmdesát milionů nových monitorů. [30]

2 Přehled současného stavu

2.1 Úvod do problematiky

Jak již bylo v práci zmíněno v první kapitole, apnoe a další spánková onemocnění jsou v populaci velmi podceňována a jejich diagnostika není potřebného rozsahu, který by přinesl dostatečnou léčbu nemocným. Naštěstí se v dnešní moderní době dostává do povědomí nutnost pečovat o svůj zdravotní stav. Například v USA využívá 30% populace alespoň nějaké nositelné zařízení pro monitorování svého stavu, jejichž spánkové měření se dá využít jen k detekci spánku, k rozdělení jednotlivých fází již ne. [29, 30]

K přesnějšímu vyhodnocení spánku slouží elektroencefalografie (EEG), což je diagnostická metoda používána k záznamu elektrické aktivity mozku řadící se mezi neinvazivní metody. [1] Tato metoda v biomedicíně pomáhá k identifikaci neurologických poruch, ke kterým se řadí například epilepsie. Díky změnám polarizací neuronů v centrální nervové soustavě jsou elektrické změny snímány povrchovými elektrodami na skalpu, kde jde především o aktivitu vyšších vrstev. Při standardním hodnocení spánku je EEG součástí polysomnografie (PSG), která zaznamenává další potřebné biologické signály (srdeční aktivitu, dechovou aktivitu a jiné), což dovoluje získávat mnoho informací o pacientovi. Pro zvýšení dostupnosti diagnostiky onemocnění apnoe, jako levnější a v domácnosti využitelnou variantu, lze zvolit samostatná EEG zařízení využívajících suchých elektrod v kombinaci s některými z rozšíření, která se využívají v PSG. [2]

Jednou z alternativních variant měření EEG je platforma OpenBCI, kterou vytvořil Joel Murphy a Conor Russomanno pro záznam elektrických signálů v těle. [3] Desky OpenBCI lze propojit s různými druhy elektrod a je možné je použít jako open source, lze také desku integrovat s jinými nástroji pro zpracování EEG. [4] Díky dostupným studiím víme, že k PSG se může OpenBCI přiblížit díky různým rozšířením. Pro rozšíření se využívají mnohé moduly jako je tenzometr, což je pasivní elektrotechnická součástka, která využívá senzor k nepřímému měření mechanického napětí, které lze využít pro měření dechové frekvence a rozlišit břišní a hrudní dýchání. [5] Dalším rozšířením jsou elektrody pro rozšíření OpenBCI o měření elektroencefalografie, což je neinvazivní metoda, která se využívá ke stanovení stavu kardiovaskulárního systému. EKG využívá několik druhů elektrodových systémů, jako je například dvanácti svodový systém. EKG zaznamenává průběh srdečních vln vzniklých díky elektrickému poli, jež bylo vyvoláno polarizací srdečního myokardu. [9]

Tento projekt se zabývá návrhem rozšíření platformy OpenBCI o EKG modul k přiblížení měření spánku pomocí polysomnografie. Rozšíření bude provedeno pomocí pásu, jenž bude navržen tak, aby mohl nést kit s platformou OpenBCI a dokázal měřit srdeční aktivitu. Součástí projektu je také zvolení vhodného softwarového řešení pro předzpracování dat po záznamu platformou OpenBCI. Po sestrojení takového prototypu bude realizováno srovnávací měření s klinickými a komerčními přístroji pro posouzení reálné použitelnosti v praxi a potencionální možnost rozšíření polysomnografie do domácího prostředí.

Cílem projektu je snížit cenu a zvýšit dostupnost měření biologických signálů v domácích podmínkách, jelikož opakované klinické EEG vyšetření spánku je finančně a časově velmi náročné. Na trhu existují zařízení, která umožňují měření v domácích podmínkách, například firma Hypnodyne. Senzor od firmy Hypnodyne je ale cenově stále velmi nákladný a využívá pouze měření EEG. [6] Dalším produktem, který slouží jako pás pro měření dechu, je od firmy Vernier, který je ale velmi drahý a nepraktický, jelikož při měření mění svou polohu z důvodu pohybu pacienta a tím tvoří chybné měření. [7] Jinou alternativou je námi zvolená platforma OpenBCI, která umožní snížit cenu a udělat tak další krok k přenosu spánkového vyšetření do domácího prostředí. Cílem je mít produkt, který zaznamená kvalitní EEG signál, zjistí stav pacientova kardiovaskulárního systému, vyhodnotí jeho dechovou aktivitu a následně bude možné vyvozovat z těchto biosignálů závěry o kvalitě a průběhu spánku. Důležité je, aby pacientům nepřekážel při spánku, byl uživatelsky přívětivý a aby ho bylo možné dále rozvíjet i pro další využití, například při sportu či jiných aktivitách. Produkt bude prototypem, který by se mohl v budoucnu přiblížit polysomnografu. [8]

2.2 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (EEG) je neinvazivní metoda sloužící k záznamu mozkové aktivity, jenž zjišťuje abnormality v elektrické aktivitě mozku. Při tomto vyšetření se na skalp umístí elektrody, které zachycují elektrické potenciály produkované mozkovými buňkami. Signály ve formě rozdílů mezi elektrodami jsou zaznamenány elektroencefalografem, zesíleny a zobrazí se na elektroencefalogram. EEG lze použít k diagnostice a sledování řady stavů postihujících mozek a může pomoci určit příčinu některých příznaků, například záchvatů, problémů s pamětí nebo zjistit více informací o onemocnění, které již bylo diagnostikováno. [1]

Hlavní využití EEG spočívá v odhalování a vyšetřování epilepsie, onemocnění, které způsobuje opakované záchvaty. EEG pomůže lékaři zjistit, jaký typ epilepsie pacient má

a díky tomu určit typ léčby. Dále se EEG využívá k vyšetření demence, poranění hlavy a otřesu mozku, také ke zjištění mozkového nádoru, encefalitidy a poruchy spánku, jako je spánková apnoe nebo ke zjištění kvality spánku. [2]

Během měření EEG lékař obvykle vyhodnotí přibližně 120 stránek (60 minut měření) nebo počítačových obrazovek s mozkovou aktivitou. Zvláštní pozornost věnuje základnímu tvaru vln, ale zkoumá také krátké výboje energie a reakce na podněty, jako jsou například blikající světla s vyšší frekvencí. Studie evokovaných potenciálů jsou příbuzné postupy, které mohou být rovněž provedeny. Tyto studie zjišťují elektrickou aktivitu v mozku v reakci na stimulaci zrakem, zvukem nebo dotykem. [1]

2.2.1 Zpracování signálu

V počátcích měření mozkové aktivity veškeré zpracování signálů bylo analogové a provádělo se pomocí zesilovačů a filtrů signálu, ale dnes se EEG signály dále zpracovávají digitálně pomocí výpočetní techniky. I přes dnešní digitální zpracování, probíhá část zpracování signálu v samotném měřicím zařízení, které nám signál analogově pomocí různých typů zesilovačů zesílí pro lepší digitální zpracování a filtraci. EEG signál je kvazistacionární a stochastický, to znamená, že jeho amplitudová i frekvenční charakteristika se mění v čase. Měřené charakteristiky odpovídají různým vnějším jevům jako je blikající světlo nebo jakýkoli zvuk. [13]

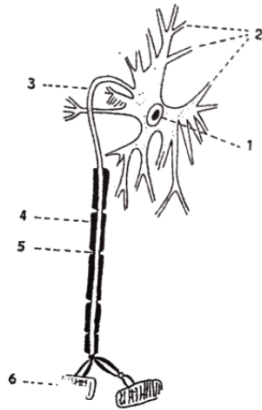
V digitálním prostředí se využívá výpočetní techniky pro zpracování signálu pro zjištění různých onemocnění pacienta. Frekvenční pásmo, pro správné vyhodnocení je v rozsahu 0,25–60 Hz. EEG signál obsahuje velmi mnoho šumu, jak technického, tak biologického, ten je potřeba pomocí filtrů odstranit. Používají se filtry typu dolní propusti, horní propusti a pásmové zádrže. Dolní propust je filtr, který potlačuje vyšší frekvence signálů, kde naopak horní propust je typ filtru, který propustí jen horní frekvence signálů. Pásmová zádrž, jak z názvu vyplývá potlačuje určité frekvenční pásmo. [10]

Pro správnou analýzu signálu v digitálním prostředí je nutné signál předzpracovat. První úpravou signálu je segmentace, která nám umožní rozdělit signál na více úseků pro lepší vyhodnocení. Segmentace se provádí fixně, kdy máme konstantní délku úseků, nebo adaptivně, kdy se signál rozděluje do různě dlouhých úseků. I přes frekventovanější využití adaptivní segmentace oproti fixní je u této metody nevýhodou její náročnost na využití výpočetní techniky a neschopnost segmentovat více kanálů elektrod najednou. [12]

Následným zpracováním je výpočet příznaků. To jsou hodnoty, které nesou vlastnosti segmentu. Pro vyhodnocení frekvence signálu se využívají výkony pásem a pro časové vyhodnocení se využívá absolutní hodnota amplitudy signálu. Pro každý signál se zvolí vyhovující příznaky, které navzájem nekorelují a mají největší vypovídající hodnotu pro daný segment. [11]

2.2.2 EEG signál

Hlavní cíl u měření elektrické aktivity mozku je následné vyhodnocení frekvencí a amplitud signálu, které slouží k posouzení fyziologických procesů i abnormalit. Díky zpracování glukózy a kyslíku neboli oxydativní fosforilaci glukózy, což je jedinečná vlastnost neuronů, vzniká elektrický potenciál. Tento potenciál se projeví následně na elektrodách na skalpu. Tato hodnota lze zaznamenat až při přesažení amplitudy 30–40 μV , jelikož až poté se v neuronu potenciál projeví. Vlastností neuronu je reakce na signály, které do jeho těla přijdou pomocí dendridů. Na tento signál vyše reakci pomocí zmíněného elektrického potenciálu díky axonu neboli neuronového výběžku, jako lze vidět na obrázku 2.1. My následně snímáme sumaci těchto vyslaných signálů ve formě elektrických nábojů. [15]



Obrázek 2.1: Neuron: -jádro, 2-dendrity, 3-neurit, 4-myeleniová pochva, 5- Ranviérův zářez, 6-zakončení neuritu. [14]

Frekvenční vlny

Každá část mozku je přidělena do své korové oblasti, do které když se po nervových drahách dopraví elektrický signál, tak dojde k třem různým reakcím. Korová oblast na signál reaguje, nereaguje, nebo ho podrží. Každá oblast mozku je typická svými frekvencemi a amplitudami při určité reakci na podnět. Různé podněty reprezentují určité frekvenční vlny. Pásmo EEG se pohybuje v rozmezí 1-40 Hz a je rozděleno do čtyř částí. [15]

Pásmo beta je typické pro bdělý stav mozku při různých aktivitách, jako je myšlení, pozornost nebo řešení problémů. Názorný průběh pásma beta můžeme vidět na obrázku 2.2. Korová oblast reprezentující tyto vlny je v precentrální oblasti a vyznačuje se vyššími amplitudami při stresových situacích. Nejčastější amplituda je v rozmezí 10-30 30–40 μV a frekvenční rozsah této oblasti je 14-26 Hz. [16]



Obrázek 2.2: Průběh beta rytmu [15]

Pásma alfa je typicky v rozsahu 8-13 Hz s amplitudou 20–80 μV . Korová oblast, v které se toto pásmo projevuje, je okcipitální a parientální. Názorný průběh pásma alfa můžeme vidět na obrázku 2.3. Podmínkou přítomnosti tohoto průběhu bývá bdění, relaxace a zavřené oči. Z předchozí věty vyplývá, že alfa rytmus je typický pro optickou analýzu. [16]



Obrázek 2.3: Průběh alfa rytmu [15]

Pásma theta je typická v rozsahu 4-8 Hz s amplitudou do 15 μV . Korová oblast, v které se toto pásmo projevuje, je frontální a temporální. Názorný průběh pásma theta můžeme vidět na obrázku 2.3. Toto pásmo je velmi atypické tím, že se projevuje při spánku a dokážeme ho ovlivnit dýcháním, a to převážně hyperventilací. Samotné pásmo má spojení k snům a vzpomínkám, ale také je spojováno s kómatem a emočními stavy v dětství. Toto pásmo má oproti ostatním velmi symetrický průběh. [16]



Obrázek 2.4: Průběh theta rytmu [15]

Pásma delta je patologickým rytmem u dospělých osob během bdělého stavu, ale je známkou hlubokého spánku. Názorný průběh pásma delta můžeme vidět na obrázku 2.3. Frekvence je nejtypičtější v rozsahu 0,5 až 4 Hz s amplitudou do 100 μV , kdy můžeme říct, že čím vyšší amplituda je v bdělosti zaznamenána, tím je větší známkou patologického stavu. [16]



Obrázek 2.5: Průběh delta rytmu [15]

2.4 Zesilovač

Zesilovače hrají velkou roli při měření biologických signálů, jelikož samotné signály nemají dostatečně vysokou amplitudu pro kvalitní vyhodnocení. Při měření EEG dochází k velkému útlumu signály díky lebce a je nutno zajistit zesílení kolem 10^5 . Zesilovače také musí zajistit galvanické oddělení, což znamená, že pacient není přímo vodivě spojen s měřicím zařízením, díky tomu není pacient ohrožen. Dalším parametrem zesilovače je velký vstupní odpor v tisících $M\Omega$ a CMRR, které slouží jako činitel potlačení souhlasného signálu. Deska OpenBCI využívá zesilovacího prvku pro základní zpracování signálu a umožňuje díky obvodům na základní desce komunikaci a ukládání do počítače. [20]

2.5 Artefakty

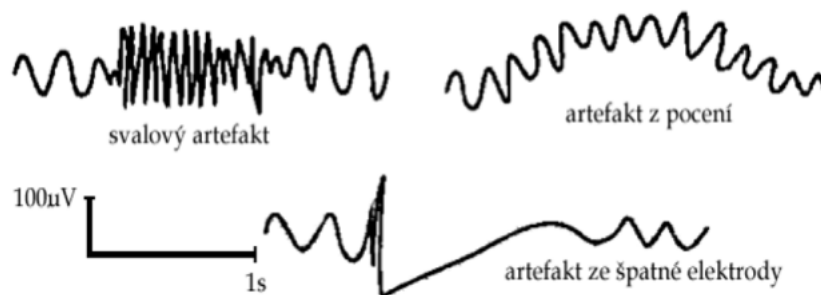
Artefakty se rozumí takový úsek, který není měřeným signálem, neboť neodpovídá elektrické aktivitě právě měřené, např. při měření EEG se může vyskytovat artefakt ze srdeční aktivity, nebo síťový brum. Jsou to tedy rušivé signály, které mohou být způsobeny samotným pacientem nebo jinými vlivy. Různé průběhy artefaktů můžeme vidět na obrázku 2.7.

