



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

**FAKULTA DOPRAVNÍ**

Ondřej Bešťák

**Využití elektroencefalografie pro sledování**

**únavy u pilotů**

Bakalářská práce

**2020**

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

Fakulta dopravní

děkan

Konviktská 20, 110 00 Praha 1



**K621 .....Ústav letecké dopravy**

**ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**  
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

**Ondřej Bešťák**

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

**B 3710 – TUL – Technologie údržby letadel**

Název tématu (česky): **Využití elektroencefalografie pro sledování únavy u pilotů**

Název tématu (anglicky): Use of Encephalography for Fatigue Monitoring of Pilots

**Zásady pro vypracování**

Při zpracování bakalářské práce se řiďte následujícími pokyny:

- Vypracujte analýzu současného stavu v oblasti sledování únavy s využitím elektroencefalografie (EEG).
- Sestavte nositelné, nízkonákladové zařízení určené pro měření EEG a verifikujte jeho funkčnost.
- Navrhněte experiment pro měření únavy u pilotů a pomocí sestaveného zařízení vykonajte pilotní měření.
- Na základě dosažených výsledků diskutujte možnosti využití EEG pro účely měření a evaluace únavy.



- Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucího bakalářské práce
- Rozsah průvodní zprávy: minimálně 35 stran textu (včetně obrázků, grafů a tabulek, které jsou součástí průvodní zprávy)
- Seznam odborné literatury: JACKSON, F. The neurophysiological bases of EEG and EEG measurement: A review for the rest of us. *Psychophysiology*. 2014, 51(11), 1061-1071.  
KIM, J. An Instant Donning Multi-Channel EEG Headset (with Comb-Shaped Dry Electrodes) and BCI Applications. *Sensors*. 2019, 19(7) [Online]

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.**  
**Ing. Lenka Hanáková**

Datum zadání bakalářské práce: **4. července 2019**  
(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

Datum odevzdání bakalářské práce: **10. srpna 2020**  
a) datum prvního předpokládaného odevzdání práce vyplývající ze standardní doby studia a z doporučeného časového plánu studia  
b) v případě odkladu odevzdání práce následující datum odevzdání práce vyplývající z doporučeného časového plánu studia

doc. Ing. Jakub Kraus, Ph.D.  
vedoucí  
Ústavu letecké dopravy



doc. Ing. Pavel Hrubeš, Ph.D.  
děkan fakulty

Potvrzuji převzetí zadání bakalářské práce.

Ondřej Bešťák  
jméno a podpis studenta

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat doc. Ing. Bc. Vladimíru Sochovi, Ph.D. a Ing. Lence Hanákové za odborné vedení, pomoc a rady při psaní této bakalářské práce. Zároveň touto cestou děkuji rodině, která mě při vytváření této práce a po dobu celého studia podporovala, a bez jejich pomoci by nebylo možné práci dokončit.

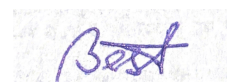
## **Prohlášení**

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, zpracovanou na závěr studia na Fakultě dopravní ČVUT v Praze.

Prohlašuji, že jsem předloženou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem č.1/2009 „O dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.“

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

V Praze dne 6.8.2020



Podpis

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta dopravní

VYUŽITÍ ELEKTROENCEFALOGRAFIE PRO SLEDOVÁNÍ ÚNAVY U PILOTŮ

bakalářská práce  
srpen 2020  
Ondřej Bešťák

#### **ABSTRAKT**

Předmětem bakalářské práce „Využití elektroencefalografie pro sledování únavy pilotů“, je analyzovat současný stav indikace únavy pomocí EEG. Další bod je pořídit a vyzkoušet nízkonákladový přístroj, který je s dostatečnou přesností je schopen měřit signál EEG. Dále pak tedy vymyslet experiment pro ozkoušení funkčnosti tohoto zařízení a provést pilotní měření.

#### **Klíčová slova**

Elektroencefalografie, únava, pilot

#### **ABSTRACT**

The subject of the bachelor thesis „Use of Encephalography for Fatigue Monitoring of Pilots,“ is analysis actual state of EEG usage for monitoring EEG signal. The next part is to try an available device that is sufficiently accurate to measure the EEG signal. Next, come up with an experiment to test the functionality of this device and perform a pilot measurement.

#### **Key words**

Encephalography, fatigue, pilot

# Obsah

<b>ÚVOD</b> .....	<b>5</b>
<b>1 ANALÝZA SOUČASNÉHO STAVU</b> .....	<b>7</b>
1.1 HISTORIE .....	7
1.2 ELEKTROENCEFALOGRAFIE .....	7
1.3 PŘEHLED STUDIÍ.....	9
1.4 ZPRACOVÁNÍ EEG.....	17
1.5 FOURIEROVA TRANSFORMACE .....	18
1.6 FILTRACE V MATLABU .....	20
1.7 SHRUTÍ.....	21
<b>2 METODIKA</b> .....	<b>22</b>
2.1 POPIS MĚŘÍČÍHO ZAŘÍZENÍ .....	22
2.2 POPIS EXPERIMENTŮ .....	23
2.3 POSTUP ZPROVOZNĚNÍ HELMY .....	27
2.4 ZPRACOVÁNÍ DAT ZE ZÁZNAMU .....	29
2.5 NÁVRH SKRIPTU PRO ZPRACOVÁNÍ DÁT.....	30
<b>3 VÝSLEDKY</b> .....	<b>35</b>
<b>4 DISKUZE</b> .....	<b>39</b>
<b>5 ZÁVĚR</b> .....	<b>41</b>
<b>6 POUŽITÉ ZDROJE</b> .....	<b>43</b>
<b>7 SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>46</b>

# Úvod

Únava je jedna z hlavních příčin úrazu v práci. Nejedná se pouze o úrazy, které z únavy vycházejí, ale i chybovost pracovníka, který je fyzicky vyčerpaný. To je problém, který by se měl řešit v každé profesi. Nicméně piloti mají zodpovědnost za stovky životů a jejich chyby by nastávat neměly vůbec. Tudíž pokud budeme správně monitorovat, v jakém stavu jsou před letem, nebo jak se jejich únava mění v průběhu výkonu práce, bude možné podnikat další kroky, které povedou k bezpečnějšímu letovému provozu. Jejich pracovní nasazení vyžaduje bdělou pozornost po celou dobu letu a je tedy nutné předcházet případné únavě, která by mohla mít fatální následky.

Ke sledování lidské únavy lze použít několik přístrojů. U řidičů lze například využít aktivního sledování zorniček, ze kterého lze následně posoudit jeho stav. Já se v této bakalářské práci ovšem budu zabírat detekcí únavy pomocí elektroencefalografu.

Elektroencefalografie (EEG) je metoda používaná k záznamu aktivity mozku za pomoci elektrod rozmístěných po hlavě sledovaného subjektu. Dříve bylo nutné použití elektrod, které pro správné měření potřebovaly před jejich připevněním nanést gel. To bylo nepraktické, pokud by se jednalo o měření, které se provádí častěji, například před vykonáváním, nebo během vykonávání práce. S postupným vývojem technologie EEG jsme nyní schopni používat tzv. suché elektrody, které již nepotřebují nanesení gelu a stále jsou schopny naměřit kvalitní EEG záznam, který lze dále zpracovávat a využívat jeho data k hlubší diagnostice pracovníka.

V předchozích letech probíhala spousta měření zabývající se právě měřením únavy za pomoci EEG. Díky tomu nyní víme, že únavu lze měřit za pomoci rozkladu mozkové aktivity na jednotlivá pásma z frekvenčního spektra. Konkrétně se jedná o vlny alfa, beta, delta a theta. Frekvence těchto pásem jsou udávány v měřeních rozdílně. Proto bylo nutné si v našem experimentu určit jaké frekvence budou pro daná pásma odpovídat.