Technické artefakty

U takových to artefaktů hovoříme o jiných fyzikálních jevech než samotné elektrické aktivitě mozku. Technické artefakty mohou být způsobeny i díky elektrodám a jejich nedokonalému vodivému spojení se skalpem. Mezi další artefakty se řadí síťový brum o frekvenci 50 Hz, elektrostatické potenciály a mnoho dalších. [16]

Biologické artefakty

Tyto artefakty jsou silně ovlivněny chováním pacienta při samotném měření, které může ovlivnit i obyčejný pohyb očí. Mezi ty nejzásadnější patří srdeční aktivita a pohyb svalů. Samotné měření a spojení elektrod s kůží pacienta velmi ovlivňuje pot, který zvyšuje amplitudu. [16]



Obrázek 2.7: Artefakty vyskytující se v EEG záznamech [16]

2.6 OpenBCI

OpenBCI je zkratka pro open-source rozhraní mozek-počítač (BCI). Deska OpenBCI je univerzální a cenově dostupný analogově-digitální převodník, který lze použít mimo jiné ke vzorkování elektrické aktivity mozku, svalové aktivity a srdeční aktivity. Je kompatibilní s jakýmkoli typem elektrody a je podporován open-source frameworkem aplikací pro zpracování signálu. OpenBCI má multidisciplinární komunitu, která sdílí vášně biologických signálů. Díky tomu se platforma a možnosti jejího využití stále rozvíjí. Samotní vývojáři jsou toho názoru, že pokud chceme pochopit lidský mozek, je nutné, aby se spojilo více společností a vědních oborů. OpenBCI tvoří open-source nástroje pro biosenzory a neurovědy. Hlavním cílem OpenBCI je snížit vstupní bariéru pro propojení mozku s počítačem a zároveň zajistit, aby tyto technologie byly přijaty do spotřebitelského prostředí etickým způsobem, který chrání zájmy uživatelů a jejich duševní zdraví. [4]

2.6.1 Cyton Board

Deska OpenBCI Cyton Board, jehož jádrem je mikrokontrolér PIC32MX250F128B, který umožňuje vysokou rychlost zobrazování a vysokou hodnotu lokální paměti. Data na každém z osmi kanálů jsou vzorkována při frekvenci 250 Hz. Tato deska se využívá k měření mozkové aktivity, svalové aktivity a srdeční aktivity. Deska je spojena s počítačem prostřednictvím pomocí rádiových modulů RFDuino. Bezdrátová komunikace s mobilním zařízením nebo tabletem je zajištěna technologií bluetooth. Základní zesílení platformy umožňuje zesilovač Texas Instruments ADS1299 ADC. [4]

Parametry desky Cyton Board

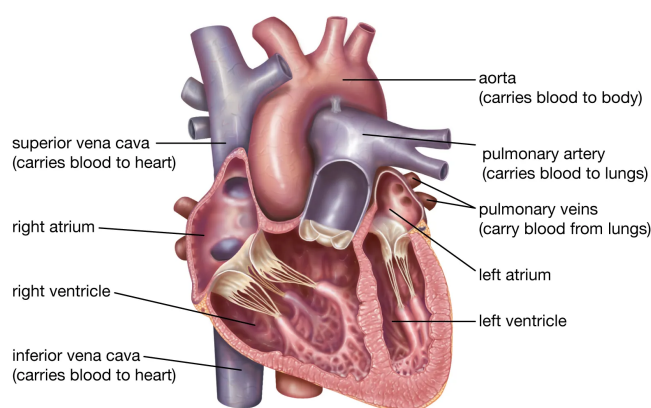
Platforma má 8 diferenciálních vstupních kanálů s vysokým ziskem a nízkým šumem a je kompatibilní s aktivními i pasivními elektrodami. Využívá mikrokontrolér PIC32MX250F128B se zavaděčem ChipKIT™ (50MHz) a RFDuino™ Low Power Bluetooth™ radio. Samotná deska má 24bitové rozlišení kanálových dat a má programovatelné zesílení na hodnoty 1, 2, 4, 6, 8, 12, 24. Deska využívá digitální provozní napětí 3,3 V a analogové provozní napětí +/- 2,5 V při ~3,3–12 V vstupním napětí. Deska obsahuje akcelerometr LIS3DH pro sledování pohybů a má slot pro kartu Micro SD, 5 pinů GPIO, z nichž 3 mohou být analogové. [4]

2.7 Srdce

Srdce je jeden z hlavních orgánů lidského organismu a jeho hlavní funkcí je rozvod krve po celém těle. Srdce je složeno z největší části ze svaloviny a díky jeho pravidelné oscilační funkci dochází k rovnoměrnému rozvedení krve s živinami po celém organismu. Srdce se nachází ve středu hrudníku mezi leira mediastinalis a dextra et sinistra za sternem, které jej z části chrání. [32]

2.7.1 Průchod krve srdcem

Srdce je vitálním orgánem našeho těla, které je velmi komplexní a jeho struktura je přesně taková, aby docházelo k rozvedení živin do veškerých tkání těla. Neokysličená krev z orgánů přichází do srdce dolní a horní dutou žílou do pravé síně, kde putuje přes valva tricuspidalis do pravé komory. Po průchodu přes valva trunci pulmonalis, krev putuje plicní tepnou do plic, kde dojde díky difúzi k okysličení krve. Krev následně putuje přes plicní žílu do levé síně a přes valva mitralis do levé komory. Následně projde přes valva aortae do aorty a do celého těla. Tento proces se opakuje s určitou frekvencí dle zatížení a stavu organismu. Průběh krve v srdci je zobrazen na obrázku 2.8. [33]



Obrázek 2.8: Průchod krve srdcem [34]

Celé srdce je složeno z několika vrstev srdeční svaloviny a to: epikard, endokard a myokard. V části epikardu se nacházejí veškeré cévy, které zásobují srdce, endokard je část svaloviny, která vystělá srdce a tvoří chlopně. Myokard je velmi důležitá část, jelikož jeho stahy tvoří kontrakce srdce, díky kterým dochází k rozvodu krve do tělního oběhu. [33]

2.8 EKG

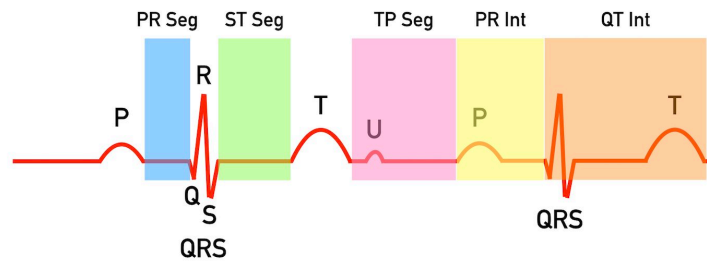
Elektrokardiografie (EKG) je základní vyšetření, které se používá k záznamu elektrické aktivity srdce v kardiologii. Jedná se o neinvazivní postup a interpretaci, který využívá elektrod umístěných na povrchu těla pro detekci elektrického pole, které je součtem všech elektrických polí generovaných srdečními buňkami. Elektrické signály, které vytvářejí EKG křivku, vznikají díky genezi nerovnoměrného elektrického napětí z buněk myokardu. [34]

Veškerá geneze impulzů začíná v sinoatriálním uzlu, kde je prvopočátek veškeré kontrakce. Buňky myokardu mají několik vlastností. Díky automacii buňky samočinně rytmicky generují elektrické impulzy a excitabilita zajišťuje odpověď na podráždění. Konduktivita buněk tvoří vodivost elektrických signálů srdcem a srážlivost je mechanickou odpovědí samotného srdce. [34]

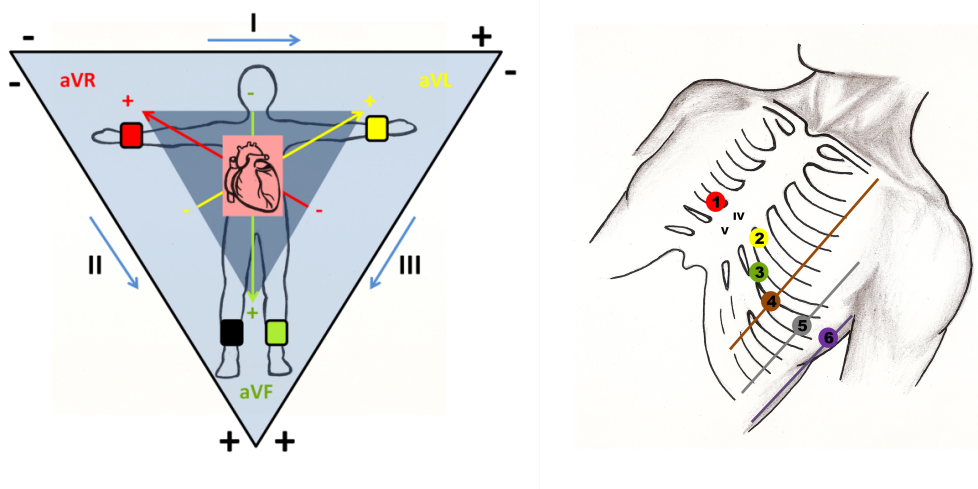
Veškeré buňky signál nengenerují, ale odpovídají změnou svého klidového membránového potenciálu, jenž se pohybuje okolo hodnoty -90 mV, díky dráždění a šíření akčního potenciálu vzniklého v sinoatriálním uzlu (SA uzel). SA uzel je část myokardu, která obsahuje pacemakerové buňky, které mají rozdílný klidový membránový potenciál. Ten se pohybuje okolo hodnoty -50 mV a samovolně u něj dochází k depolarizaci. SA uzel je uložen blízko horní duté žíly v stěně pravé síně, je to primární pacemaker, zajišťuje kontrakci síní a vede signál dále do myokardu. Následuje atrioventrikulární uzel (AV uzel), který zpomalí průchod potenciálu myokardem, aby došlo k rovnoměrné kontrakci. Následuje Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna, která signál převedou do komor. [34]

Celý tento děj je reprezentován EKG křivkou, jejíž vlny představují jednotlivé děje při kontrakci myokardu. Na obrázku 2.9 vidíme jednotlivé vlny EKG. Vlna P reprezentuje systolu síní a následný QRS komplex systolu komor, která překrývá diastolu síní. Poslední T vlna reprezentuje diastolu komor. [35]

Umístění elektrod na těle závisí na využití určitého svodového systému. Svody se dělí dle polarity, a to na unipolární, kde se využívá rozdíl potenciálů mezi elektrodami aktivními a referenční, naopak u bipolárního zapojení se využívá rozdíl potenciálů mezi jednotlivými aktivními elektrodami. Mezi unipolární svody patří Goldbergovy unipolární končetinové svody a Wilsonovy unipolární hrudní svody. Bipolární svody jsou pouze Einthovenovy, které využívají končetinové elektrody. Pokud dojde ke spojení veškerých svodů vzniká nám 12 svodový EKG systém. [35]



Obrázek 2.9: EKG křivka [35]



Obrázek 2.10: EKG svody [38]

Einthovenovy bipolární končetinové svody se značí římskými číslicemi I, II a III (viz obrázek 2.10) a dohromady tvoří Einthovenův trojúhelník, jehož střed představuje srdce. U toho typu svodu se využívá rozdílu potenciálu mezi dvěma aktivními elektrodami, které poté tvoří jeden ze tří svodů. [38]

Goldbergovy unipolární končetinové svody se označují aVR, aVL a aVF (viz. obrázek 2.10) Signál je měřen odporovým spojením dvou elektrod a dochází k měření rozdílu potenciálu mezi tímto spojením a zbylou elektrodou. [38]

Wilsonovy unipolární hrudní svody, které se značí V1 až V6, tvoří šest hrudních elektrod umístěných podle obrázku 2.10 a samotná Wilsonova svorka je zde znovu tvořena odporovým spojením, ale tentokrát všech končetinových elektrod. [38]

2.9 Srdeční frekvence

Tepová frekvence je počet úderů srdce za minutu (bpm) a je důležitým ukazatelem kardiovaskulárního zdraví. Je ovlivňována řadou faktorů, jako je fyzická aktivita, emoční stav, užívání léků a základní onemocnění. Tepová frekvence je řízena autonomním nervovým systémem, který se skládá ze sympatického a parasympatického nervového systému. Sympatický nervový systém zvyšuje srdeční frekvenci, zatímco parasympatický nervový systém ji snižuje. Kromě toho srdeční frekvenci zvyšují také hormony, jako je adrenalin a noradrenalin. [37]

Způsob stanovení srdeční frekvence je použití elektrokardiogramu (EKG). Měření srdeční frekvence je důležité pro sledování kardiovaskulárního zdraví a odhalení abnormalit, jako jsou arytmie nebo tachykardie. Je také užitečné pro sledování účinků léků nebo změn životního stylu na funkci srdce. Srdeční frekvence má tendenci s věkem klesat v důsledku přirozeného poklesu výkonu kardiovaskulárních funkcí. Klidová tepová frekvence zdravého dospělého člověka se pohybuje v rozmezí 60-100 tepů za minutu. Během spánku se tepová frekvence obvykle snižuje na přibližně 40-60 tepů za minutu, zatímco při fyzické zátěži se může zvýšit na 120-150 tepů za minutu nebo i více. [37]

2.10 Variabilita srdečního rytmu

Variabilita srdeční frekvence (HRV) je měřítkem časových změn mezi po sobě jdoucími srdečními tepey. Odráží schopnost srdce přizpůsobovat se měnícím se požadavkům a je ovlivněna řadou faktorů, včetně autonomního nervového systému, hormonů a kardiovaskulárního zdraví. HRV lze měřit pomocí elektrokardiogramu (EKG) a je založeno na variabilitě intervalů mezi po sobě jdoucími R vlnami, které lze analyzovat pomocí specializovaného softwaru. [36]

HRV je důležité měřit, protože je znakem kardiovaskulárního zdraví a souvisí s řadou výsledků, včetně úmrtnosti, srdečních onemocnění a psychické pohody. Vyšší HRV je obecně považována za pozitivní znak, protože ukazuje na větší adaptabilitu a odolnost kardiovaskulárního systému. HRV má tendenci s věkem klesat a je ovlivňována řadou faktorů, včetně fyzické aktivity, kvality spánku a stresu. V klidovém stavu má zdravý dospělý člověk obvykle HRV kolem 60-100 ms. Během spánku se HRV obvykle snižuje na přibližně 40-60 ms, zatímco během fyzické zátěže se může zvýšit na 120-150 ms i více. [36]

Hodnocení variability srdeční frekvence má velké využití v diagnostice. Nejběžnější a základní neinvazivní metody hodnocení HRV lze promítnout do časové a frekvenční oblasti. Parametry časové domény se používají k analýze srdečních tepů nebo intervalu mezi nimi. Pro výpočet parametrů časové domény se využívá detekce QRS komplexu na kontinuálním EKG signálu. Výsledek detekce se pak používá především pro výpočet HR nebo RR intervalů. RR interval je interval mezi R-R vrcholy. Obvyklými parametry jsou střední hodnota intervalu RR, střední hodnota HR, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším RR a rozdíl mezi hodnotou HR v denní a noční době. Další parametry lze vypočítat z jednoduchých parametrů časové oblasti pomocí statistických metod. Tabulka 2.1 představuje běžné statistické míry časové domény HRV. [44, 40, 41, 45]

Tabulka 2.1: Metody výpočtu HRV v časové oblasti

Zkratka	Popis
SDNN	Směrodatná odchylka intervalů NN
SDRR	Směrodatná odchylka intervalů RR
SDANN	Směrodatná odchylka průměrných intervalů NN pro každý 5minutový úsek 24hodinového záznamu HRV
SDNNI	Procento po sobě jdoucích RR intervalů, které se liší o více než 50 ms
pNN50	Průměrný rozdíl mezi nejvyšší a nejnižší srdeční frekvencí během každého dechového cyklu
HR Max	Kořenový průměr kvadrátů po sobě jdoucích rozdílů RR intervalů
RMSSD	Integrál hustoty histogramu RR intervalů dělený jeho výškou

Informace o měření HRV potřebné pro tabulku 1.1 byly převzaty z [41] a [45]

Pokud analyzujeme HRV ve frekvenční oblasti, tak jej využíváme pro záznamy kratší než 24 hodin, poskytnou nám více informací o fyziologických procesech než časová oblast. Často se využívá spektrální hustota, která se počítá pomocí neparametrických a parametrických metod. Tabulka 2.2 představuje nejčastější metody popisu frekvenční oblasti. [40, 42, 43, 44]

Tabulka 2.2: Metody výpočtu HRV ve frekvenční oblasti

Zkratka	Popis
VLF	Výkon v pásmu VLF ($\leq 0,04$ Hz)
LF	Výkon v pásmu LF (0,04 - 0,15 Hz)
HF	Výkon v pásmu HF (0,15 - 0,40 Hz)
LF norm	Výkon LF v normalizovaných jednotkách
HF norm	VF výkon v normalizovaných jednotkách
LF/HF	Poměr LF [ms^2]/H F [ms^2]

Informace o měření HRV potřebné pro tabulku 2.2 byly převzaty z [41] a [45]

2.11 Polysomnografie

Polysomnografie je soubor měření, které v celku slouží k celkové analýze spánku. Při tomto souboru měření se zjišťují veškerá spánková onemocnění jako je spánková apnoe, porucha chování při REM (fáze spánku spojená s rychlými pohyby očí) a narkolepsie. Při měření PSG se využívá mnohých měření, mezi ty nejčastější patří EEG, EOG (elektrookulografie – měření pohybu očí), EKG (elektrokardiografie – záznam srdeční aktivity), EMG (elektromyografie – měření svalové aktivity). Většina spánkových laboratoří, ale rozšiřuje PSG o měření dechu, záznam videa a zvuku, pro docílení ještě lepšího vyhodnocení onemocnění pacienta. Pro správné změření signálů se pro ostatní měření jako u EEG využívá diferenčního zesilovače a filtrů dolní, horní a pásmové propusti pro zkvalitnění a zesílení signálů. Měření PSG se většinou provádí přes noc, a proto je pacient nucen se dostavit do spánkové laboratoře a zde přespát. Výsledky těchto měření se následně vyhodnocují a vyvodí se z nich závěry. Například při diagnostice narkolepsie se při měření PSG pacient probouzí a dochází u něho ke kratšímu náběhu REM fáze spánku, díky tomu má velmi nekvalitní spánek. U onemocnění apnoe dochází u pacienta k opakované zástavě dechu, která se může opakovat až desetkrát za hodinu. [2]

2.12 Dechová frekvence

Respirací můžeme rozumět záměnu plynů, které organismus využívá pro jeho základní metabolismus. Při respiraci dochází k ventilaci, což je proces, při kterém se v plicích díky rozdílu atmosférického tlaku a tlaku plicních sklípků hromadí vzduch. Následným procesem je difúze, kdy dojde k záměně kyslíku a oxidu uhličitého mezi krví a plicními sklípkami díky koncentračním a tlakovým gradientům. Posledním procesem je následné prokrvení orgánů, které zapříčiní dodání potřebného kyslíku pro funkčnost organismu. Veškerá tato činnost je díky prodloužené míše, která pomocí koncentrace oxidu uhličitého v krvi řídí dechovou frekvenci a objem dechu. Dech se dá řídit i heteronomicky, kdy můžeme způsobit hyperventilaci či hypoventilaci. Při

hyperventilaci dochází k vyšší frekvenci dechu a zvýšení pH v krvi neboli alkalóze, může dojít k brnění až křeči z nedostatku vápníku. Při hypoventilaci dojde k snížení dechové frekvence a nedostatku kyslíku v krvi. To má za následek nižší pH a následné omdlení.

2.12.1 Měření dechu při spánku

Při měření dechové frekvence u spánku je hlavním cílem zjišťovat pravidelnost a počet dechů za minutu. Dechová frekvence je velmi ovlivnitelná faktory jako je věk, tělesná kondice, ale i vnějšími faktory např. nadmořskou výškou. Při měření dechové frekvence rozlišujeme eupnoi, což je klidová fyziologická hodnota dechové frekvence 17 dechů za minutu. Zrychlené dýchání neboli tachypnoe je při vyšší dechové frekvenci jak 25 dechů/min. Zpomalenou dechovou frekvenci pod 15 dechů/min nazýváme bradypnoe a úplná zástava dechu se nazývá apnoe. Apnoe je velmi typické onemocnění, které se vyhodnocuje pomocí PSG. [22]

Snímání pomocí elektrod

Při této metodě je využíváno elektrod a změny impedance díky pohybu hrudníku. Elektrody jsou umístěny na hrudník jako u EKG a využívá se impedanční techniky, kdy přes elektrody teče pracovní proud s frekvencí okolo 60 kHz a hodnotě proudu 25–500 μA , při které nedochází k stimulaci tkáně. Při změně objemu hrudníku dojde k změně vodivosti a elektrické impedance hrudníku. [22]

Odporové snímání

Tyto snímače jsou v dnešní době nejrozšířenější, využívá jak teplotních, tak tenzometrických snímačů. Teplotní odporové snímače se nejčastěji zabudovávají do masky pacienta nebo jsou umístěny u jeho nosní dírky. Při tomto měření dochází k detekci změny teploty, která je rozdílná pro nádech a výdech. Jejich nevýhodou je ale nelinearita a časová nestabilita. Princip tenzometrického měření je více rozepsán v kapitole 4.8. Při měření dechu tenzometrem se využívá jeho schopnosti deformace. K jeho deformaci dochází právě při inhalaci, kdy se zvětšuje prostor hrudní a břišní dutiny. To má za následek to, že materiál, na který je tenzometr umístěn se roztahuje a díky tomu i tenzometr. To se nám projeví jako změna napětí v obvodu, kterou následně vyhodnocujeme jako dech. Při umístění tenzometru je také výhoda, že můžeme rozlišit, zdali pacient dýchá do břišní, či hrudní dutiny. To je v některých případech důležité, například muži více dýchají do břišní dutiny a ženy do hrudní. [22]

2.12.2 Dech a život

Frekvence dýchání, známá také jako dechová frekvence, udává, kolikrát se člověk nadechne za minutu. Průměrná frekvence dýchání dospělého člověka v klidu je přibližně 12–20 vdechů za minutu. Může se však lišit v závislosti na faktorech, jako je věk, úroveň aktivity a celkový zdravotní stav.

Udržování zdravé frekvence dýchání je důležité z několika důvodů. Zaprvé zajišťuje tělu dostatečný přísun kyslíku. Kyslík je nezbytný pro správné fungování tělesných buněk a pro metabolismus glukózy, která poskytuje energii pro tělesné činnosti. Snížení přísunu kyslíku může vést k únavě, slabosti a dalším příznakům. Za druhé, frekvence dýchání úzce souvisí se srdeční frekvencí. Obě jsou regulovány stejnou částí nervového systému, autonomním nervovým systémem. Rychlejší frekvence dýchání může vést ke zvýšené srdeční frekvenci a naopak. To může mít významný vliv na celkové zdraví kardiovaskulárního systému. Zdravá rychlost dýchání může pomoci udržet zdravou srdeční frekvenci a krevní tlak, což snižuje riziko srdečních onemocnění a mrtvice. Za třetí, frekvence dýchání také úzce souvisí se stresem a úzkostí. Rychlé dýchání neboli hyperventilace může být příznakem stresu nebo úzkosti.

Hyperventilace může vést ke snížení hladiny oxidu uhličitého v krvi, což může způsobit příznaky, jako jsou závratě, točení hlavy a brnění prstů na ruce a nohy. Kontrolou frekvence dýchání mohou jednotlivci přispět ke snížení příznaků stresu a úzkosti. A konečně, udržování zdravé frekvence dýchání může mít také pozitivní vliv na celkovou fyzickou a duševní pohodu. Pomalá, hluboká dechová cvičení, jako je jóga a meditace, mohou pomoci podpořit relaxaci a snížit stres. To může vést ke zlepšení spánku, snížení svalového napětí a zlepšení nálady.

Existuje několik způsobů, jak si udržet zdravou dechovou frekvenci. Jedním z nejúčinnějších způsobů je pravidelné cvičení. Cvičení zvyšuje potřebu kyslíku, což může pomoci zlepšit funkci plic a zvýšit účinnost dýchání. To může také pomoci posílit svaly používané k dýchání, jako je bránice a mezižeberní svaly. Dalším způsobem, jak udržet zdravou frekvenci dýchání, je praktikování technik uvědomělého dýchání, jako jsou například cvičení hlubokého dýchání. Tato cvičení mohou pomoci zpomalit frekvenci dýchání a podpořit relaxaci. Jednou z oblíbených technik je tzv. dýchání "4-7-8", kdy se člověk nadechuje po dobu 4 sekund, zadržuje dech po dobu 7 sekund a vydechuje po dobu 8 sekund. [21]

Kromě toho je důležité vyhnout se kouření a pasivnímu kouření a pokud možno se vyhnout i znečištěnému ovzduší, protože všechny tyto faktory mohou mít negativní vliv na funkci plic a frekvenci dýchání. [21]

Závěrem lze říct, že frekvence dýchání je důležitým aspektem celkového zdraví a pohody. Udržování zdravé dechové frekvence může pomoci zajistit dostatečný přísun kyslíku do tělesných buněk, podpořit zdraví kardiovaskulárního systému, snížit příznaky stresu a úzkosti a zlepšit celkovou fyzickou a duševní pohodu. [21]

2.13 Komerční sféra

Hlavním důvodem celé práce je umožnit rozšíření platformy OpenBCI, které by umožnilo mít zjednodušený polysomnograf, který by se mohl přiblížit klinickým PSG pro domácí měření. V současné době se ve světě vyskytuje mnoho různých zařízení, které snímají různé biologické signály jako je EKG, SpO2 (saturace krve kyslíkem), tepová frekvence, EEG a mnoho dalších. OpenBCI by mohlo umožnit měřit většinu z těchto biologických signálů, a to v jednom zařízení a za nižší cenu než konkurence, jak je vidět v tabulce 2.3. Pro splnění tohoto je nutné vyvinout rozšíření formou právě například pásu na měření dechu a EKG. V tabulce nalezneme znázornění toho, jak je na tom konkurence s vyhodnocováním biologických signálů a za jakou cenu poskytuje tyto možnosti.

Tabulka 2.3: Porovnání modulu EKG pro openBCI s konkurenčními produkty

Firma	EEG	EKG	Zdravotnický prostředek	Pás	Čelenka /Čepie	Měření spánku	Cena
Polar	Ne	Ne	Ne	Ano	Ne	Ne	\$129
Wahoo	Ne	Ne	Ne	Ano	Ne	Ne	\$80
Garmin	Ne	Ne	Ne	Ano	Ne	Ne	\$150
Oura	Ne	Ne	Ne	Ne	Ne	Ano	\$399
Fitbit	Ne	Ne	Ne	Ne	Ne	Ano	\$200
Whoop	Ne	Ne	Ne	Ano	Ne	Ano	\$384
Biostrap	Ne	Ne	Ne	Ano	Ne	Ano	\$399
Elite HRV	Ne	Ne	Ne	Ne	Ne	Ne	\$199
Muse	Ano	Ne	Ne	Ne	Ano	Ano	\$349
Emotiv	Ano	Ne	Ne	Ne	Ano	Ne	\$799
Philips	Ano	Ano	Ano	Ne	Ano	Ano	\$10000
Nihon	Ne	Ano	Ano	Ne	Ano	Ano	\$10000
Somnomedic	Ne	Ano	Ano	Ne	Ano	Ano	\$10000
ResMed	Ne	Ano	Ano	Ne	Ano	Ano	\$10000
SleepScore	Ne	Ne	Ne	Ne	Ne	Ano	\$149
OpenBCI	Ano	Ano	Ne	Ano	Ano	Ano	\$1000

Informace o jednotlivých výrobcích byly převzaty z veřejně dostupných webových stránek jednotlivých výrobců.

2.13.1 Nositelné přístroje

Mezi nositelné produkty, takzvané wereables, které měří základní biosignály patří firmy Polar, Wahoo, garmin, Oura, Fitbit a Whoop. Tyto značky tvoří produkty jako jsou pásy, náramky a prsteny, které z různých informací vyhodnocují spánek. Tyto měření většinou vychází z algoritmů a počítají spánkové fáze z pohybu a HRV. Nejvíce vypovídající je forma Oura s jejím prstenem, který má korelaci s tradičními klinickými PSG kolem 85 % při určování fází spánku, ale nedokáže samozřejmě být využíván v klinickém prostředí pro určení jakýkoli poruch spánku. Jedná se pouze o komerčně prodávané produkty. [30] Srdeční frekvenci většina těchto produktů měří s přesností 97 %. [50]

2.13.2 Neklinicky využívaná EEG

V tabulce 2.3 můžeme najít firmy Biostrap, Elite HRV, Muse a Emotiv. Tyto firmy využívají měření EEG v komerční sféře pro to, aby si jejich uživatelé mohli doma zhodnotit spánek a určit nějaké základní informace o rytmu jejich mozkové aktivity. Pokud by se tyto firmy chtěly přiblížit k měření PSG, muselo by dojít k jejich rozšíření o další biosignály a zvýšení kvality měření signálu EEG. [37]

2.13.3 Klinicky využívané PSG

Mezi tyto firmy patří Philips, Nihon Kohden a další viz tabulka 2.3. Tyto firmy již využívají své produkty k měření spánku, ale pro umožnění měření v domácnosti nejsou využitelné, a to díky jejich komplexnosti a nutnosti nastavení klinickým personálem. Jejich signály mají samozřejmě validovanou kvalitu.

2.13.4 OpenBCI

OpenBCI je společnost, která se specializuje na zařízení pro měření EEG, což je jeden z nejdůležitějších senzorů používaných v PSG. Senzory EEG společnosti OpenBCI jsou známé svou vysokou kvalitou a přesností, což z nich činí dobrou volbu pro studie PSG. A jak můžeme vidět z tabulky, tato deska se dá dále rozšířit o mnohé další senzory. [29]

Z tabulky 2.3. můžeme vidět, že v celém světě se vyskytuje mnoho přístrojů pro měření různých biosignálů jak v neklinické, tak klinické sféře. Podle mnoha článků se v neklinické sféře pro vyhodnocení spánku jeví firma Oura jako nejvýhodnější v poměru cena výkon s korelací kolem 85 % s klinickými PSG, což může některým uživatelům pro určení základní kvality spánku stačit, ale pro potencionální využití pro domácí klinické měření spánku taková varianta není možná. V klinické sféře není možné využít tyto PSG přístroje pro domácí měření z důvodu komplexnosti samotných přístrojů. V souhrnu by platforma OpenBCI mohla poskytnout potencionální přiblížení k PSG a umožnit prvotní testování měření PSG v domácím prostředí. [30]

3 Cíle práce

Mezi hlavní cíle tohoto projektu patří navrhnout a zhotovit uživatelsky přívětivý a komfortní elektrodový pás, který umožní rozšířit platformu OpenBCI. Toto rozšíření se bude týkat EKG modulu, který rozšíří OpenBCI o měření srdeční aktivity. Díky tomuto rozšíření bude možnost platformu ještě více přiblížit dosavadním měřením polysomnografie. Do zhotovení tohoto projektu také patří implementace vhodného SW řešení pro vyhodnocení naměřených signálů srdeční aktivity po přenosu z platformy OpenBCI, jenž bude umístěna v pouzdře na pásu. Software by měl zpracovávat signály změřené platformou OpenBCI a vypočte z nich základní parametry, popisující kardiiovaskulární systém. Důležitým prvkem projektu je realizování pilotního měření pro porovnání s klinickými produkty pro zjištění potenciální použitelnost pásu pro reálné klinické podmínky a řešení toho, aby měl pacient co nejlepší kvalitu spánku i při měření pomocí platformy OpenBCI.

Díky mnoha studiím je potvrzeno, že platforma OpenBCI má širokou využitelnost s dostatečně kvalitním EEG signálem jak pro měření v laboratoři, tak při měření v domácích podmínkách. I přes to, že samotná platforma dosud neměla přímá klinická využití, tak rozšíření, která se na tuto platformu aplikují, by toto v budoucnu mohla změnit. Díky splněným cílům by se mohlo dále testovat to, zdali by se platforma mohla stát levnější alternativou, a zdali by mohla konkurovat dosavadním komerčním produktům firmy Hypnodyne, Vernier, Wellue a také produktům používaným v klinické praxi ve spánkové laboratoři. Možné využití v klinické praxi by mohlo vyústit ve velké zvýšení dostupnosti PSG měření díky cenové dostupnosti platformy. Cenová dostupnost pak usnadní výzkum a diagnostiku spánku.

Výsledný prototyp by mohl zjišťovat a vyhodnocovat signály EEG, EKG a dechové frekvence, které jsou pro vyhodnocení spánkových onemocnění jako je například apnoe, narkolepsie a epilepsie zásadní.

4 Metody

4.1 Návrh a sestrojení pásu

Prvním krokem této práce byl samotný návrh pásu pro usazení elektrod pro měření EKG, dechové frekvence s vhodným propojením s OpenBCI. V této části byl kladen důraz na vhodnou volbu materiálu, který bude dostatečně pohodlný a pružný pro spánek. Pro takový pás bylo nutno vybrat z celé škály látek od bavlny po neopren a jejich různé kombinace. Látka nesměla být velmi roztažná, jelikož by mohlo dojít k špatné poloze elektrody a jejímu velkému pohybu, který by tvořil nežádoucí artefakty. Fixace elektrod musela být zajištěna látkou, která je tvarově stálá, ale dokáže promítnout nádech pro měření dechové frekvence pomocí tenzometru.

Pro zhotovení pásu bylo nutné zvolit ideální tvar uchycení, jenž nebude ovlivňovat měření a bude pacientovi fixovat elektrody po celou dobu spánku ideálně ve stejné poloze. Možné tvary pásů jsou okolo hrudníku, nebo přes břišní část, ale zároveň tvar X, nebo celé tričko, které by fixovali elektrody na určitých pozicích celou noc. Pás, který by byl okolo břišní nebo hrudní části, by se mohl velmi pohybovat během spánku, jelikož by nebyl nijak fixován. U těchto dvou tvarů je také velký problém aplikace elektrod. Jelikož potřebujeme hrudní svody, je nutné zajistit určité polohy na hrudní části, které by při těchto oválných tvarech nebyly docíleny.

U pásu bylo nutné zohlednit jednoduchost nasazování a vytvořit pás tak, aby se dala přenastavit jeho délka a případně i pevnost fixace. Pro toto bylo využito suchých zipů a spon pro možné utahování. Díky tomu budou mít elektrody skvělý kontakt s pokožkou a nebude u nich docházet k pohybu během měření. Jelikož platforma OpenBCI bude umístěna na samotném pásu, bylo nutné vybrat ideální polohu umístění, která by vyhovovala většině uživatelů a nepřekážela při spánku.

Pás byl vytvořen tak, aby zohlednil tyto nároky. Při sestrojení prototypu pásu došlo k testování spánku s tímto prázdným pásem pro zjištění pohodlnosti a fixace pásu. Tvar musel být zvolen s ohledem na umístění elektrod pro zhotovení ideálního svodového systému pro EKG.

4.2 EKG elektrody

Bylo nutné zvolit umístění, počet a materiál elektrod. Tyto elektrody budou sloužit k záznamu srdeční aktivity uživatele. Z tohoto signálu poskytnutého elektrodami dojde k přenesení na platformu OpenBCI, která jej SW zpracuje pomocí filtračních operací pro

odstranění síťového brumu a příliš vysokých frekvencí. Díky tomuto předzpracování signálu se zbavíme nepotřebných signálů a hodnoty pro SW vyhodnocení v programu Matlab budou snazší na zpracování. Bylo nutné zvolit takové elektrody, které v pásu budou dobře držet a budou mít kvalitní záznam signálu s co nejmenším rušením. Při fixaci elektrod byly na výběr tři možnosti fixace, a to gelem, tlakem, nebo lepidlem s gelem.