Pokud již obdržíme naměřená data a rozdělíme signál do jednotlivých pásem, s určením vhodné metody lze dále vypočítat, jak silná je únava během daného měření a s tímto výsledkem nadále nakládat. Například lze určit, že personál je extrémně vyčerpaný a je velká pravděpodobnost, že by v důsledku toho při vykonávání práce chyboval. Na základě naměřených údajů, které by byly během letu signálem, že je pilot unavený by bylo možné jeho práci na určitou dobu nahradit druhým pilotem tak, aby se předešlo neočekávaným komplikacím.

U posouzení výsledků z EEG ovšem není zatím dán postup, a tak v průběhu práce budeme muset provést kompletní zpracování dat od prvotního naměření, později upravené filtrací, až po provedení rozkladu na spektrální analýzu. Když již budeme mít tyto výsledky, bude možné sledovat jak se za určitých podmínek a předpokladu aktivity při různých úkolech, mění poměry jednotlivých pásem mozkové aktivity.

Pokud data naměřená na nízkonákladovém přístroji pro měření EEG budou dostatečně přesná, a díky tomu dávající dostatečné hodnoty, které budou odpovídat předpokladu, bude možnost tento přístroj využít.

Jestliže dojdeme k relativně přesným výsledkům, mohla by se naskytnout i možnost zjistit, na kterých elektrodách je právě únava nejlépe poznatelná. S tímto poznatkem budeme schopni upravit headset, popř. vymyslet vlastní pouze za použití dodávaných elektrod. Tento systém by byl skladnější a méně problémový při přenášení a dal by se implementovat přímo do pracovní infrastruktury a tím již přímo monitorovat únavu pilota.

Dosažený výsledek v této bakalářské práci budou pouze vyhodnocená data a poměry jednotlivých pásem. Ovšem s touto znalostí je možné provést další výzkumy a projekty. Tyto další výzkumy by v ideálním případě vedly k poznatkům, jak na základě naměřených výsledků mozkové aktivity pilota informovat, že by měl zvážit a realizovat preventivních opatření. Nebo dokonce preventivní opatření provádět za něj. Nastává zde i možnost vymyslet systém, který pilota převede do bdělejšího stavu, ale to je již nad rámec zadání mé bakalářské práce a je to podnět pro další projekty.

Tato bakalářská práce je zaměřená především na leteckou dopravu a zejména tedy na piloty, nicméně využití následujících výsledků může mít využití ve většině oborů, kde je především pracovní výkonnost snadno ovlivnitelná únavou.



# 1 Analýza současného stavu

## 1.1 Historie

Počátky měření elektroencefalografie sahají do 80. let 19. století, kdy lékař z Liverpoolu, Richard Caton, předvedl své výsledky měření elektrických jevů, na exponovaných mozkových hemisférách, u králíků a opic. Po tomto pokusu se začalo o měření mozkové aktivity zajímat více vědců. V roce 1934 se začala elektroencefalografie implementovat do zdravotnického systému v USA. To bylo možné díky zvětšení přesnosti jednotlivých komponentů, která EEG zaznamenávaly [1].

Postupně se zlepšoval systém měření a upravoval tak, aby byl co nejméně náročný. Jako dobrý příklad lze použít elektrody. Dříve bylo zapotřebí nanášet gel, který zajistil správný kontakt. Nyní je technologie tak vyspělá, že gel již není potřeba k dosažení dostatečné přesnosti naměřených dat [2].

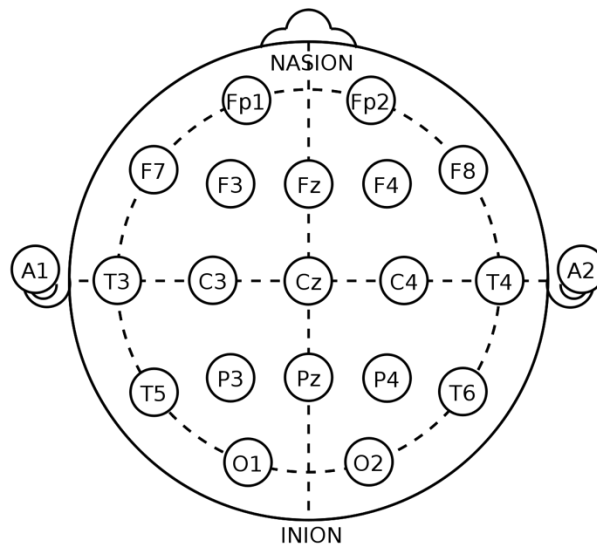
## 1.2 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (EEG) je diagnostická metoda používána k záznamu elektrické aktivity mozku. EEG se řadí mezi neinvazivní metody. Změny v polarizaci neuronů jsou snímány povrchovými elektrodami. Elektroencefalogram je záznam časové změny polarizace neuronů a neuroglie v centrálním nervovém systému. Jde především o aktivitu povrchových struktur, amplituda potenciálů z povrchu kůže lebky se pohybuje v desítkách  $\mu\text{V}$ .

Zdrojem EEG aktivity jsou hlavně excitační (EPSP) a inhibiční postsynaptické potenciály (IPSP), podstatně méně akční potenciál (sice jsou větší, ale mnohem kratší, a ne tak často). Zvláště významné jsou pro genezi EEG neurony pacemakerového typu. Technicky se při záznamu EEG porovnává potenciál dvou bodů na kůži lebky = bipolární záznam, nebo rozdíl elektrického potenciálu mezi aktivním bodem mozkové tkáně (pod aktivní, explorační elektrodou) proti bodu s nulovým potenciálem (pod neaktivní, referenční elektrodou – např. ušní boltce, kořen nosu) = unipolární záznam.

V našem případě se jedná o unipolární záznam, protože náš přístroj využívá referenční elektrodu na ušním boltci. Rovněž je náš přístroj založen na rozložení elektrod systémem 10-20. To znamená, že obvod hlavy je rozdělen po obvodu na úseky po 10 % a 20 %. Elektrody umístěné nejvíce vpředu nazýváme prefrontální, za nimi je rozmístěna řada

elektrod frontálních. Dále následují elektrody centrální, pak parietální a nejvíce vzadu jsou elektrody occipitální. Po stranách pak umísťujeme elektrody temporální. Obecně pomocí EEG se přijímá signál z mozku a sleduje se periodicitata signálu.



Obrázek 1 Rozložení 10 – 20 (převzato z [3])

Mozek vysílá mnoho impulzů, které se označují jako aktivity. Nejznámější je aktivita alfa s frekvencí cca 12 Hz, kterou sledujeme u dospělých v occipitální oblasti hlavy při zavřených očích. Pomalejší frekvence (theta a delta) mohou být v bdělém stavu u dospělých patologickým příznakem. Během spánku jsou naproti tomu identifikátorem různých spánkových stádií, čehož se využívá ve spánkových laboratořích. U dětí mohou být tyto frekvence měřítkem vyžralosti CNS.

Zjednodušeně můžeme říct, že únavu, kterou budeme v této bakalářské práci zkoumat, můžeme naměřit pomocí přístroje jako aktivitu theta a delta. Ty se pohybují ve frekvenčním spektru: delta =  $\pm 0$  to 4 Hz, theta = 4 – 8 Hz. V nasnímaném signálu se objevují ještě tzv. artefakty. Jako artefakt označujeme nežádoucí signál transponovaný na EEG záznam, mající svůj původ jinde než ve zkoumané oblasti. Rozlišujeme artefakty biologické a technické.

## 1. Technické

- 1.1. Síťový brum – artefakt síťového kmitočtu a jeho násobky
- 1.2. Šum přístroje – každá elektronická součástka v okolí, kterou protéká el. proud generuje šum, který může narušit měřený signál
- 1.3. Elektrostatické potenciály – Vzniká díky špatnému kontaktu elektrody s měřeným objektem

## 2. Biologické

- 2.1. Artefakty srdeční aktivity – zjednodušeně se jedná o zaznamenávání signálu srdečních stahů. Amplituda tohoto signálu bývá nízká, nikoliv zanedbatelná
- 2.2. Artefakty vyvolané pohybem očí - Oční bulva svým uspořádáním vytváří elektrický dipól, který při svém pohybu generuje do elektrod signál poměrně vysoké amplitudy. Vzhledem k umístění oka jsou těmito artefakty nejvíce zatíženy elektrody nad přední (frontální) částí lebky.
- 2.3. Artefakt vyvolané svalovou aktivitou - Jejich příčinou je elektrické pole, generované při kontrakci svalu. Je nejčastěji se vyskytujícím artefaktem v EEG záznamu vůbec. Nejvýznamnější podíl na vzniku artefaktu mají obličejové svaly, zejména svaly čelistí, svaly okolo očí a jazyk [3].

Přenos informací v mozku (ale i celé nervové soustavě) je na základě přenosu elektrických potenciálů - ty vzniknou následkem depolarizace na membráně neuronu. Tento vzruch se šíří axonem až na jeho konec, což je presynaptická membrána, spojení s dalším neuronem (postsynaptická membrána) probíhá prostřednictvím různých neurotransmiterů jako je třeba acetylcholin, který se na základě dosažení vlny depolarizace k synaptickému butonu uvolní z vezikul do synaptické štěrbině mezi dvěma neurony. Takto se přenáší postupně k neuronům ke skalpu. Elektroda, která snímá tyto potenciály je přímo v kontaktu se skalpem. Dále se na elektrodě nachází zesilovač, který tento signál posílá dále ke zpracování přes jednotlivé dráty, až na desku plošných spojů, ze které tyto data putují dále do systému, který slouží k ukládání naměřených dat [2].

### 1.3 Přehled studií

Using EEG spectral components to assess algorithms for detecting fatigue

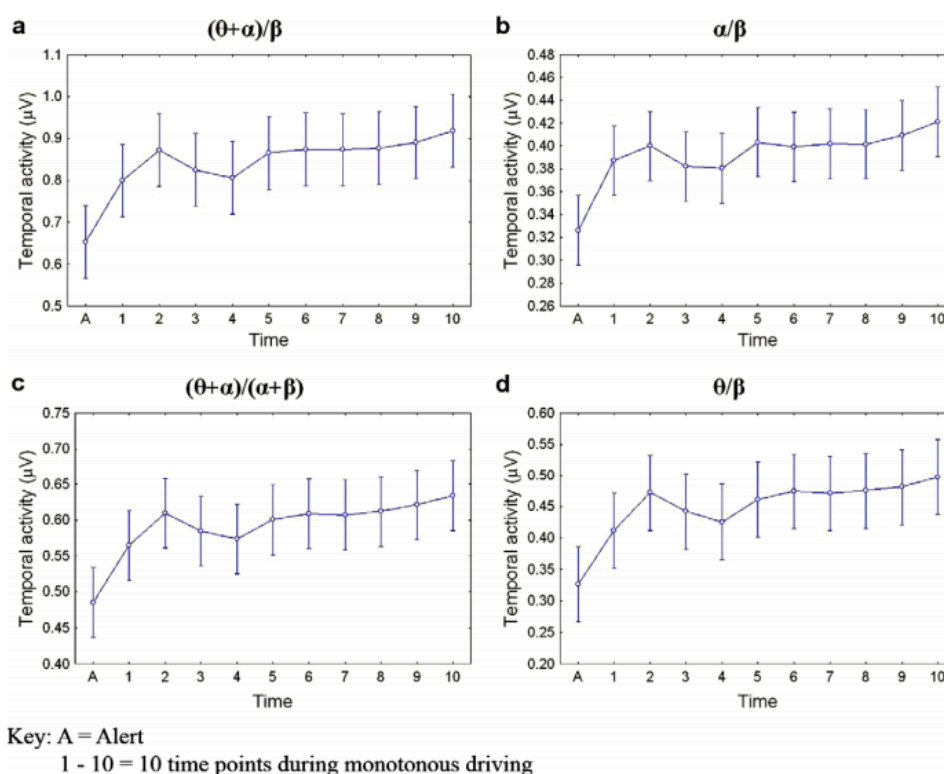
Tato studie se zabývá vlivem únavy na řidiče. Únava je riziko, kterému je vystavován každý řidič. Díky mnoha výzkumům bylo vypořádáno, že únava se dá identifikovat také například měřením pomocí EEG. Pomocí zařízení na měření EEG, se skenují 4 mozkové aktivity – alfa, beta, delta a theta. Dále zde využívají 4 různé algoritmy. Tyto algoritmy jsou následující: algoritmus (i) (theta + alfa) / beta, algoritmus (ii) alfa/beta, algoritmus (iii) (theta + alfa) / (alfa + beta), a algoritmus (iv) theta/beta. Výsledkem bylo ustálení aktivit theta a delta. Naopak alfa se lehce snížila a beta se snížila razantně.

Studie probíhala na 52 neprofesionálních řidičích, ve věkovém rozmezí 20-70 let. Měření probíhalo v simulátoru, s udržovanou teplotou tak, aby nehrála roli ve výsledcích. Činnost byla rozdělena do 2 částí. První část byla 10-15 minut v relativně hustém provozu. V druhé části se jednalo o cca 60 minut řízení, ve kterém bylo úkolem udržovat konstantní rychlost v rozmezí 60-80 km/h. V druhém pokusu se jednalo o provoz s minimální hustotou.

Bylo použito zařízení na měření EEG s 30 elektrodami, které byly rozmístěny systémem 10-20. Vzorkovací frekvence 1000Hz. Sesbíraná data byla zpracována a byla provedena FFT. Díky tomu bylo možno rozdělit vlny na rychlé (alfa, beta) a pomalé (delta, théta). Algoritmy (i) a (ii) byly použity k měření únavy. Algoritmy (iii) a (iv) jsou poměrové.

Na naměřených datech byla rovněž proveden ANOVA test. V porovnání stavů člověka bylo viditelné snížení krevního tlaku a srdečního tepu. Poté byl proveden studentův t-test.

Naměřené hodnoty byly zpracovány a následně vytvořeny – grafy, brain mapy apod.



Obrázek 2 Tabulky časové aktivity vykreslené v průběhu času během jízdy pro čtyři algoritmy

(převzato z [4] str. 6)

Ve výše přiložených grafech je možno sledovat, jak se měnily poměry jednotlivých pásem v průběhu času měření [4].

## EEG Data Collected From Helicopter Pilots in Flight Are Sufficiently Sensitive to Detect Increased Fatigue From Sleep Deprivation

Tato studie má za účel zajistit větší bezpečí v odvětví pilotů helikoptér. Výhoda užití elektroencefalografie je ta, že to je nejpřímější možnost identifikace stavu centrální nervové soustavy. Nevýhodou je naopak složitost sbírání dat a jejich následná analýza, především během samotného letu.

Během dlouhých desetiletí se postupně ukazovalo, že je přece jen možné, data vyhodnocovat i během letu. Měření probíhalo na pilotech, kteří byli po delší dobu bez spánku, tudíž byli ve spánkovém deficitu.