4.2.1 Počet svodů

Svodový systém byl zvolen na základě několika poznatků. Jelikož bude zatím pomocí tohoto modelu potencionálně měřen pouze HRV a průměrná tepová frekvence, tak není důležité mít pro platformu celý 12 svodový systém, který by sice zajistil signál s více informacemi z různých prostorových orientací pro nejširší využití, ale to pro zjednodušený polysomnograf není důležité a potřebné. U běžných polysomnografů se setkáváme s jednosvodovým zapojením. Také by se mohl více svodový systém využít k měření dechové frekvence pomocí bioimpedanční metody, která ale nebude využita, a to z více důvodů. Důvody jsou objasněny v kapitole 4.3.1.

Bylo tedy nutné zvolit takový počet elektrod, který poskytne dostatečnou informaci o srdeční aktivitě samotného uživatele. Po zvolení počtu svodů bylo nutné zvolit polohu elektrod, aby byly dostatečně fixované a nedocházelo k nežádoucím artefaktům.

4.2.2 Typ elektrod

U elektrod bylo důležité vybrat co nejideálnější řešení, které poskytne dostatečnou kvalitu bez aplikace gelu při dlouhodobém používání. S aplikací gelu se nedá počítat, jelikož uvažujeme o PSG v domácích podmínkách a aplikace gelu by uživateli ztížila měření. Úvaha byla nad elektrodami samolepicími, které jsou ale jednorázové, proto by si je uživatel musel neustále obměňovat a platforma by přišla o svou uživatelskou pohodlnost. Takové elektrody jsou k vidění na obrázku 4.1. Balónkové elektrody a podtlakové nešlo v tomto modelu použít, jelikož je nutné je zabudovat do pásu. Výběr elektrod byl omezen na tlakovou fixaci, a proto byly vybrány elektrody od firmy Deymed, které byly vyfoceny a jsou vidět na obrázku 4.2. U elektrod bylo nutné zvolit jejich materiál. Na výběr byly elektrody argent chloridové, zlaté a stříbrné. Mezi nejpoužívanější elektrody patří argentchloridové elektrody, jejichž využití je pro široké spektrum biosignálů. Jsou využívány díky svému praktickému, jednoduchému a efektivnímu návrhu. Zlaté a stříbrné elektrody mají velmi podobné vlastnosti, proto bylo nutné u jednotlivých elektrod zohlednit jejich dlouhodobé použití a potencionální opotřebení při opakovaném použití. [46]



Obrázek 4.1: EKG nalepovací elektroda od firmy Medtrace [39]



Obrázek 4.2: Vyfocené EKG příložené elektrody od firmy Deymed a Alien

4.2.3 Přenos signálu z elektrod do platformy OpenBCI

Přenos elektrod u tohoto modelu je snadný díky pinům a zpracování signálů, které jsou do platformy přivedeny. Elektrody firmy Deymed měly zakončení, které se neshodovalo s vstupním pinem platformy, bylo tedy nutné jej předělat. Bylo využito pájecí stanice a kabelu, jehož výstup se shodoval s vstupem platformy OpenBCI. U kabelu elektrod byla přerušena izolace a došlo pomocí pájecí stanice k nanesení cínu a vodivému spojení s kabelem, který má výstup pasující na platformu OpenBCI. Došlo k zaizolování spojení za pomoci izolačního materiálu. Po předělání byl přenos zajištěn a elektrody byly do pásu všity bavlněnou nití na předem zvolené pozici. Po zašití elektrod došlo k změření vodivosti, zdali elektrody nemají špatný kontakt, pomocí multimetru. Došlo také k změření odporu elektrod pro zjištění přenosu signálu z elektrod.

4.3 Obvod pro měření dechové frekvence

Prvním bodem bylo nutné zvolit ideální řešení pro měření dechové frekvence, dále ideální zpracování signálu ze zvoleného senzoru a přenos do samotné platformy OpenBCI.

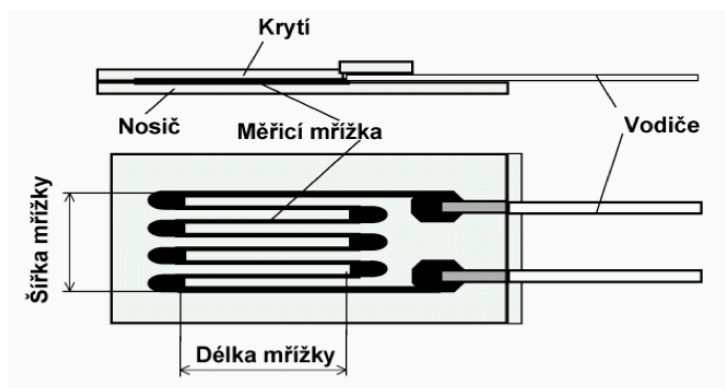
4.3.1 Volba měřícího senzoru

Při volbě senzoru na měření jsme uvažovali několik technik. Jak je známo, tak při PSG se dechová frekvence měří pomocí odporového prvku závislého na teplotě, která je rozdílná při nádechu a výdechu, to ale je situace, při které by mohlo docházet ke špatné aplikaci senzoru, a to není uživatelsky přívětivé, bylo tedy nutné zvolit jinou techniku. Uvažováno bylo i potencionální rozlišení dýchání do hrudní oblasti a břišní oblasti, které může v neklinické praxi přinést uživatelům zajímavé poznatky o jejich kvalitě dechu jako je uvedeno v kapitole dát odkaz na kapitolu dech a život (kapitola [2.12.2](#)). [47]

Mezi možné metody patřila bioimpedanční metoda, akcelerometrické měření a užití tenzometrů jako odporového měniče. Bioimpedanční metoda by byla vhodnou variantou při dvanácti svodovém EKG pro vyhodnocení dechové frekvence, ale nemohlo by dojít k rozlišení břišního a hrudního dýchání, které nese nepostradatelnou informaci i pro potencionální využití mezi běžnými uživateli. Deska Cyton od OpenBCI samotná obsahuje akcelerometr, ale ten má velkou limitaci. Při pohybu pacienta během spánku dochází k velkým chybám při měření akcelerometrem a ty by mohli velmi ovlivnit měření. U akcelerometru by také musel být použit druhý senzor pro měření pohybů břišní dutiny.

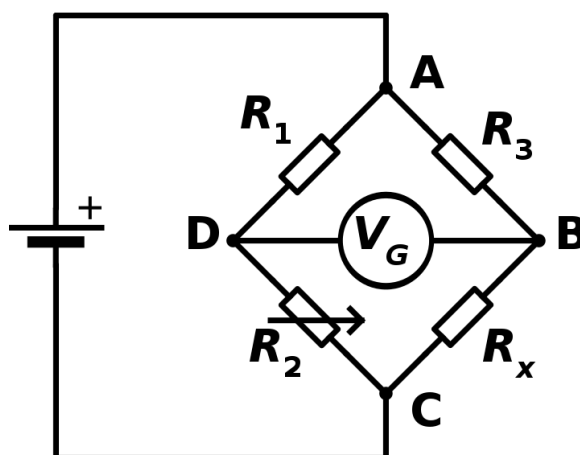
Tenzometry jsou mechanické snímače, které reagují na zatížení či deformaci jinou fyzikální veličinou. Mezi nejhojněji využívané tenzometry patří elektrické snímače, které při deformaci vodiče mění svůj odpor, měření funguje tedy na principu změny napětí díky změně rezistivity tenzometru. Jejich využití je velmi široké, používají se při měření deformací objektů, jako váhový systém nebo při měření síly, tlaku a kroutícího momentu. Při měření tenzometrem se musí pevně spojit s povrchem, aby s co největší přesností zaznamenal změnu povrchu. Na to se nejčastěji používá lepidlo, nebo pryskyřice. Spojení s povrchem také závisí na tvaru tenzometru, nejvíce se vyskytující je fóliový tenzometr. Fóliový tenzometr je mřížka z vodičů, jejichž deformace poté představuje změnu odporu. Z názvu tenzometru je jasné, že ho lze umístit na veškeré povrchy. [19]

Při deformaci tenzometru při roztažení pásu dojde k změně napětí na výstupu jeho obvodu a tato změna napětí může představovat dechovou frekvenci. Foliový tenzometr je nejideálnější variantou, jelikož přímo promítá roztažení materiálu, na který je připevněn.



Obrázek 4.4: Foliový tenzometr [17]

Foliový tenzometr, jehož popis je vidět na obrázku 4.4 byl spojen s potřebným obvodem, který snímá jeho změnu odporu a ta se na výstupu projeví jako změna napětí, kterou dále můžeme zpracovávat. Jelikož tenzometr má velmi malou změnu odporu, je potřeba ho připojit do Wheatsonova můstku na pozici R2 jako je ukázáno na obrázku 4.5, který umožní kvalitnější zpracování signálu. Každý foliový tenzometr má své vlastnosti udávané výrobcem, mezi ty hlavní patří napájecí napětí, k-factor neboli deformační citlivost, příčná citlivost a teplotní samokompence. Hlavní výhodou foliových tenzometrů je cena, teplotní odolnost a velmi široký výběr. [19]



Obrázek 4.5: Wheatsonův můstek [18]

Pro co nejlepší přenos signálu z Wheatsonova můstku do OpenBCI bylo nutné vytvořit zesilovací člen, který byl následně zapojen za samotný obvod tenzometru. Díky využití operačního zesilovače došlo k zesílení napětí z obvodu tenzometru a k základní filtraci šumu, který by mohl ohrozit měření.

4.3.2 Volba komunikačního protokolu pro měření dechové frekvence

Pro zjištění dechové frekvence bylo navrženo potřebné připojení obvodu s tenzometrem k platformě OpenBCI, kde překročení určitých napěťových úrovní znamenalo nádech a výdech. Počet překročených úrovní je ukládáno v desce OpenBCI pro pozdější vyhodnocení. Jedním ze způsobů je přímé spojení, jelikož OpenBCI má mnoho pinů, na které se dá zapojit samotný obvod pro měření dechové frekvence, tento signál může být následně zobrazen na počítači pomocí USB v OpenBCI GUI, což je prostor pro zobrazení veškerých signálů OpenBCI. Signál z tohoto softwaru se přenese pro pozdější zpracování jednoduchým exportem do textového souboru.

4.4 Tvorba SW předzpracování

Samotný software pro toto EKG a dechové rozšíření by měl co nejlépe zpracovat a vyhodnotit jednotlivé signály změřené platformou OpenBCI. Softwarové řešení bylo provedeno v programu Matlab. Matlab je vysokoúrovňový programovací jazyk a prostředí pro numerické výpočty vyvinuté společností MathWorks. Je široce používán v inženýrství, vědě a matematice pro analýzu dat, vizualizaci a vývoj algoritmů. Díky interaktivnímu a uživatelsky přívětivému rozhraní poskytuje Matlab flexibilní a výkonnou platformu pro řešení složitých problémů. Matlab nabízí rozsáhlou sadu funkcí a sad nástrojů pro řadu aplikací, včetně zpracování signálů, řídicích systémů,

strojového učení a zpracování obrazu a videa. Jeho rozsáhlá komunitní podpora a dokumentace usnadňují učení a používání. Matlab také nabízí bezproblémovou integraci s dalšími programovými jazyky, jako jsou Python a C++. [48]

Při měření samotných signálů platformou dochází k záznamu do textového souboru a je real-time zobrazován v GUI samotného OpenBCI. Signál v textovém souboru se dále může zpracovávat. Softwarové řešení bylo navrženo tak, že si načte textový soubor se jménem BCIData.txt, vybere sloupec 1. až 3. a dojde k zpracování těchto dat. Z EKG křivky software dokáže zjistit průměrnou tepovou frekvenci a HRV. Software ze souboru BCIData.txt zvolí také 4. sloupec a ten zpracovává jako signál dechové křivky, kterou zobrazí a určí její dechovou frekvenci

Pro zpracování EKG bylo nutné navrhnout skript, který si načte samotná data z OpenBCI, které obsahuje několik pinů, z kterých signál snímá. Na začátku samotného skriptu bude uživatel dotázán na zvolení rozsahu pro zobrazení v sekundách. Skript vybere první tři piny, což jsou v našem případě elektrody EKG a ty od sebe odečte pro vytvoření jednoho vektoru hodnot pro EKG křivku. V těchto hodnotách nalezneme peaky neboli hroty QRS komplexu, které využije k vypočtení tepové frekvence a HRV. Poté skript zobrazí tři okna. První okno obsahuje celý záznam EKG křivky, druhé okno obsahuje graf zvoleného úseku měření a na posledním okně se vypíší hodnoty tepové frekvence a HRV.

Pro zpracování dechové křivky byl navrhnout navazující Matlab skript, který z textového souboru o názvu BCIData.txt vybere čtvrtý sloupec. Tento sloupec vykreslí do grafu a vedle něj vypíše hodnotu dechové frekvence, kterou vypočte z načteného souboru.

4.5 Pilotní měření pomocí platformy OpenBCI a jeho rozšíření

Byla provedena měření pro zjištění procentuální relativní chyby srdeční frekvence mezi EKG modulem pro OpenBCI a EKG simulátorem a HRV mezi modulem a monitorem životních funkcí. Pro obvod měření dechové frekvence byla provedena měření ke zjištění základních informací o měření dechové aktivity.

4.5.1 Příprava na měření

Po sestavení EKG rozšíření platformy a připojení k OpenBCI bylo nutné otestovat, to, jak moc se měření liší od klinického přístroje. Pro toto měření bylo využito samotného

pásu s EKG elektrod. Pro otestování obvodu pro měření dechové frekvence byly simulovány nádechy a výdechy roztahováním pásu, jelikož obvod byl sestaven na nepájivém poli.

4.5.2 Porovnání EKG rozšíření s klinickým přístrojem

Měření se provádělo za použití simulátoru, který generuje definovanou křivku EKG, našeho modulu rozšíření OpenBCI a klinického monitoru životních funkcí Datex-Ohmeda. Naše rozšíření a monitor životních funkcí byli současně připojeni k simulátoru a došlo k minutovému záznamu EKG křivky při srdečních frekvencích 30, 45, 60, 75, 90, 120, 150 a 180. Díky tomuto měření dojde k porovnání jednotlivých signálů a zjištění rozdílů mezi jednotlivými signály. Pomocí skriptu v programovacím prostředí Matlab se za pomoci relativní chyby dle vzorce 4.1 srovnaly hodnoty tepové frekvence se zvolenými hodnotami na simulátoru. Hodnota HRV byla také srovnána mezi jednotlivými přístroji pomocí vzorce 4.1. Všechna měření byla interpretována do tabulek a propočtena dle zmíněných postupů. Pro grafické zobrazení korelace přístrojů byl graficky srovnán jeden srdeční cyklus obou přístrojů pro přehledné zobrazení přesnosti prototypu.

$$\delta = \left| \frac{\Delta X}{\bar{X}} \right| \cdot 100 \quad (4.1)$$

Ve vzorci 4.1 při použití pro srovnání srdečních frekvencí ΔX představuje absolutní chybu, což je rozdíl naměřené hodnoty modulu respektivě monitoru životních funkcí a EKG simulátoru. Hodnota \bar{X} představuje hodnotu EKG simulátoru. Při použití vzorce 4.1 pro srovnání HRV ΔX představuje rozdíl naměřené hodnoty modulu. Hodnota \bar{X} představuje hodnotu monitoru životních funkcí.

4.5.3 Ověření měření dechové frekvence

Bylo simulováno dýchání pomocí ručního roztahování a smršťování pásu, a to převážně kvůli tomu, že obvod měření dechové frekvence je zatím pouze na nepájivém poli. Obvod pro měření frekvence dechu se připojil k přístrojovému zdroji VLP-1303 Pro a k napájení a přístrojového zesilovače byl využit přístroj Won ODP6033 jako je vidět na obrázku 5.7 v kapitole výsledky. Poté došlo ke spuštění programu OpenBCI GUI a zahájilo se měření díky bluetooth spojení OpenBCI desky s počítačem za využití programovatelného klíče OpenBCI, jenž byl zapojen v počítači. Veškeré testy byly provedeny při jednom záznamu a došlo k SW zpracování pomocí Matlab skriptu, který vyhodnotil jednotlivé peaky simulovaného signálu jako jednotlivé dechové vlny.

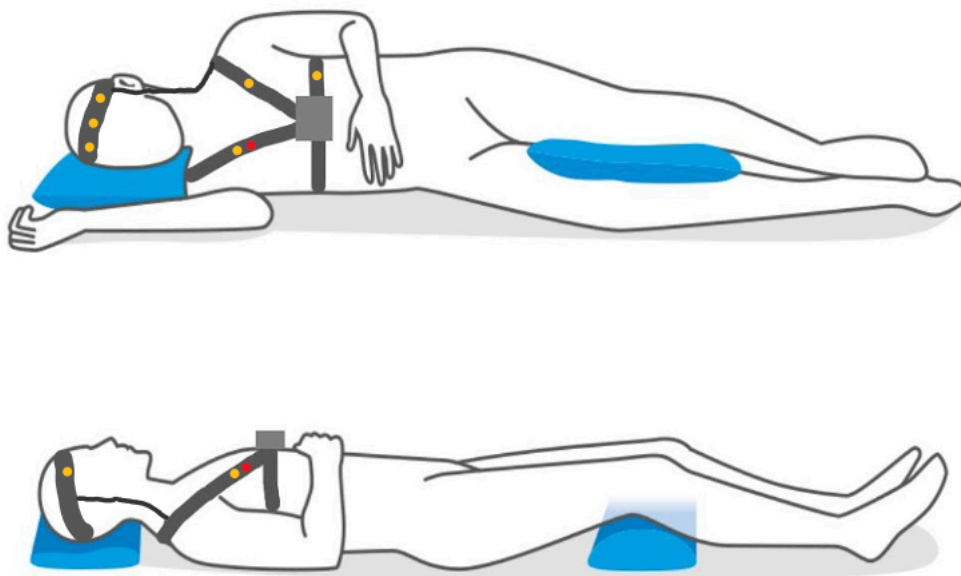
Při prvním testu, byly simulovány tři pomalé nádechy a výdechy za pomoci ručního roztahování pásu. To poskytlo základní cenné informace o přesnosti měření delších nádechů. Druhé měření, sloužilo k vyhodnocení toho, zda budou zaznamenány rychlé

dechy, které by se mohly projevit například při sportu. Následně došlo k simulaci jednoho většího nádechu. Tento test nám pomohl pochopit citlivost obvodu na rychlé nádechy. Při posledním měření byla testována simulace dýchání a náhodných pohybů s pásem. Test byl důležitý k vyhodnocení toho, zdali je pás náchylný na pohyby při spánku a zdali je SW vyhodnotí jako dech.

5 Výsledky

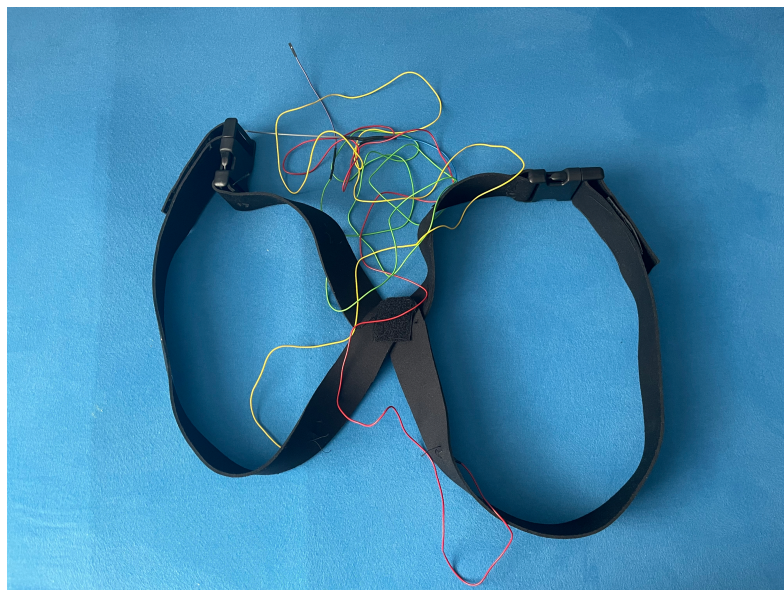
5.1 Zhotovení pásu

Při zhotovování pásu muselo být vzato v potaz budoucí plány s projektem a možné výhody pásu. Materiálem pásu byl zvolen neopren, jehož vlastnosti nejlépe vyhovují potřebné roztažnosti materiálu, pohodlnosti nošení a následné manipulaci. Výsledný návrh pásu je vidět na obrázku 5.1. Takto by mohl vypadat kompletní set pro zjednodušený polysomnograf. Tento tvar byl vybrán z možného umístění více elektrod a tenzometrů, více elektrod by znamenalo více svodový systém a kvalitnější EKG záznam. Použití více tenzometrů by znamenalo možnost z grafu OpenBCI GUI rozeznat, zdali měřený uživatel dýchá do břišní dutiny, nebo do hrudní. Pás byl sešit pomocí bavlněné nitě a do neoprenu byly umístěny elektrody pro EKG. Pohodlnost a efektivita pásu byla ověřena přímo při spánku kdy samotný prázdný pás nijak spánek neztěžoval. Pás po spánku byl na stejné pozici a nijak při spánku neomezoval. Tvar X je tedy nejvýhodnější i pro budoucí použití.



Obrázek 5.1: Vzorový nákres pásu a čelenky s elektrodami a tenzometrem [22]

Samotný finální pás je k vidění na obrázku 5.2. Upravení délky pásu bylo zajištěno přezkami a suchým zipem, který nijak nepřekáží při spánku. Díky tomuto mechanismu dojde i ke skvělé tlakové fixaci elektrod.



Obrázek 5.2: Zhotovený pás

5.1 EKG jako rozšíření OpenBCI

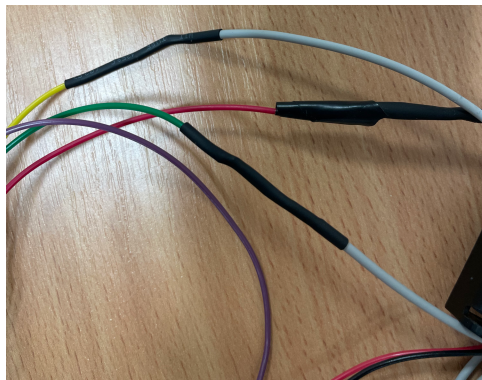
Došlo k sestrojení tří svodového EKG za použití zlatých elektrod zašitých do měřicího pásu, který drží krabičku s platformou OpenBCI.

5.1.1 EKG elektrody

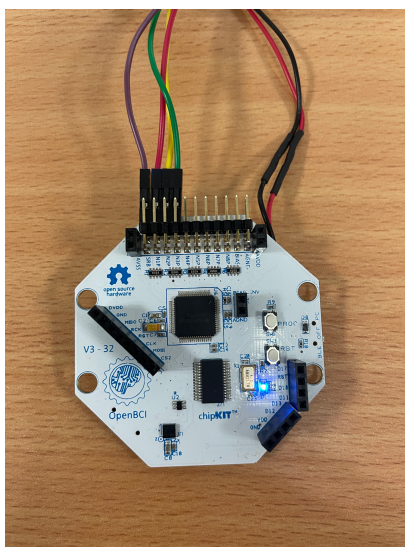
Při testování několika druhů elektrod se dospělo k závěru využít suché zlaté elektrody, které se podle provedených testů zdály nejvýhodnější. Test elektrod spočíval nejprve v tom, zdali elektrody jdou přidělat do samotného pásu pro měření, díky tomu byly vyřazeny veškeré nalepovací elektrody, které se nemohou do pásu zabudovat. Prvně byly do pásu zabudovány Ag-AgCl elektrody, ale u těchto elektrod došlo z nejištěného důvodu k tomu, že přestaly opakovaně signál snímat, proto se přešlo na elektrody zlaté, u kterých jsme se s takovým dějem nesetkali. Byly zvoleny tři elektrody jako měrné pro vyhodnocení tří svodového EKG a jako referenční elektroda se využije při měření ušní elektroda z EEG čepice, která se využívá při měření EEG, případně referenční elektroda čelenky.

Elektrody byly nejprve odizolovány a pomocí pájecí stanice došlo k vodivému spojení s novým konektorem (obrázek 5.3), který lze připojit do platformy OpenBCI. Spojení elektrod s platformou můžeme vidět na obrázku 5.4. Následně došlo k ověření

vodivosti spojení pomocí multimetru a jeho zkoušecí funkce. Došlo k změření odporu samotné elektrody, který byl v jednotkách $m\Omega$. Následně se do pásu pomocí nože udělá díra, do které se elektroda vložila a došlo k jejímu zašití pomocí bavlněné niti (obrázek 5.5).



Obrázek 5.3: Izolované vodivé spojení mezi elektrodou a novým konektorem



Obrázek 5.4: Elektrody spojené s platformou OpenBCI



Obrázek 5.5: Zašitá elektroda do pásu

5.2 Obvod pro měření dechové frekvence

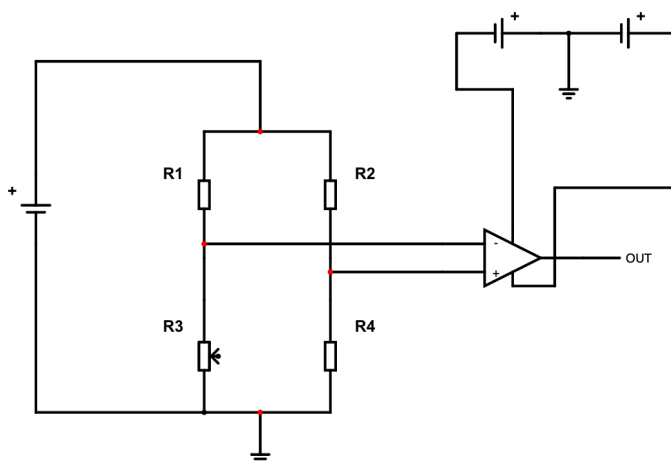
Pro měření dechové frekvence pomocí tenzometru bylo navrženo co nejideálnější obvodové řešení, jenž bylo následně připojeno k platformě OpenBCI. Obvod měří dechovou frekvenci díky změně odporu tenzometru, jenž se promítne ve změně napětí na pinu desky OpenBCI. Umístění tenzometru je možné v designu pásu jak nad hrudní krajinu, tak nad břišní oblast.

5.2.1 Volba tenzometru

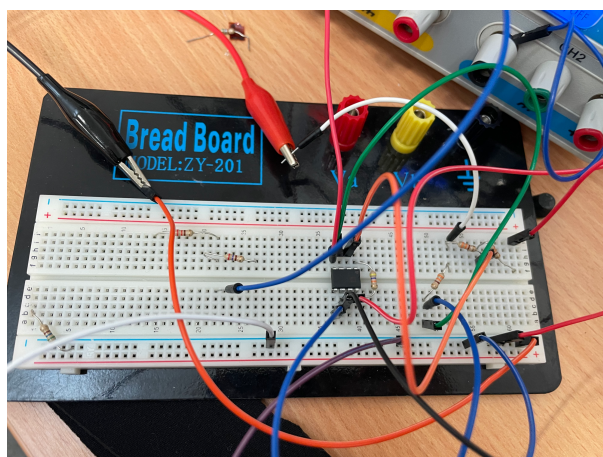
Volba tenzometru byla orientovaná podle zvoleného materiálu. Byl zvolen tenzometr od firmy Conrad s proměnným odporem 350Ω . Podle kapitoly 4.3.1 byl sestrojen Wheatsonův můstek, kde tenzometr představoval odpor R_3 . Hodnoty zbylých odporů nalezneme v tabulce 5.1. Samotné zapojení jako návrh nalezneme na obrázku 5.6, kde Out je připojen k OpenBCI desce a jejímu pinu NP4. Na obrázku 5.7 nalezneme fyzické zapojení, které bylo provizorně zhotoveno na nepájivém poli. Zdroj VLP-1303 Pro, který napájí samotný obvod je 3,3 V, což je napětí, které by poskytovala LiPb baterie, kterou se v našem provedení běžně platforma OpenBCI napájí. Tenzometr byl nalepen pomocí vteřinového lepidla k pásu pro jeho fixaci a co nejlepší propojení s pásem.

Tabulka 5.1: Hodnoty odporů Whaetsonova můstku

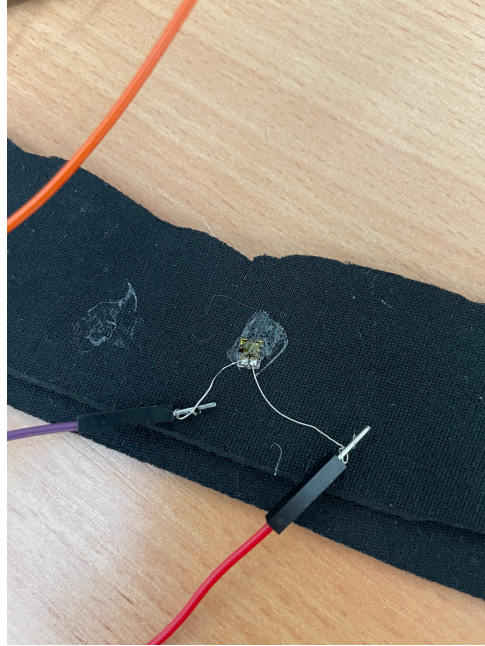
Označení	Hodnota odporu (Ω)
R1	200
R2	200
R3	330-355
R4	200



Obrázek 5.6: Zapojení pro měření změny odporu tenzometru [18]



Obrázek 5.7: Fyzické zapojení pro měření změny odporu tenzometru na nepájivém poli



Obrázek 5.8: Fyzické napojení tenzometru přilepeného k pásu k obvodu pro měření dechové frekvence

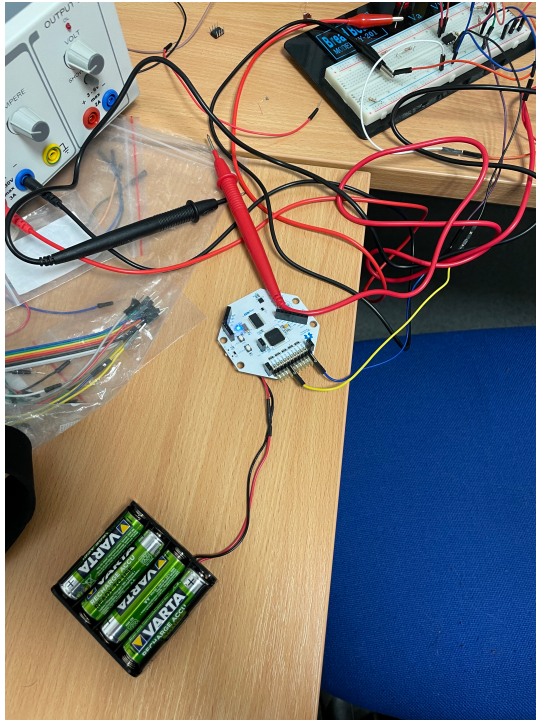
Samotný obvod na obrázku 5.7 funguje na tom principu, že se změní odpor tenzometru (obrázek 5.8) při nádechu i výdechu, to ovlivní napětí mezi svorkou 1. a 2. Tento signál je následně přiveden na zesilovač, jenž jej zesílí a převede na platformu OpenBCI na pin NP4.

5.2.2 Zesílení

Pro co nejlepší přenos signálu do OpenBCI bylo nutné vytvořit zesilovací člen, který byl následně zapojen za samotný obvod tenzometru. Byl využit přístrojový zesilovač AD620, který nám umožnil pouze pomocí odporu R_G měnit zesílení samotného zesilovače. Zesilovač byl napájen zdrojem Won ODP6033. Při našem využití zesilovače je hlavně potlačit rušivé signály a zajistit galvanické oddělení pacienta od obvodu. Tím pádem bylo zvoleno zesílení o hodnotě 2. Samotný obvod realizovaný jako návrh nalezneme na obrázku 5.6 a fyzický finální obvod, který byl připraven na následné zapojení do OpenBCI je na obrázku 5.7. Hodnota odporu byla zvolena podle vzorce 5.1 který určuje sílu zesílení. Ze vzorce došlo k vyjádření hodnoty odporu R_G (vzorec 5.2) a podle zvoleného zesílení $G = 2$, byla vypočtena hodnota $R_G = 47 \text{ k}\Omega$.

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_g} + 1 \quad (5.1)$$

$$R_g = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G-1} \quad (5.2)$$



Obrázek 5.9: Fyzické spojení desky OpenBCI s obvodem pro měření dechové frekvence

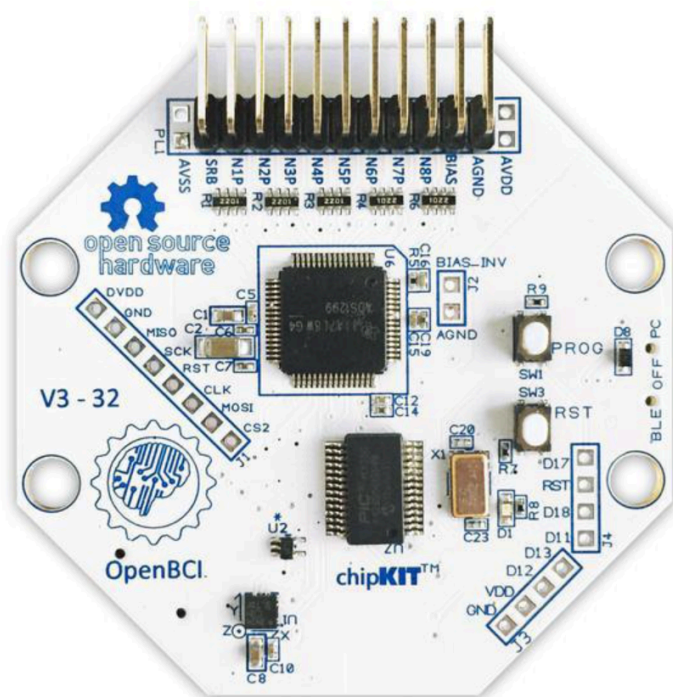
5.3 Volba komunikačního protokolu

Jelikož je výhodné mít platformu OpenBCI umístěnou v krabičce na samotném pásu, je nutné mít přímé připojení obvodu dechové frekvence k OpenBCI. Toto bude zajištěno pevným spojením na piny N1P až N4P na desce OpenBCI (viz obrázek 5.10) a reference desky (pin SRB) s obvodem. Díky tomuto spojení si může platforma zpracovat signál. Následné převedení do PC proběhlo pomocí bluetooth, které v sobě má OpenBCI zabudované, díky tomu se data mohou přenášet v reálném čase a my můžeme přesně na záznamu vidět signály z EKG elektrod a obvodu tenzometru.