Měřilo se jak na simulátoru, tak na reálném vrtulníku. Zkoumalo se, zda i během pilotování bude poměr alfa a théta podobný, jako před pilotováním. Měření se zúčastnilo 10 pilotů (9 mužů, 1 žena) letounu UH-60. K vyhodnocování, byli piloti rovněž podrobováni testu nálady. Tzv. „Profile of mood states“ – POMS. To je test, který má 65 otázek, zaměřených na vliv nebo náladu na šesti stupních: napětí - úzkost, deprese - skleslost, hněv - nepřátelství, energičnost - aktivita, únava - setrvačnost a zmatenost.

Měření probíhalo ve 3 dnech. První den byli piloti podrobeni třem „training sessions“. Druhý a třetí den byly 3 „testing sessions“. Mezi druhým a třetím dnem, neměli piloti dovoleno spát, konzumovat kofein, alkohol či jiné podpůrné látky. Training probíhal ve 3 fázích, každá byla jeden let s bezpečnostním pilotem, který pouze dohlížel na bezpečnost letu.

Lety byly naplánovány na 14:00, 17:00 a 20:00. Během testování byli nejdříve požádáni o to, aby byli pouze 5 minut s otevřenými očima a dalších 5 se zavřenými. To mělo za následek to, že se stabilizovali a měření nemělo tolik vedlejších vlivů, jako například z přílišného mrkání, nebo dalšího zbytečného pohybu, který na měření také hraje velkou roli [5].

## Evaluation of driver fatigue on two channels of EEG data

Využívání EEG je nejefektivnější způsob, jak vypořádat únavu. V tomto případě se jednalo o měření řidičů aut. Ke zjednodušení rozlišování jednotlivých artefaktů, jako jsou pohyby očí, pohyby pokožky, tváří apod. se zde berou jako artefakty všechny impulzy, které přesahují hodnotu 50-70  $\mu$ V.



Obrázek 3 Řídicí simulátor použitý v tomto výzkumu (převzato z [6] str. 2)

Výsledek celé studie, je to, že k identifikaci únavy by mělo postačovat měření pouze z 2 elektrod. Konkrétně se jedná o elektrody Fp1 and O1. Nicméně problematika tohoto tématu je v tom, že ne každý jedinec má příznaky únavy stejné, to by mohlo mít za následek to, že by měření mohlo probíhat občas chybně a únava by se tedy nemusela na počítačích zaregistrovat.

K ověření této teorie bylo v tomto měření bylo použito pouze vzorku 20 lidí. Pokud bychom byli schopni provést měření na více jedincích, výsledky mohou být samozřejmě mnohem přesvědčivější. Nejlepší forma ozkoušení této teorie je pokusit se naměřit na vzorku co nejvíce jedincích příznaky únavy, a to pomocí právě těchto dvou elektrod. Dále by se musel vyvinout program, který zaznamenává tyto dva signály a následně vyhodnocuje z algoritmů „velikost únavy“ a zda má reálně vliv na výkonnost. Musíme také zvážit možnost, že každý vykazuje na elektroencefalografu únavu jinak. Myšleno je toto tak, že někdo může být unaven při jiném rozdílu Alfa a Théta vln. Právě z tohoto důvodu, by bylo velmi složité stanovit obecně, kdy se člověk může brát za unaveného a vyvozovat z toho preventivní opatření.

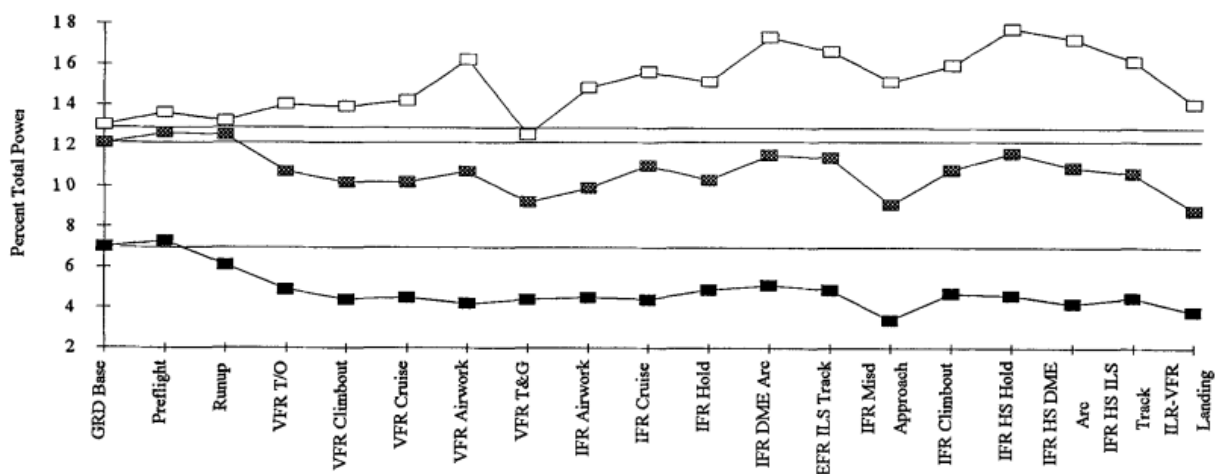
Pokud by se ovšem tato teorie potvrdila, možnost měření únavy pilotů pomocí elektroencefalografie, by byla mnohem více reálná. Právě díky tomu, že systém by byl jak na zpracování jednodušší, tak v tom, že by bylo příslušenství podstatně lépe snesitelné na hlavě po celou dobu letu. Nicméně velký problém by mohl nastat v rozlišování jednotlivých artefaktů. Práce pilotů například obsahuje vizuální kontrolu spousty prvků palubních přístrojů a mnohého dalšího. To se samozřejmě na elektroencefalografu bude promítat a muselo by se předejít zaznamenávání a zpracovávání těchto artefaktů.

Jestli se toto vše povede, budeme schopni piloty upozorňovat na jejich fyzický stav a nadále by se dalo brát další opatření, které by z toho mohla vést [6].

#### EEG AND SUBJECTIVE MEASURES OF PRIVATE PILOT WORKLOAD

Další možnost využití elektroencefalografie je zjištění pracovní zátěže na pracovníka, při vykonávání své práce. V této práci se elektroencefalografie právě této problematice věnuje.

Čím dále se v letecké dopravě posouváme, tím složitější je pilotování letadla pro piloty z hlediska psychiky, a především z hlediska velmi vysoké pracovní zátěže. Bylo tomuto experimentu vystaveno několik pilotů moderních osobních letadel. Trasa jejich letu se nastavila tak, aby se v určitých částech měnila míra jejich pracovní zátěže. Dále se trasa měnila z VFR na IFR, kde VFR (visual flight rules) je let, která probíhá na základě výhledu z letadla, naopak IFR (instrument flight rules) je let podle palubních přístrojů. Trasa byla rozdělena dohromady na 24 segmentů, ve kterých měli piloti daný úkol. V tomto bodě se bral průměr hodnot vln alfa, beta a théta. Tyto hodnoty byly pak vyneseny na graf, ze kterého se pak dalo relativně dobře odhadnout, jaká byla zhruba zátěž v daných segmentech. Rovnou z grafu je patrné, že vlny théta jsou postupně rostoucí, a to díky kontinuální zátěži a v závislosti na tom postupně rostoucí únavě. Dále je ovšem vidět, že théta není lineární. Závisí to především na tom, jaký úkon byl zrovna prováděn [7].



Obrázek 4 Průběh měření, na kterém jsou vykresleny průměrné hodnoty vlnění théta, alfa a beta (převzato z [7] str. 2)

## A Smart Safety Helmet using IMU and EEG sensors for worker fatigue detection

Tento článek představuje bezpečnostní helmu, která má vzhled jako klasická ochranná helma a ta chrání hlavu před úrazem. Helma má dále zabudované senzory EEG, pohybu hlavy a PCB.