Použití technologie Bluetooth zajišťuje bezpečný a spolehlivý přenos dat. Pracuje v pásmu ISM 2,4 GHz a využívá protokol Bluetooth Low Energy (BLE), který spotřebovává velmi málo energie, takže je ideální pro přenosná zařízení, jako je OpenBCI. K tomu protokol BLE umožňuje rychlejší přenos dat, což je nezbytné pro monitorování dechové frekvence v reálném čase. [38]

Počítač je pak schopen přijímat signály a zobrazovat je na obrazovce v reálném čase pomocí softwaru OpenBCI GUI. Software GUI umožňuje vizualizaci všech signálů zachycených zařízením OpenBCI, což usnadňuje sledování srdeční a dechové aktivity. Samotné OpenBCI má skvělé zpracování signálu, kdy při všech měřeních došlo k aplikaci

softwarového zpracování, které odstranilo vysoké frekvence a síťový brum. Díky tomu došlo k odstranění nežádoucích signálů při měření EKG křivky. Signál byl zaznamenáván na třech elektrodách, které se připojily na piny N1P, N2P, N3P a z obvodu samotného tenzometru, který se připojil na pin N4P. Reference obou modulů se připojila na pin SRB. Tyto záznamy se ukládaly do textového souboru. Další možnosti úpravy signálu umožňuje samotné OpenBCI GUI. [24]

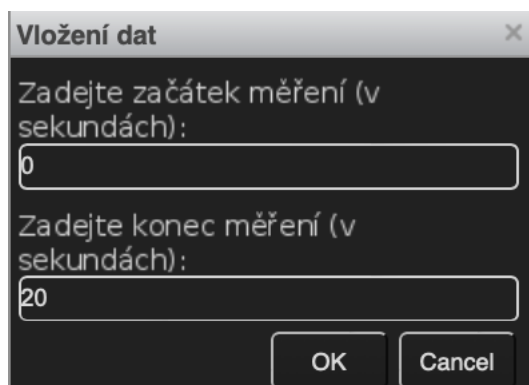


Obrázek 5.10: Piny desky OpenBCI [4]

5.4 SW předzpracování

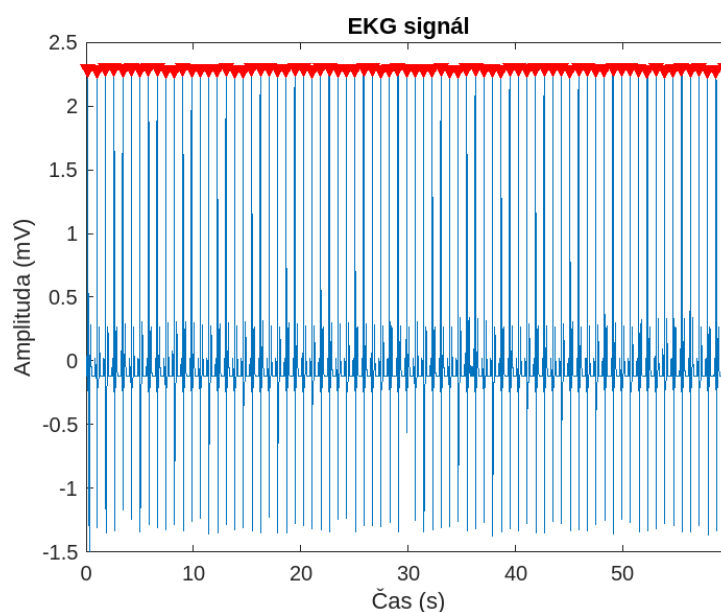
SW řešení pro toto rozšíření platformy OpenBCI bylo zpracováno v programovacím prostředí Matlab. Prvním krokem samotného programu je si zpracovat samotný signál z desky OpenBCI, který OpenBCI GUI poskytuje v textovém souboru, v kterém jsou ale hodnoty všech kanálů a různé další informace. Skript si vybere kanál N1P až N4P a uloží jej do souboru BCIData.txt.

Uživatel je dotázán na zvolení časového rozsahu pro zobrazení, jelikož pokud by byl zobrazen několika hodinový signál, není vhodné zobrazení celé EKG křivky v jednom okně. Okno pro zvolení časového rozsahu je vidět na obrázku 5.11. Hodnotu počátečního času skript uloží do proměnné `start_time` a konečný čas do proměnné `end_time`.

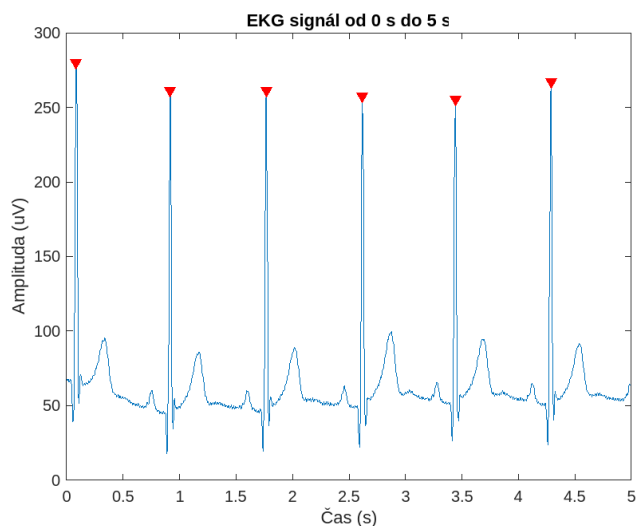


Obrázek 5.11: Dotazovací okno SW řešení pro zadání časového rozsahu

Z načtených dat je následně načten sloupec 1. až 3. v kterém se nachází signály z EKG elektrod. Tyto signály jsou od sebe následně odečteny a zprůměrovány pomocí funkce mean. Pro vyhodnocení byla zvolena časová oblast a metoda SDRR neboli směrodatná odchylka intervalů RR. Skript nalezne pomocí funkce findpeaks jednotlivé R vlny samotného signálu a z této proměnné pomocí funkce diff podělené vzorkovací frekvencí vypočte tepovou frekvenci. Díky funkci std (směrodatná odchylka) předchozího výpočtu a jeho podělení tisícem dostaneme hodnotu HRV v jednotkách ms. Software vykreslí tři okna, kde v prvním okně nalezneme celý signál (obrázek 5.12), v druhém okně signál zvoleného časového rozmezí (obrázek 5.13) a v posledním okně se vypíší dvě hodnoty, a to průměrná hodnota tepové frekvence, hodnota HRV (obrázek 5.14)



Obrázek 5.12: Okno celého signálu EKG



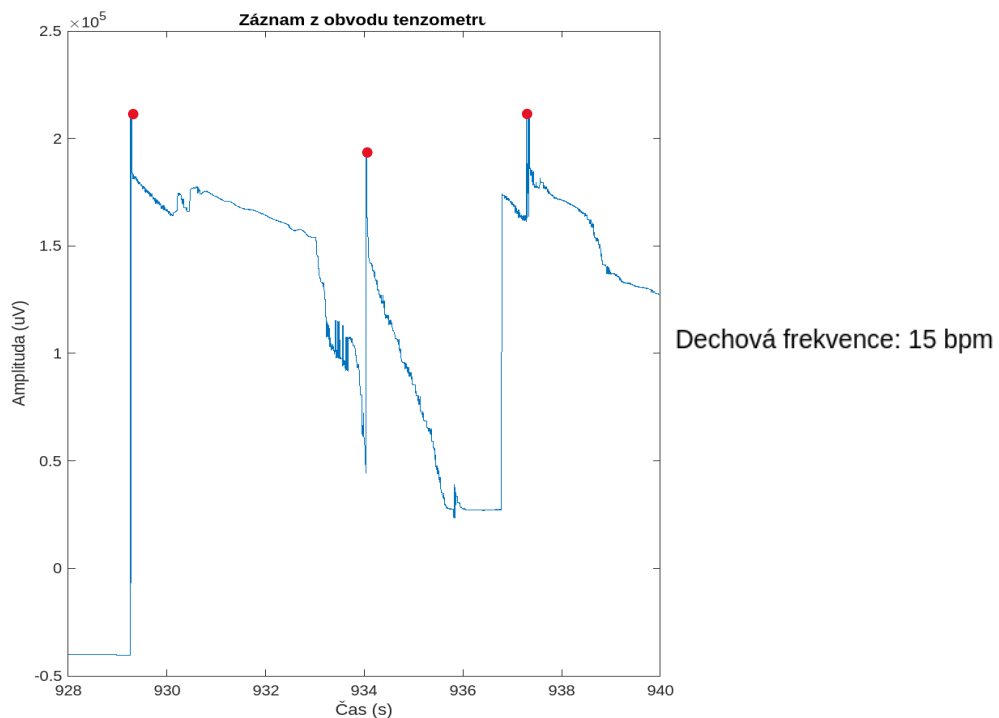
Obrázek 5.13: Okno signálu o zvoleném rozsahu

HRV: 47.401 ms

Srdeční frekvence: 72 bpm

Obrázek 5.14: Okno s hodnotami, které vypovídají o srdeční aktivitě

Skript následně vyhodnotí 4. sloupec načtených dat ze souboru BCIdata.txt a vypočte z tohoto signálu dechovou frekvenci. Lokální maxima jsou opět identifikována pomocí funkce findpeaks a následně vypočítaná dechová frekvence je vypsána do čtvrtého okna vedle grafu samotné dechové křivky jako je vidět na obrázku 5.15.



Obrázek 5.15: Okno s hodnotou dechové frekvence a grafem dechové aktivity

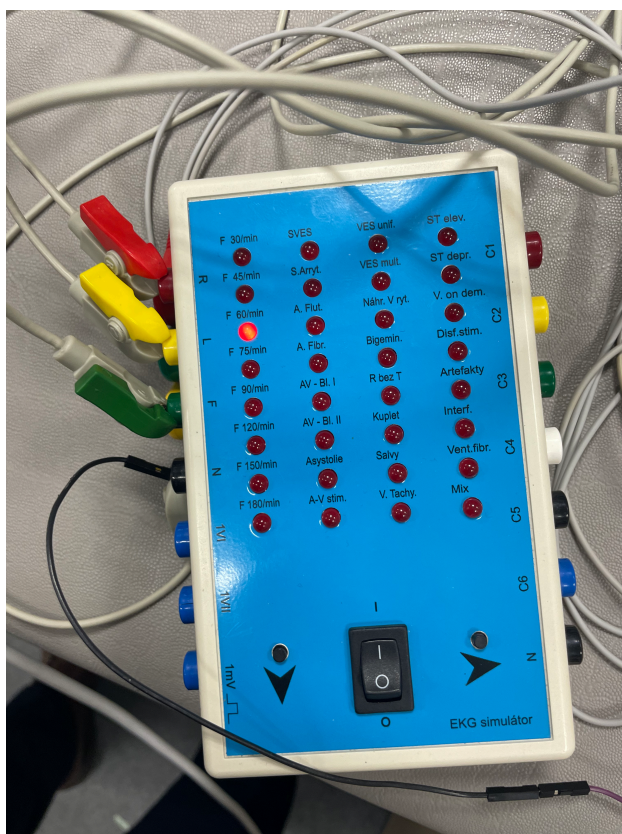
5.1 Pilotní měření pomocí platformy OpenBCI a jeho rozšíření

5.1.1 Porovnání EKG rozšíření s klinickým přístrojem

Pomocí EKG simulátoru byla simulována srdeční aktivita s různou rychlostí srdečního stahu. Simulátor byl současně připojen k monitoru životních funkcí Datex-Ohmeda a modulu OpenBCI, jako je vidět na obrázku 5.16. Simulátor byl zapnut a došlo k minutovým záznamům na obou přístrojích pro zvolené tepové frekvence 30, 45, 60, 75, 90, 120, 150, 180. Oba signály se zaznamenávaly do textového souboru a jejich signály byly analyzovány vytvořeným Matlab skriptem. Skript pro daný vložený signál vypočetl HRV a srdeční frekvenci, ty se následně zapsali do tabulky 5.2. V prvním a druhém sloupci tabulky nalezneme hodnoty pro EKG modul, v třetím a čtvrtém sloupci můžeme vidět hodnoty monitoru životních funkcí. V posledním sloupci tabulky 5.2 jsou hodnoty nastavené na EKG simulátoru.

Vypočtené srdeční frekvence byly následně pomocí vzorce 4.1 srovnány s frekvencí zvolenou na simulátoru EKG a hodnoty byly zapsány do tabulky 5.3 do prvního sloupce. Následně byla srovnána hodnota HRV mezi EKG modulem a monitorem životních

funkcí, znovu za pomoci vzorce 4.1 a zapsáno do tabulky 5.3 do posledního sloupce. V posledním řádku odděleného čarou od ostatních dat nalezneme průměrné hodnoty vypočtených relativních chyb. Výsledná přesnost EKG modulu měření srdeční frekvence při relativní chybě 1,1 % je 98,9 %. Implementovaný SW nástroj také vykreslil jeden srdeční cyklus pro grafické zobrazení korelace mezi monitorem životních funkcí a EKG modulem pro OpenBCI.



Obrázek 5.16: Simulátor s připojeným monitorem životních funkcí Datex a modulem s OpenBCI

Tabulka 5.2: Hodnoty srdeční frekvence a HRV EKG modulu a monitoru životních funkcí při simulovaných hodnotách

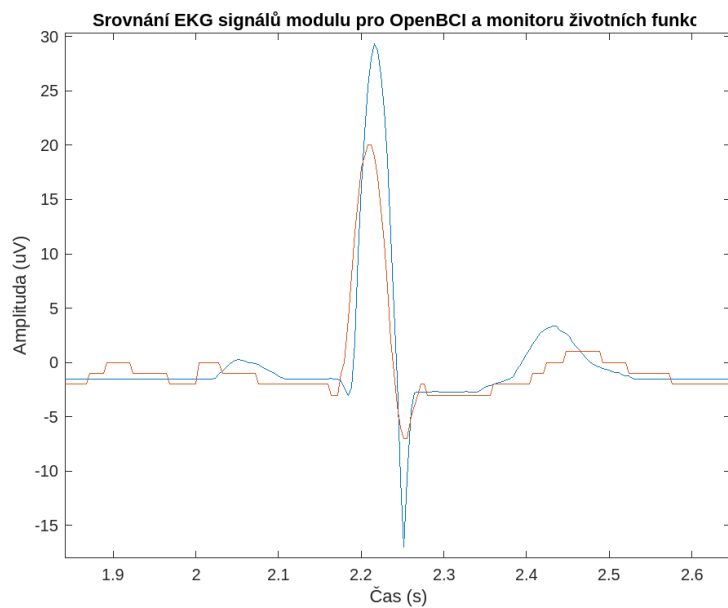
HRV (ms) – modul	Tepová frekvence (bpm) – modul	HRV (ms) – Datex	Tepová frekvence (bpm) – Datex	Hodnota nastavená na simulátoru
159,5	31	336,1	29	30
151,9	48	273,1	44	45
56,9	61	217,1	58	60
2,3	75	188,5	73	75
60,3	90	237,5	87	90
62,5	120	171,8	116	120
37,7	149	153,6	145	150
30,16	178	141,1	174	180

Tabulka 5.3: Procentuální chyba monitoru životních funkcí a EKG modulu vůči simulátoru

Chyba modulu EKG (%)	Chyba monitoru životních funkcí (%)	Procentuální shoda HRV mezi přístroji (%)
3,3	3,3	52,5
6,7	2,2	44,4
1,7	3,3	73,8
0	2,7	98,8
0	3,3	74,7
0	3,3	63,6
0,7	3,3	75,5
1,1	3,3	78,6

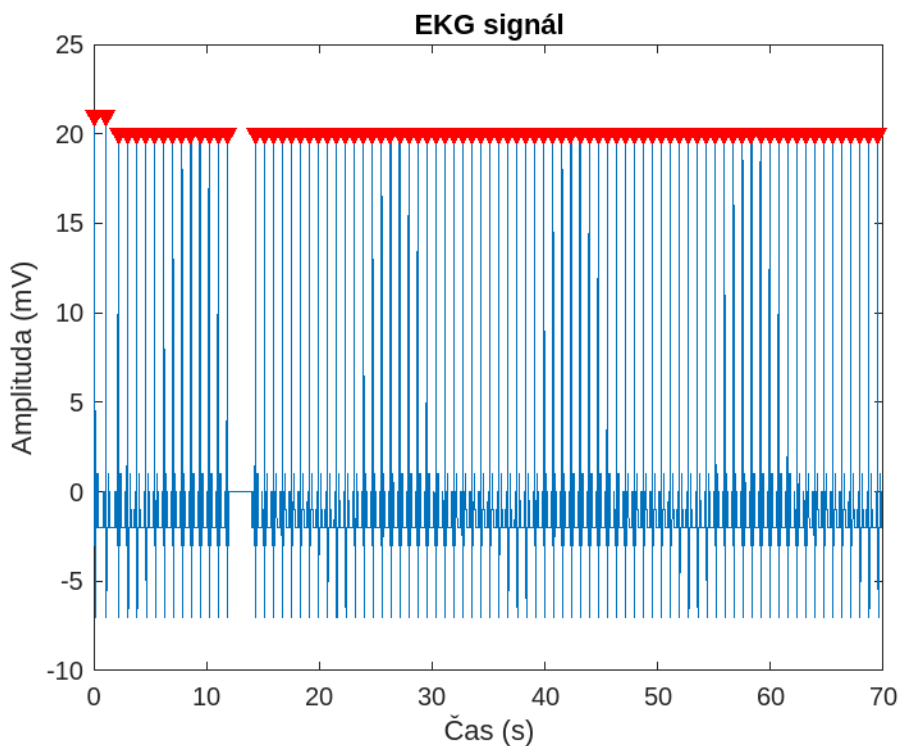
Data z tabulky 5.3 byla za pomoci Matlabu vyhodnocena díky vzorci 4.1, který umožnil zjistit procentuální relativní chybu modulu EKG se simulátorem EKG. Hodnoty v tabulce jsou procentuální relativní chyby, kde poslední řádek představuje průměrné relativní chyby měření,

Jak je vidět na obrázku 5.17, tak se signály polohou vln velmi shodují. Tvarem vln se samozřejmě jednotlivé přístroje neshodují, což je díky tomu, že monitor životních funkcí signál velmi upravuje pro jeho snadnější analýzu. Náš signál je bez většího SW zpracování.