Vývojáři věří, že pomocí kombinace měření EEG a pohybu hlavy je možné rozeznat podle různých znaků, zda je pracovník unaven. Díky tomuto rozeznání, jsme potenciálně schopni redukovat počet chyb a úrazů na pracovišti, které jsou právě únavou zaviněny.

Kromě předcházení úrazu, lze samozřejmě zároveň možno zajistit větší produktivitu zaměstnanců. Průzkumy ukazují, že větší množství úrazů při práci nastává u pracovníků, kteří pracují na směny. To je dáno především jejich únavou, způsobenou střídáním denní a noční směny a velmi často také jejich delší pracovní dobou. Celkově je únava považována za příčinu u zhruba 20% úrazů, a to obecně na všech pracovištích.

Další část úrazů je způsobena, pokud se používají obráběcí stroje. To je díky tomu, že pracovník postupně ztrácí koncentraci a bdělost. Dále je v tomto prostředí větší ruch. A při dlouhodobém používání těchto strojů, mají pracovníci tendenci k zanedbávání bezpečnostních pokynů.

Výše uvedené problémy jsou důvodem k zavedení helem, které jsou schopny rozeznávat podezřelý pohyb u pracovníků a rozeznávat únavu. Helma se skládá z mechanických částí, elektrických komponentů pro snímání pohybu pracovníka a součástí je také vestavěný modul umělé inteligence, která přepočítává data v reálném čase. Jedná se o bezdrátový přenos dat, který zajišťuje komunikaci mezi se strojem, který pracovník využívá a má k dispozici elektronické lékařské záznamy daného pracovníka.

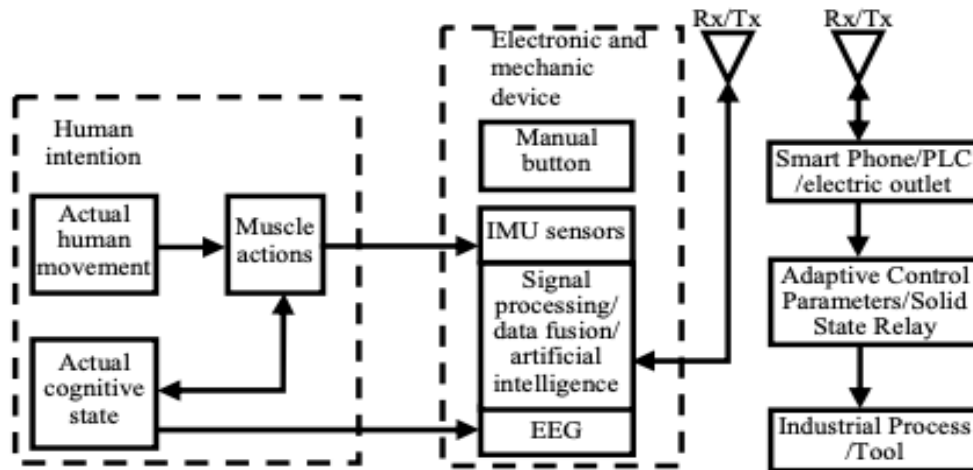
Jedna ze součástí helmy je tzv. IMU senzor (Inertial Measurement Unit). V zásadě lze jakýkoli lidský pohyb rozdělit do řady pohybů trupu nebo končetin. Tato část je zařízení schopné měřit zrychlení pohybujícího se objektu. Rychlost a orientaci pohybu je možné měřit pomocí kombinace akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů. Tato část je schopna rozeznávat několik základních pohybů člověka a na základě naměřených dat dále vyhodnocovat úroveň rizika dané práce. Díky dalšímu zpracování naměřených dat je pak systém schopen učinit preventivní opatření.

EEG část přístroje je naprogramována tak, aby snímala alfa a beta mozkové aktivity. Pokud zaregistruje, že je člověk ve stavu takovém, že by to mohlo mít vliv na jeho soustředění a zvýšit riziko poranění, měl by se přístroj, se kterým pracuje, okamžitě vypnout. Měření



probíhá kontinuálně a neustále se čtou data a vyhodnocuje se, co jednotlivá naměřená data vyznačují. Kromě stresu je možné měřit únavu, ztrátu koncentrace a pokles bdělosti. Tato část je založena na předešlých výzkumech, která za pomoci 3 elektrod jsou schopna s dostatečnou spolehlivostí detekovat únavu řidiče při řízení automobilu, a to s přesností až 88,7%.

Následující obrázek shrnuje, jak systém sbírá data a ovládá prvky.

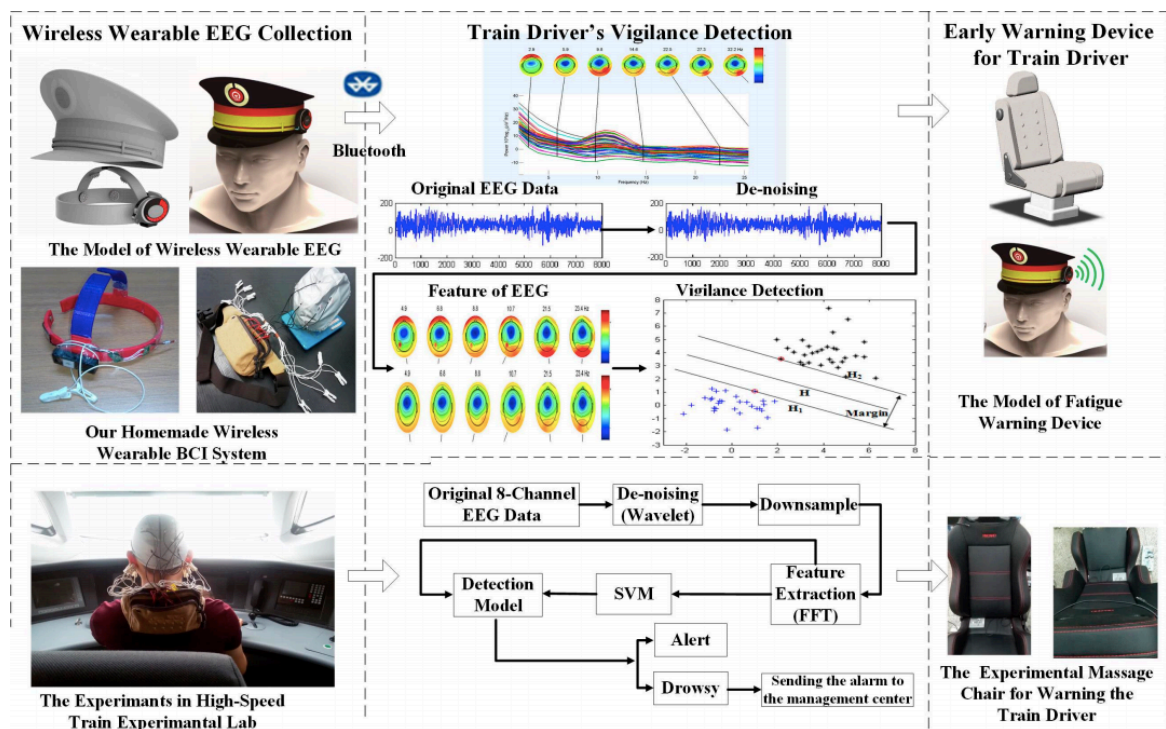


Obrázek 5 Blokové schéma systému bezpečnostní helmy (převzato z [8] str. 2)

Tato sekce je se zaměřena na celkovou implementaci systému, včetně elektronického zařízení, vestavěného softwaru včetně inteligentního algoritmu a mechanická struktura bezpečnostní helmy [8].