Obrázek 5.17: Srovnání EKG signálů modulu pro OpenBCI a monitoru životních funkcí (modrá křivka – modul, oranžová křivka – monitor životních funkcí)

Na obrázku 5.18 můžeme vidět, že při využití monitoru životních funkcí Datex došlo v záznamu k vynechávání signálu. Tato chyba se objevila u všech měření z neznámého důvodu. Více k této chybě v kapitole č. 6.



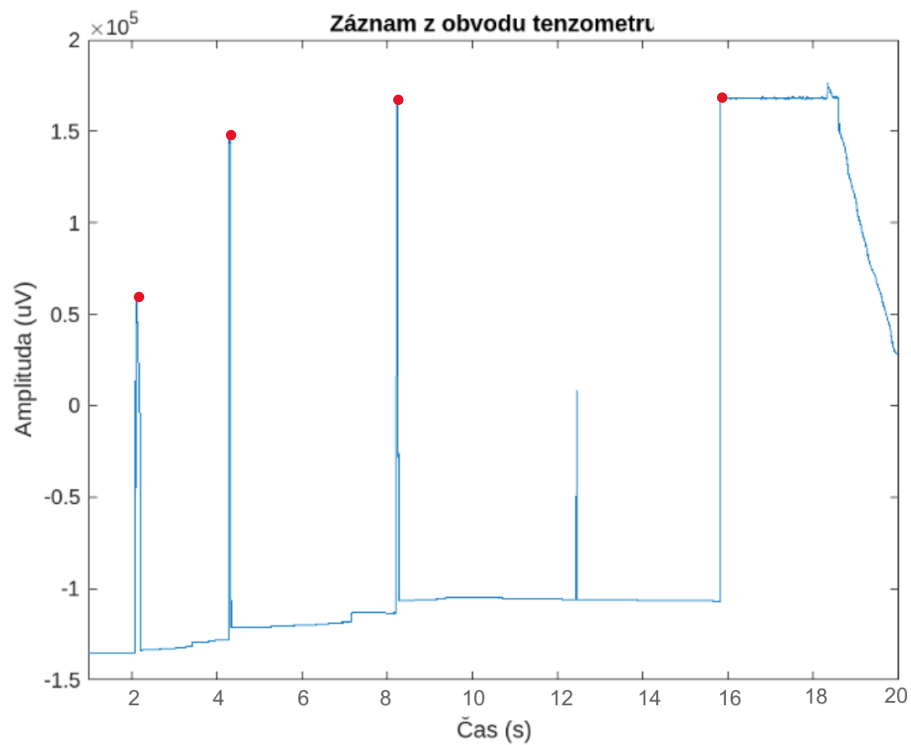
Obrázek 5.18: Vynechaný úsek při měření monitorem životních funkcí Datex

5.1.2 Ověření měření dechové frekvence

Obvod pro měření frekvence dechu se připojil k přístrojovému zdroji VLP-1303 Pro, který napájel obvod Whaetsonova můstku, a k symetrickému napájení přístrojového zesilovače byl využit přístroj Won ODP6033. Poté došlo ke spuštění programu OpenBCI GUI a zahájilo se měření díky bluetooth spojení OpenBCI desky s počítačem za využití programovatelného klíče OpenBCI, jenž byl zapojen v počítači. Došlo k záznamu tří testů, které poskytnout cenné informace o obvodu měření dechové frekvence. Veškeré testy byly provedeny při jednom záznamu a došlo k SW zpracování pomocí Matlab skriptu, který vyhodnotil jednotlivé peaky signálu jako jednotlivé dechové vlny. Měření proběhlo za pomoci ručního roztahování pásu, a to převážně kvůli tomu, že obvod měření dechové frekvence je zatím pouze na nepájivém poli.

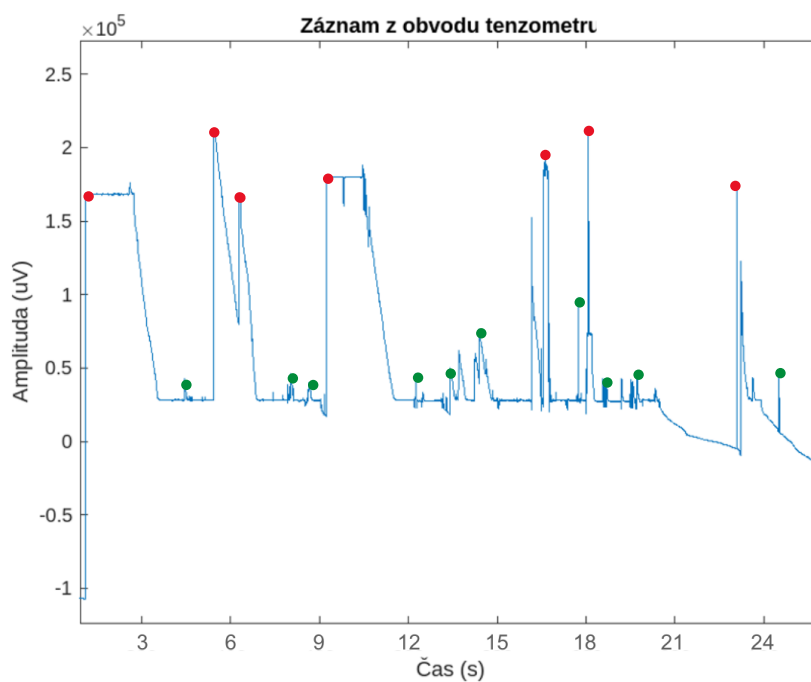
Při prvním testu, který byl proveden, byly simulovány tři pomalé nádechy a výdechy za pomoci ručního roztahování pásu. Jednotlivé nádechy jsou reprezentovány červenými tečkami. Jak je vidět na obrázku 5.15, pohyb tenzometru se v tomto časovém úseku projevil třikrát, což byl přesný počet napnutí pásu. To poskytlo základní cenné informace o přesnosti měření simulovaných nádechů.

Na obrázku 5.19 je vidět druhé měření, kdy byl proveden test, zda budou zaznamenány rychlé dechy, které by se mohly projevit například při sportu. Následně došlo k simulaci jednoho většího nádechu. Vše se v záznamu projevilo zřetelně bez většího šumu. Tento test nám pomohl pochopit citlivost obvodu na rychlé nádechy.



Obrázek 5.19: Průběh měření č. 2. – simulace čtyř rychlých dechů a jeden velký nádech

Při posledním měření byla testována simulace dýchání a náhodných pohybů s pásem. Jak je vidět z obrázku 5.20, tak pohyby s pásem se v záznamu projevují jako šum, který ale Matlab skript nevyhodnotí jako dech, jelikož nemají dostatečnou amplitudu. Peaky nádechů jsou zobrazeny červenou tečkou v grafu. Pohyby jsou v obrázku vyznačeny zelenými tečkami.



Obrázek 5.20: Průběh měření č. 3. – simulace dýchání

Celkově měření s obvodem pro měření frekvence dechu, připojeným k přístrojovému zdroji VLP-1303 Pro, obvodu Whaetson a Won ODP 6033 pro symetrické napájení přístrojového zesilovače a zaznamenaným pomocí programu OpenBCI GUI, ukázala, že obvod lze použít k měření frekvence dechu. Výsledky, které jsem získal při testech, odpovídaly očekávaným výsledkům a prokázaly schopnost obvodu měřit změny dechové frekvence a zároveň poskytly přehled o možných zdrojích chyb.

6 Diskuse

Tento projekt navrhuje a testuje rozšíření platformy OpenBCI o možnost rozšíření o měření srdeční a dechové aktivity. EKG modul pro OpenBCI byl sestrojen, tak aby měřil srdeční aktivitu s co největší přesností a zároveň nezpůsoboval diskomfort subjektům při spánku. OpenBCI bylo také rozšířeno o měření dechové frekvence za pomoci tenzometru. Pro samotný modul bylo vytvořeno SW zpracování a byla ověřena jeho funkce měření v porovnání s EKG simulátorem a monitorem životních funkcí.

Prvním úkolem bylo sestrojít pás pro uchycení modulu a platformy OpenBCI. Byl zvolen ve tvaru X pro možné rozšíření o více EKG svodů a možnosti vložení více tenzometrů pro rozlišení břišního a hrudního dýchání. Pás v budoucnu umožňuje rozšíření o další moduly jako je EMG, EOG a další periferie jako je pulzní oxymetr, který by se mohl vzdáleně k pásu připojit jako členka na obrázku 5.1. Díky spánku se samotným pásem bylo zjištěno, že pás je vhodně přizpůsobený pro spánek. Neopren byl vyhodnocen jako ideální materiál díky skvělé roztažnosti, manipulaci a fixaci elektrod. Dvě vrstvy neoprenu byly sešity do jednoho pásu, kde v meziprostoru jsou umístěny samotné elektrody pro EKG, nemůže tedy dojít k vytržení drátu náhodným pohybem. Jako snímací prvek srdeční aktivity byly zvoleny zlaté elektrody díky jejich vlastnostem. Ag-AgCl elektrody byly vyřazeny z důvodu rychlé oxidace a snížení vodivosti. Ačkoli testované elektrody byly standardní klinické elektrody je možné, že byla použita vadná várka. Pro zjištění tohoto faktu by bylo nutné kontaktovat výrobce nebo obstarat nové elektrody shodného typu a provést evaluační měření. Byl zvolen tří svodový systém, který kvalitně měří srdeční aktivitu, jak je vidět v kapitole 5.3.

Bylo provedeno porovnání s klinickým přístrojem, kde byla zjištěna shodná kvalita dat. Došlo k současnému připojení modulu EKG pro OpenBCI a monitoru životních funkcí od firmy Datex k simulátoru EKG a byly měřeny minutové záznamy pro simulovaného EKG o frekvencích 30, 45, 60, 75, 90, 120, 150 a 180. EKG modul pro OpenBCI měl průměrnou relativní chybu srdeční frekvence 1,1 %, kde monitor životních funkcí Datex měl průměrnou chybu 3,3 % jako je uvedeno v tabulce 5.3. Shoda srdeční frekvence modulu a EKG simulátoru je tedy 98,9 %. Shoda HRV mezi modulem EKG pro OpenBCI a monitorem životních funkcí (tabulka 5.3) byla s relativní chybou 78,6 %. Limitací porovnání HRV je, že monitor životních funkcí velmi signál filtruje, což pro grafické vyhodnocení nemusí být ideální, jako je vidět na obrázku 5.17, vlny jsou spíše hranaté a délky segmentů mohou být dosti zkreslené. Monitor životních funkcí také při každém měření vynechal několik sekund měření z neznámého důvodu. Tento jev můžeme vidět na obrázku 5.18, kde je vidět, že v 12. sekundě měření došlo k vynechání 3 sekund,

což velmi ovlivnilo měření HRV na tomto přístroji. Při záznamu EKG křivky pomocí OpenBCI byl signál doprovázen menším rušením, které mohlo tento rozdíl také vcelku zvýšit. HRV samotné je hodnota, které je využívána při hodinových záznamech, kde se takové chyby neprojeví. My jsme měřili pouze minutové záznamy, kde zmíněné chyby mohou velmi hodnotu HRV ovlivnit. Při budoucím testování bude vhodné změřit relný několika hodinový záznam pro přesnější zjištění přesnosti měření HRV oproti smysčce z EKG simulátoru. Pokud se ale podíváme na vykreslené signály na obrázku 5.17 můžeme vidět velkou podobnost v signálu v dané části i přes to, že pro signál z OpenBCI nebyla provedena větší filtrace než ta, kterou poskytuje OpenBCI GUI. Nelze tedy přesně určit, zdali EKG modul je schopný dobře určit HRV. Přesnost určení srdeční frekvence je 98,9 % a lze říct, že modul je velmi přesný pro určení této hodnoty a mohl by být potenciálně více testován pro širší využití.

Pro modul EKG bylo vytvořeno SW řešení, jehož celý postup je vidět v kapitole 5.4. Matlab skript si prvně načte textový soubor poskytnutý platformou OpenBCI a vybere první tři sloupce, z kterých vypočte jeden EKG signál a vykreslí ho do prvního okna s vyznačenými R vlnami. Uživatel je dále dotázán na zvolení časového úseku, který chce zobrazit. Tato část byla navrhnutá z toho důvodu, že když bude uživatel analyzovat několika hodinový signál, tak v jednom grafu by nebylo možné nějak křivky vizuálně zhodnotit, proto si uživatel může zvolit menší rozsah pro větší přehlednost signálu. Do druhého okna SW tedy vykreslí signál o zvoleném časovém rozsahu a znovu vyznačí R hroty. Do třetího okna skript vypíše hodnoty vypovídající o srdeční aktivitě měřeného uživatele, a to srdeční frekvenci a HRV. Tyto hodnoty jsou nejvíce vypovídající o stavu kardiovaskulárního systému, které se mohou hodnotit jak při klinickém, tak běžném uživatelském používání. Skript následně vybere z textového souboru čtvrtý sloupec, který představuje dechovou aktivitu a tu do čtvrtého okna vykreslí s označenými nádechy a vypočtenou dechovou frekvencí. Tento skript byl vytvořen pro jednodušší analýzu srdeční a dechové aktivity, která je potřebná pro identifikaci nefyziologických stavů pacienta při spánkových onemocnění, převážně apnoe.

Díky rozšíření platformy OpenBCI o obvod pro měření dechové frekvence pomocí fóliového tenzometru od firmy Conrad jsme schopni zaznamenat potenciálně zástavy dechu při onemocnění apnoe, které je tímto typické. Fóliový tenzometr byl zvolen, jelikož nebyl jiný typ měření dechové frekvence vyhodnocen jako adekvátní, jelikož by pro běžné uživatele bylo vhodné mít možnost rozlišení dýchání do břišní a hrudní dutiny. Více o této problematice se pojednává v kapitole 4.3.1. Modul EKG a dechové frekvence pro OpenBCI byl nutností pro uvažování nad potenciálně zjednodušeným klinickým zařízením pro domácí PSG, jelikož tyto dva moduly jsou esenciální pro vyhodnocení nejčastější poruchy spánku – apnoe. Obvod dechové frekvence je zpracováván díky

zesilovacímu prvku od firmy AD620 umístěného za obvodem Whaetsonova můstku, díky čemuž jsme byli schopni odstranit různé rušivé složky samotného měření dechové frekvence a galvanicky oddělit obvod od pacienta, díky tomu je možné zjistit minutovou dechovou frekvenci. V budoucnu je možné rozšíření o rozlišení břišního a hrudního dýchání, které velmi dokáže ovlivnit psychiku a kvalitu spánku samotného pacienta za pomoci dvou tenzometrů.

Díky třem druhům měření popsaným v kapitole 5.1.2, která byla prováděna roztažením a stažením pásu, které simuluje nádech a výdech bylo vyhodnoceno, že obvod dokáže rozeznat nádech. První měření ukazuje v obrázku 5.15 jednotlivé delší nádechy a výdechy bez větší kontaminace šumem. Druhé měření, jehož výsledek je vidět na obrázku 5.19, demonstruje v grafu 4 nádechy a jedno delší zadržetí dechu, které nebylo nijak ovlivněno šumem. V posledním měření, které je graficky zobrazeno v obrázku 5.20 je vidět ověření toho, že obvod není náchylný na různé pohyby s pásem, jelikož tenzometr je přilepen k pásu lepidlem, nedojde k tak velké změně výstupního napětí obvodu při pohybech jako by tomu bylo při měření s akcelometrem, o kterém se v kapitole 4.3.1. Lepidlo bylo zvoleno jelikož umožňuje spojení různých materiálů, a to i nesusoudných, nemá žádný vliv na materiály, které mají být spojeny a vyšší měrný elektrický odpor lepidla přispívá k vyššímu izolačnímu odporu mezi tenzometrem a neoprenem. [49] Tento obvod je návrhem rozšiřujícím původní zadání práce tak, aby vznikla komplexní platforma pro měření biologických signálů. U tohoto obvodu se může polemizovat i o měření dechových objemů, které by mohly být vypovídající pro různé sportovce a další uživatele. Pro ověření, zdali by obvod mohl měřit dechové objemy, bylo by nutné jej statisticky porovnat se spirometrickým měřením.

Díky těmto rozšířením se OpenBCI ještě více přiblížilo typem možných měření polysomnografu, ale je jej nutné dále rozšiřovat o další moduly, které jsou důležitým faktorem při vyhodnocování nejčastějšího onemocnění, při jehož diagnostice se využívá PSG, a tím je apnoe. V klinické sféře se vyskytují drahé polysomnografy jako je vidět v tabulce 2.3, kde v cenách není zahrnuto další vybavení laboratoře, které může šplhat do milionových čísel. OpenBCI, které bylo převážně určeno k měření mozkové aktivity bylo rozšířeno o měření EKG a dechové frekvence, díky tomu by mohlo v budoucnu dojít k většímu testování a dodání možného prototypu domácího polysomnografu. Pokud by došlo k domácímu měření, náklady jednoho měření by se zmenšily na polovinu a pořizovací cena polysomnografu i na jednu desetinu ceny. Rozšířené OpenBCI by mohlo zvýšit dostupnost spánkové diagnostiky díky své doložené kvalitě a ceně, která by mohla přenést drahá měření do domácností. Samotný prototyp by se v budoucnu nemusel využívat jen v klinické praxi, ale i mezi běžnými uživateli, kteří si chtějí vyhodnocovat svůj spánek, nebo základní biosignály během dne. Výsledná přesnost stanovení srdeční frekvence je 98,9 % v porovnání s nejpoužívanějším uživatelskými zařízeními, které mají

maximální přesnost 97 %. [50] OpenBCI má skvělé výsledky studií při měření EEG v porovnání s klinickým PSG, kde nejpřesnější uživatelský výrobek od firmy Oura má přesnost pouze 85 %. Pokud by došlo ke spojení funkčního EKG s touto přesností a platformy OpenBCI i s dalšími moduly, mohlo by dojít k dodání skvělé kvality mezi běžné uživatele. Pro takové rozšíření je nutné další testování navržených modulů a celé kompatibility systému i mimo laboratorní podmínky.

7 Závěr

Platforma OpenBCI byla rozšířena o možnost nahrávání EKG a dechové frekvence. Navržený design pásu, který je nosným prvkem elektrod a tenzometru, má charakteristický tvar písmene X. Vytvořené programové rozhraní umožňuje vyhodnocovat tepovou frekvenci, variabilitu srdečního rytmu a dechovou frekvenci. Uživatel má také možnost vizuální kontroly záznamu nebo vybraného segmentu. K validace sestaveného modulu pomohlo simultánní nahrávání dat ze simulátoru EKG na konvenční klinický monitor a následného porovnání sledovaných parametrů. Relativní chyba srdeční frekvence EKG modulu pro OpenBCI vyšla 1,1 % a chyba monitorů životních funkcí vyšla 3,3 %. Relativní chyba HRV mezi modulem a monitorem životních funkcí vyšla 78,6 %, což bylo ale způsobeno více faktory, jako je příliš vysoká filtrace monitoru životních funkcí a krátký záznam. OpenBCI bylo také rozšířeno o modul měření dechové frekvence, který je důležitý pro vyhodnocení onemocnění apnoe. Pro tento obvod byla provedena tři měření, kde bylo validována schopnost identifikovat nádech i přes přítomnost nežádoucích pohybů probanda ve spánku. Navržený systém dokáže rozpoznat zadržení dechu a dokáže měřit dechovou frekvenci, ale je nutné provést širší analýzu, která nebyla předmětem této práce. Do budoucna se plánuje prototyp rozšířit o další moduly pro přiblížení k PSG a potencionálně tak umožnit dostupnost tohoto měření. Dlouhodobým cílem je přenést měření do domácnosti místo spánkové laboratoře a snížit počet neléčených pacientů s onemocněním apnoe v populaci.

Seznam použité literatury

- [1] Handbook of EEG Interpretation. Třetí edice. Doody's Review Service, 2021, Lawrence Brown, MD (The Children's Hospital of Philadelphia): William Tatum IV DO, 2021. ISBN 978-0826147080.
- [2] VENSEL RUNDO, Jessica a Ralph DOWNEY. Handbook of Clinical Neurology, 25. Cleveland Clinic Sleep Disorders Center, Cleveland, OH, United States: Jessica Vensel Rundo, 2019. ISBN 9780444640321.
- [3] Jean Tirole. THE SIMPLE ECONOMICS OF OPEN SOURCE. NBER WORKING PAPER SERIES. 1050 Massachusetts Avenue Cambridge, MA 02138: NBER WORKING PAPER SERIES, 2000, 37.
- [4] OpenBCI [online]. Brooklyn, NY: OpenBCI, 2014 [cit. 2022-03-27]. Dostupné z: <https://openbci.com>
- [5] Chu, M., Nguyen, T., Pandey, V. et al. Respiration rate and volume measurements using wearable strain sensors. npj Digital Med 2, 8 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0083-3>
- [6] Hypnodyne Zmax [online]. Hypnodyne [cit. 2022-03-29]. Dostupné z: <https://hypnodynecorp.com>
- [7] Vernier: respiration belt [online]. USA [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: <https://www.vernier.com/product/go-direct-respiration-belt/>
- [8] Tenzometr: Conrad [online]. Česká Republika, 2022 [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: <https://www.conrad.cz/p/tenzometr-1-ks-ecf-350-15aa-23-o-sp-d-x-s-45-mm-x-35-mm-1207591>
- [9] Tenzometr. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Tenzometr>
- [10] Zdeněk, V.: EEG v epileptologii dospělých. Praha: Grada, 2004.
- [11] Forrest Sheng Bao, Ya-Liang Li, Jue-Ming Gao, and Jin Hu. Performance of dynamic features in classifying scalp epileptic interictal and normal eeg. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE, pages 6308–6311. IEEE, 2010.
- [12] Vladimír Krajča and Jitka Mohylová. Číslicové zpracování neurofyziologických signálů. České vysoké učení technické, V Praze, 1. vyd. edition, 2011. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [13] Josef Faber. Elektroencefalografie a psychofyziologie. ISV, Praha, vyd. 1. edition, 2001. ISBN 80-858-6674-9.

- [14] Svatoš, J.: Biologické signály, ČVUT Praha 1998, ISBN:80-01-01822-9.
- [15] Josef Faber. EEG. Triton, Praha, vyd. 1. edition, 1997. ISBN 8085875519.
- [16] J Rieger, Lenka Lhotská, and V Krajčca. Zpracování dlouhodobých eeg záznamů, 2004.
- [17] Odporové tenzometry - princip, provedení, použití, historie | Automatizace.HW.cz. Automatizace.HW.cz | Elektronika v automatizaci [online]. [cit. 10.01.2023]. Dostupné z: <https://automatizace.hw.cz/foliove-odporove-tenzometry-princip-provedeni-pouziti-historie.html>
- [18] Rhdv. Wheatstonebridge. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2023-01-05]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Wheatstonebridge.svg>
- [19] Odporové tenzometry - princip, provedení, použití, historie | Automatizace.HW.cz. Automatizace.HW.cz | Elektronika v automatizaci [online]. [cit. 10.01.2023]. Dostupné z: <https://automatizace.hw.cz/foliove-odporove-tenzometry-princip-provedeni-pouziti-historie.html>
- [20] JOHN G. WEBSTER a EDITOR IN CHIEF. *Encyclopedia of medical devices & instrumentation*. 2nd ed. New York: Wiley, 2006. ISBN 9780471732877.
- [21] James Nestor. *Dech: Nové poznatky o ztraceném umění*. Host. ISBN 8027509149, 9788027509140.
- [22] Healthkart [online]. USA, 2021 [cit. 2022-06-19]. Dostupné z: <https://www.healthkart.com/connect/what-is-the-best-sleeping-position-for-digestion/>
- [23] *JMIR Res Protoc*. 2020 Jul; 9(7): e15437. Published online 2020 Jul 20. doi: [10.2196/15437](https://doi.org/10.2196/15437)
- [24] Bluetooth. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2023-01-22]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
- [25] Prevalence of obstructive sleep apnea in the general population: A systematic review. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1087079216300648>: Chamara V. Senaratna, Jennifer L. Perret, Caroline J. Lodge, Adrian J. Lowe, Brittany E. Campbell, Melanie C. Matheson, Garun S. Hamilton, Shyamali C. Dharmage,. 2017, 34. ISSN ISSN 1087-0792.
- [26] Sleep Disorders and Sleep Deprivation: An Unmet Public Health Problem: Institute of Medicine (US) Committee on Sleep Medicine and Research; Colten HR, Altevogt BM, editors. Washington (DC): National Academies Press (US); 2006. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1087079216300648>:

- Chamara V. Senaratna, Jennifer L. Perret, Caroline J. Lodge, Adrian J. Lowe, Brittany E. Campbell, Melanie C. Matheson, Garun S. Hamilton, Shyamali C. Dharmage,. 34. ISSN ISSN 1087-0792. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK19962/>
- [27] Chinoy ED, Cuellar JA, Huwa KE, Jameson JT, Watson CH, Bessman SC, Hirsch DA, Cooper AD, Drummond SPA, Markwald RR. Performance of seven consumer sleep-tracking devices compared with polysomnography. *Sleep*. 2021 May 14;44(5):zsaa291. doi: 10.1093/sleep/zsaa291. PMID: 33378539; PMCID: PMC8120339. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8120339/>
- [28] Cardona-Álvarez YN, Álvarez-Meza AM, Cárdenas-Peña DA, Castaño-Duque GA, Castellanos-Dominguez G. A Novel OpenBCI Framework for EEG-Based Neurophysiological Experiments. *Sensors (Basel)*. 2023 Apr 6;23(7):3763. doi: 10.3390/s23073763. PMID: 37050823; PMCID: PMC10098804.
- [29] Chandrasekaran R, Katthula V, Moustakas E. Patterns of Use and Key Predictors for the Use of Wearable Health Care Devices by US Adults: Insights from a National Survey. *J Med Internet Res*. 2020 Oct 16;22(10):e22443. doi: 10.2196/22443. PMID: 33064083; PMCID: PMC7600024.
- [30] Chee NIYN, Ghorbani S, Golkashani HA, Leong RLF, Ong JL, Chee MWL. Multi-Night Validation of a Sleep Tracking Ring in Adolescents Compared with a Research Actigraph and Polysomnography. *Nat Sci Sleep*. 2021 Feb 15;13:177-190. doi: 10.2147/NSS.S286070. PMID: 33623459; PMCID: PMC7894804.
- [31] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie: 3., přepracované a doplněné vydání*. 1. elektronické vydání. Grada, 2006. ISBN 9788024770345.
- [32] Human heart. In: *Encyclopædia Britannica* [online]. Encyclopædia Britannica [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/science/heart#/media/1/258344/121131>
- [33] KITTNAR, Otomar; KOLEKTIV. *Lékařská fyziologie*. In: 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, a.s., 2020, s. 155–262. ISBN 9788027114290.
- [34] ECG waves. In: *Encyclopædia Britannica* [online]. Ezmedlearning: Ezmedlearning, 2020 [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: <https://www.ezmedlearning.com/blog/ekg-wave>
- [35] PUMPRLA, Jiri; SOVOVA, Eliska; HOWORKA, Kinga. Variabilita srdecni frekvence: Vyuziti v interni praxi se zamerenim na metabolicky syndrom. *Internal Medicine for Practice*. 2014, roč. 16, č. 5, s. 205–209. ISSN 12127299. Dostupné také z: <https://www.internimedicina.cz/artkey/int2014050009.php>.

- [36] Muse [online]. USA: Muse, 2023 [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: <https://choosemuse.com>
- [37] Bluetooth. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 16. 03. 2023, 21:59 UTCn. 1. [cit. 2023-05-07]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
- [38], Adnav. EKG svody. In: Wikiskripta [online]. Praha: Wikiskripta, 8. 5. 2011, 22:21n. 1. [cit. 2023-05-08]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Elektrokardiografie>
- [39] EKG elektroda. In: Davis medical [online]. Inc. 2441 Cades Way, Building 200 Vista, California 92081: Wikiskripta [cit. 2023-05-08]. Dostupné z: https://www.davismedical.com/Products/Kendall-Medi-Trace-535-Foam-Diaphoretic-ECG-Electrode-CASE600_KDS-STR-31115788.aspx
- [40] ELECTROPHYSIOLOGY, Task Force of the European Society of Cardiology the North A. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation* [online]. Rok: 1996, issn 0009-7322. Dostupné z doi: <10.1161/01.CIR.93.5.1043>, [vytvoreno 2023-04-29].
- [41] SHAFFER, Fred; GINSBERG, J. P. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health* [online]. Rok: 2017, issn 2296-2565, dostupné z doi: <10.3389/fpubh.2017.00258>, [vytvoreno 2023-04-29].
- [42] MALIK, Marek; CAMM, A. John. Components of Heart Rate Variability — What They Really Mean and What We Really Measure. *The American Journal of Cardiology* [online]. Rok: 1993, issn 00029149, Dostupné z doi: <10.1016/0002-9149(93)91070-X>, [vytvoreno 2023-04-29].
- [43] KOCH, Celine; WILHELM, Marcel; SALZMANN, Stefan; RIEF, Winfried; EUTENEUER, Frank. A Meta-Analysis of Heart Rate Variability in Major Depression. *Psychological Medicine* [online]. 2019, issn 0033-2917. Dostupné z doi: <10.1017/S0033291719001351>, [vytvoreno 2023-04-29].
- [44] RENNA, Megan E.; SHROUT, M. Rosie; MADISON, Annelise A.; BENNETT, Jeanette M.; MALARKEY, William B.; EMERY, Charles F.; KIECOLT-GLASER, Janice K. Distress Disorder Histories Predict HRV Trajectories during and after Stress. *Psychoneuroendocrinology* [online]. Rok: 2022, issn 03064530. Dostupné z doi: <10.1016/j.psyneuen.2021.105575>, [vytvoreno 2023-04-29].
- [45] ISAIENKO, Vladyslav. Analysis of PSG in sleep paralysis: <http://hdl.handle.net/10467/104620>. Kladno, 2022. Bakalářská práce. FBMI ČVUT. Vedoucí práce Ing. Marek Piorecký Ph.D.

- [46] Peng S, Xu K, Chen W. Comparison of Active Electrode Materials for Non-Contact ECG Measurement. *Sensors (Basel)*. 2019 Aug 17;19(16):3585. doi: 10.3390/s19163585. PMID: 31426518; PMCID: PMC6720752.
- [47] ARMON, MD, MSC, MHS, Carmel. Polysomnography [online]. In: . Apr 29, 2020 [cit. 2023-05-13]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1188764-overview>
- [48] Matlab. Matlab [online]. [cit. 2023-05-13]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/discovery/what-is-matlab.html>
- [49] How to Select the Right Adhesive for your Strain Gauge Installation. Hbkworld [online]. Denmark: Hottinger Brüel & Kjær [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: https://www.hbkworld.com/en/knowledge/resource-center/articles/2023/strain-measurement-basics/strain-gauge-fundamentals/selecting-adhesives-for-strain-gauge-installation#!ref_www.hbm.com
- [50] Fuller D, Colwell E, Low J, Orychock K, Tobin MA, Simango B, Buote R, Van Heerden D, Luan H, Cullen K, Slade L, Taylor NGA. Reliability and Validity of Commercially Available Wearable Devices for Measuring Steps, Energy Expenditure, and Heart Rate: Systematic Review. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2020 Sep 8;8(9):e18694. doi: 10.2196/18694. PMID: 32897239; PMCID: PMC7509623.

Příloha A: Skript pro vyhodnocení EKG a dechové aktivity naměřené pomocí OpenBCI

Skript pro zpracování dat z OpenBCI nalezneme v přiloženém zip. Popis činnosti skriptu nalezneme v kapitole 5.4.