#### Design of a Fatigue Detection System for High-Speed Trains Based on Driver Vigilance Using a Wireless Wearable EEG

V rámci této studie bylo opět použito měření elektroencefalografem k měření bdělosti strojvedoucích vysokorychlostních vlaků. Tento aspekt do doby výzkumu nebyl zohledňován v systému kontroly bezpečnosti. Studie je rozdělena na několik částí. První je způsob uchycení samotného elektroencefalografu na hlavě strojvedoucího. V druhé části se pak rozebírá, jak samotná detekce bdělosti probíhá. V poslední části studie je popisováno a rozebíráno, jak zaměstnance informovat o možném problému. Schéma tohoto postupu je naznačeno v následujícím obrázku.



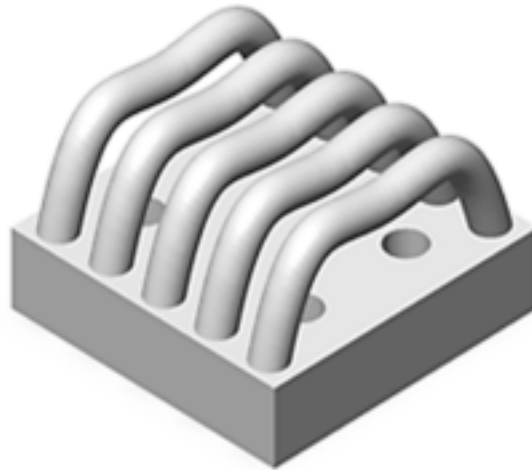
Obrázek 6 Vývojový diagram navrhovaného vysokorychlostního systému určenému ke snižování únavy strojvedoucího (převzato z [9] str. 6)

Výsledek tohoto výzkumu byl systém, který je s přesností cca 90,7%, schopen detekovat únavu. Chybovost, respektive výskyt „planého poplachu“, je 5,6%. Výsledky jsou přepočítávány v reálném čase a v podstatě okamžitě je schopen strojvedoucího varovat pomocí experimentálního masážního křesla [9].

An Instant Donning Multi-Channel EEG Headset (with Comb-Shaped Dry Electrodes) and BCI Applications. Sensors

Tato studie zkoumá, jak velké mají časové okno pro zpřesnění měření na požadovanou hodnotu jednotlivé elektrody. Dále pak na základě několika aspektů hodnotí jejich efektivnost v práci. Kritéria, podle kterých se toto hodnotilo jsou tedy doba přípravy, jak dlouhý časový interval je zapotřebí k ustálení měření a přesnost v tomto intervalu.

Po zjištění, že pro krátké měření mohou mít doposud existující elektrody relativně velký vliv na finální hodnoty, se tedy vědci rozhodli vymyslet inovativní suché elektrody, které mají specifický tvar. Tento tvar zajistí lepší přilnavost k pokožce na hlavě a prvotní skok není tolik chybový.



Obrázek 7 Tvar navrhované elektrody (převzato z [2] str. 4)

Na obrázku 7 můžeme vidět, jak vypadá tvar navrhované elektrody. Na první pohled je vidět, že na rozdíl od, do této doby klasických, suchých elektrod. Tyto již nemají „bodce“, které slouží k lepšímu průniku přes vlasy a následnému uchycení. Nicméně tvůrci této elektrody dokazují, že elektrody s průnikem přes vlasy nemají problém [2].

## 1.4 Zpracování EEG

Zpracování EEG signálu se skládá z několika částí. Veškerá data, která jsou nadále zpracovávána se získávají za pomoci headsetu k tomu určenému. Každý headset, má svůj algoritmus, ve kterém je možné ukládat nahraná data. Je tedy možné využít program dodávaný od výrobce (např. k našemu headsetu se jedná o program `openBCI_GUI`, který je volně přístupný na internetu). V různých programech je velmi podrobné nastavení, jak chce vědec pozorovat, popřípadě zaznamenávat výsledky měření. Je možné v programu určit, že chceme používat dané filtry, které jsou více či méně nezbytné, pro smysluplné zjišťování informací, pokud se rozhodneme provádět vyhodnocování hodnot pouze na základě informacích získaných z daného programu.

Pro důkladnější zjišťování výsledků měření je zde možnost uložení tzv. „raw“ dat. Jedná se o data, která jsou naměřena přímo na jednotlivých elektrodách a tyto data se nadále ukládají do určitého typového souboru. Například již zmiňovaný `Ultracortex Mark „IV“` headset (zařízení které bude použito v praktické části této bakalářské práce) ukládá data do souboru typu `.txt`.

V tomto souboru se může nacházet celá řada informací, od jednotlivých hodnot na elektrodách v daný okamžik, který se dá vypočítat z dalších částí. Tyto části jsou například

zabudované hodiny nebo číslo vzorku. Se znalostí vzorkovací frekvence je možné relativně jednoduchým výpočtem zjistit u každé hodnoty, v jaké časové oblasti se tato hodnota nachází. Další prvky jsou již individuální a záleží na tom, čím je používaný headset vybaven. Může se jednat o akcelerometr, ze kterého se mohou čerpat informace o rušivých artefaktech a díky tomu je pak možné přesněji filtrovat informace, které mohou být zkresleny.

Nicméně pokud se rozhodneme jít cestou „raw“ souboru, tzn. že k vyhodnocování nebudeme využívat výrobcem udávaný program, ale tento program budeme pouze používat v rámci ukládání informací, které při měření získáme, je dále nutné upravit naměřené hodnoty. K tomuto se budu vracet zpětně v praktické části, kde budeme rozebírat krok po kroku, jak s jednotlivými daty dále pracujeme. Nicméně pokud se budeme bavit obecně, je nutné zmínit, že takto obdržené informace, jsou všechny v nefiltrovaném stavu, tzn. že je v nich obsáhlá velmi velká hodnota okolního rušení.

## 1.5 Fourierova transformace

Fourierova transformace rozkládá signál na její frekvenční pásma (spektrální analýza). Fourierova transformace časové funkce, je sama o sobě funkcí frekvence, jejíž velikost představuje množství této frekvence, která je přítomná v původní funkci a jejíž argument je fázový offset základního sinusoidu v této frekvenci. Fourierova transformace není funkcí času. Ukazuje nám, jaká frekvenční pásma se v původním signálu vyskytují. V podstatě se dá říct, že jakkoliv složitý signál, je možno popsat jako součet různých frekvencí.

Tato transformace je sama o sobě velmi složitý matematický proces. Proto se vědci snažili přijít na způsob, jak jednodušeji provádět fourierovu transformaci, ale zároveň nadále zachovat požadovanou přesnost. Výsledek je znám pod pojmem FFT (fast fourier transformation), tudíž rychlá fourierova transformace.

My budeme pracovat s daty, které jsou diskrétní. To znamená, že na základě vzorkovací frekvence se určí finální počet bodů a ke každému bodu se určí velikost napětí na jednotlivých elektrodách.

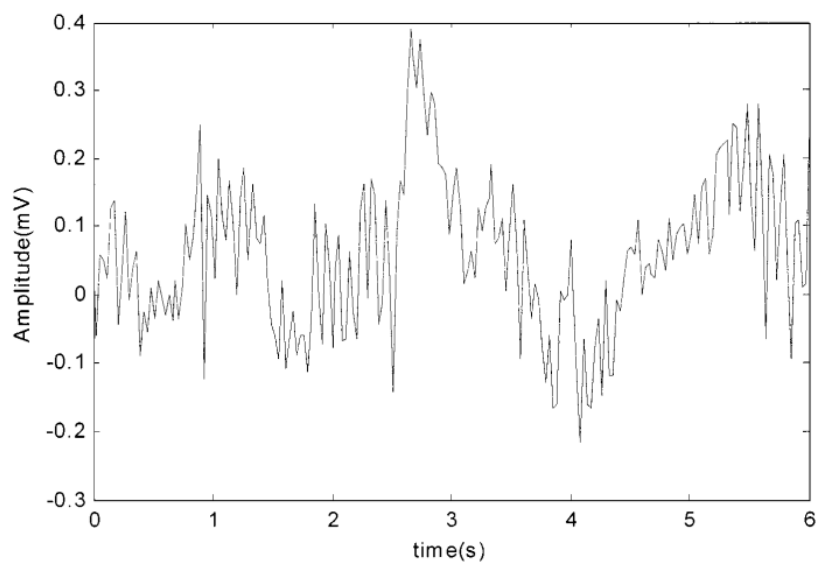
Využití rychlé fourierovy transformace pro účely zpracování EEG signálu bylo dobře popsáno v článku Comparison of Wavelet Transform and FFT Methods in the Analysis of EEG Signals [10]. Zjednodušené vzorce pro fourierovu transformaci na základě tohoto článku tedy jsou:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn}$$

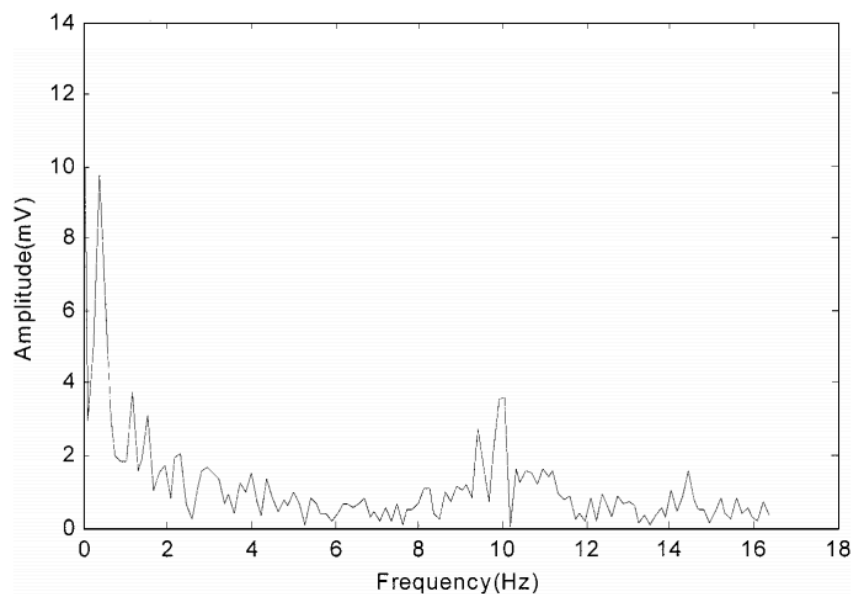
$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k)W_N^{-kn}$$

Kde  $W_n = e^{-j(2\pi/N)}$  a N je délka signálu x(n).

Pro představu přikládám dva obrázky. Na obrázku (7) je zobrazen průběh normálního signálu, který byl naměřen pomocí EEG. Druhý obrázek (8) je již rozložený signál na frekvenční spektrum, za pomoci fourierovy transformace [11].



Obrázek 8 Naměřený signál EEG (převzato z [11] str. 3)

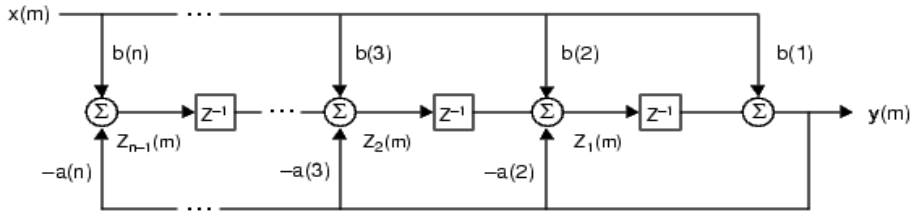


Obrázek 9 Frekvenční spektrum naměřeného signálu z obr. 7 (převzato z [11] str. 4)

## 1.6 Filtrace v matlabu

Funkce filtru v matlabu, provádí filtraci dat pomocí digitálního filtru, který funguje jak na reálná, tak i na komplexní čísla. Jestliže budeme filtrovat matici, filtr postupuje po sloupcích zadané matice [11].

Funkce filtru je implementována jako přímá transponovaná struktura II.



Obrázek 10 Ukázkové schéma postupu filtrovaného signálu (Převzato z [12])

Toto je možné také zapsat následujícím způsobem:

$$y(n) = b(1) \cdot x(n) + b(2) \cdot x(n-1) + \dots + b(nb+1) \cdot x(n-nb) - \dots \quad (1)$$

$$\dots - a(2) \cdot y(n-1) - a(na+1) \cdot y(n-na)$$

Činnost filtru ve vzorku  $m$  je dána rovnicemi časové domény rozdílu

$$\begin{aligned} y(m) &= b(1)x(m) + z_1(m-1) \\ z_1(m) &= b(2)x(m) + z_2(m-1) - a(2)y(m) \\ &\vdots = \quad \vdots \quad \vdots \\ z_{n-2}(m) &= b(n-1)x(m) + z_{n-1}(m-1) - a(n-1)y(m) \\ z_{n-1}(m) &= b(n)x(m) - a(n)y(m) \end{aligned} \quad (2)$$

Popis vstupu a výstupu této operace filtrování v doméně Z-transformace je funkce racionálního přenosu:

$$Y(z) = \frac{b(1) + b(2)z^{-1} + \dots + b(nb+1)z^{-nb}}{1 + a(2)z^{-1} + \dots + a(na+1)z^{-na}} X(z) \quad (3)$$

## 1.7 Shrnutí

Ve studiích, které jsem studoval se většinou objevuje podobný postup měření. Naměřená data se nejdříve odfiltrují od artefaktů. Převážně se filtruje síťový brum, který má největší vliv na měření. Nadále se rozdělí do frekvenčního spektra. To se dělá pomocí rychlé fourierovy transformace. Tímto můžeme signál rozdělit do jednotlivých frekvenčních spekter (Alfa, Beta, Gama, Théta). V měřeních se nadále používají různé algoritmy, které autor považoval za vhodné.

Na základě těchto studií jsem rozdělil jednotlivé vlnění podle frekvence následovně. Frekvence vlnění alfa odpovídá frekvencím od 8 do 13 Hz. Beta má příslušnou frekvenci od 13 do 30 Hz. Delta se nachází v rozmezí 0,5 až 4 Hz. Poslední zkoumaná frekvence je frekvence vlnění théta, pro tu platí frekvenční pásmo od 4 do 8 Hz.

Tyto algoritmy jsou víceméně poměrové funkce, které berou v potaz velikost vlnění alfa a théta. Alfa nám se vyskytuje nejčastěji při bdělém stavu. Théta naopak při spánku. Tyto poměry následně mohou indikovat, zda je člověk v bdělém stavu, nebo nastává únava.

Měření samotné tedy probíhalo velmi podobně. V čem se studie lišily bylo to, při jakých aktivitách se subjekt zkoumal. Nicméně každá z těchto měření měla za úkol postupně zatěžovat člověka různě namáhavou prací a sledovat, jak se bude jeho bdělost dále vyvíjet. Další odlišné řešení bylo například v řešení biologických artefaktů, jako jsou například pohyby očí. To bylo řešeno například tím, že se impulzy větší než 50-70  $\mu\text{V}$ , byly potlačeny. Pokud bychom tuto metodu používali, musíme rozhodnout, zda budeme používat pouze amplitudovou horní mez, nebo použijeme program, který tyto větší pulzy bude nulovat, nebo nebude vůbec započítávat.

Nejpravděpodobněji budeme k měření únavy brát poměr síly pásem alfa a théta, protože théta by se podle předešlých studií měla vyskytovat v signálu mozkové aktivity právě, když je měřený subjekt unavený [5]. Alfa by se naopak měla objevovat, při vyšší mozkové aktivitě. Další využitý poznatek bude, že suchá elektroda může během prvních pár sekund měření udávat špatná data, než se měření ustálí. Proto se bude vkládat krátký časový interval před měření, ve kterém toto bude podstatné.

## 2 Metodika

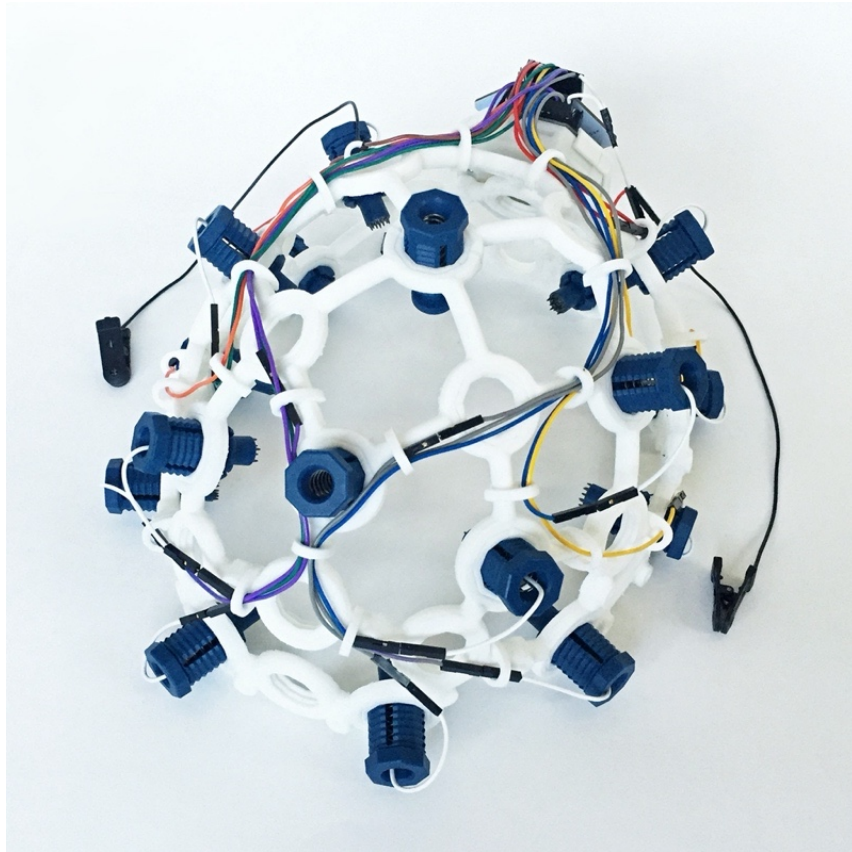
### 2.1 Popis měřicího zařízení

Náš měřicí přístroj je od společnosti OpenBCI. Konkrétně se jedná o Ultracortex "Mark IV" EEG Headset. Tento headset využívá tzv. suché elektrody. To znamená, že kontakt mezi elektrodou a hlavou je zajištěn pouhým dotekem. Není potřeba kontakt podporovat gelem, a to má za následek jednak to, že se měřený jedinec nemusí po každém měření od gelu čistit, a zároveň je možno provádět delší měření, protože u headsetů, kde se používají elektrody s gelem se mohlo stát, že se gel mezi sousedními elektrodami slil a elektrody tak měřily stejnou oblast. Následkem toho bylo pak měření neúčinné.

Headset má možnost měření pomocí 8 nebo 16 elektrod. My máme 16 elektrod díky zakoupení dražší verze desky plošných spojů, která tuto variantu podporuje. Tento headset je schopen zaznamenávat měření pomocí programu, a zpětně ho přehrávat a zobrazovat, jakkoliv je k dalšímu zpracování potřeba. To je dosaženo pomocí ukládání dat ve formě textového dokumentu, pokud se tato možnost navolí před spuštěním samotného měření. Elektrody jsou lehce nastavitelné a díky tomu je možno měřit člověka s jakýmkoli tvarem hlavy a není problém je upravovat na místě těsně před měřením. Je zde i možnost provádět pokusné měření a během něj upravit výšku elektrod tak, aby co největší možný počet elektrod měřil správně. Tvar hlavy tedy nehraje zásadní roli v měření a data jsou tak nezkruslena a ideálně naměřena. Provedl jsem pokus i na osobě s delšími vlasy a měření probíhalo složitěji. Díky tomu že se výška elektrod nastavuje pomocí pohybu na závitu, elektrody se namotávají na vlasy a případně mají horší kontakt. Headset je schopen zaznamenávat mozkovou aktivitu (EEG), svalovou aktivitu (EMG) a srdeční aktivitu (EKG).

V přiloženém obrázku (11) můžeme vidět kompletně sestavený měřicí přístroj. Elektrody jsou v rozložení 10 – 20. Na bocích helmy jsou černé referenční elektrody, které jsou při měření uchyceny na ušní laloky. Signál ze všech elektrod je pomocí drátů přiváděn na desku plošných spojů, která je na zadní straně helmy, ta bohužel není vidět.





Obrázek 11 Foto headsetu převzato z oficiálních webových stránek produktu (shop.openbci.com)

V našem případě budeme zaznamenávat prozatím pouze aktivitu mozkovou, protože naše měřicí zařízení aktuálně nemá senzory na měření EMG a EKG nainstalovány. Pokud by se ovšem osvědčilo, že na základě uvedených parametrů je možné přístroj zpřesnit, bude možné tyto senzory dokoupit.

## 2.2 popis experimentů

Bylo provedeno krátké měření, během kterého se zjišťovalo, zda je měřicí přístroj zapojený správně. To ukázalo, že kontakty některých elektrod správný nebyl, nicméně rozpoložení bylo správné. Oprava kontaktů bude popsána v následujících kapitolách.

V prvním experimentu se měřený subjekt řídil instrukcemi, aby došlo k přesným výsledkům. Byl navržen časový harmonogram, který se dodržel pro přesné rozložení měření.

Jednotlivé měření probíhalo vždy samostatně. Dobrovolníkovi bylo nejdříve přesně vysvětleno, jak bude daný test probíhat. Následně byl nasazen headset a spuštěno první, testovací měření. Toto měření mělo za účel pouze zjistit, které z 16 obsazených elektrod

bylo správně uchyceno k hlavě. Díky tomuto prvotnímu měření se mohl rozšířit počet měřících elektrod na maximální možný počet.

Bohužel, ne vždy se povede docílit správného měření naprosto všech elektrod. To je dáno především tím, že každý člověk, má mírně odlišný tvar lebky. Další faktor jsou vlasy. Je značně rozdílné, pokud se jedná o subjekt, který má krátké vlasy, nebo subjekt s vlasy dlouhými. Ideální jsou k měření krátce střižené vlasy, které pak brání kontaktu elektrody minimálně.

Další poznatek je, že uchytit správně headset je podstatně složitější, pokud se o to snaží člověk bez určitého počtu provedených měření. Finální korekce, ta nejdůležitější, může být prováděna samotným měřeným jedincem. Ten sám ví nejlépe, jaká elektroda má na hlavě kontakt, tudíž po instruktáži, jak má helmu upravovat, je schopen rozšířit počet funkčních elektrod.

Postup měření byl následující. Po již zmíněném testovacím měření, se měření spustilo od začátku, již s aktivními stopkami a předem připravenou tabulkou měření. Z důvodu úspory času se tabulka času v průběhu jednotlivých měření upravuje, protože je nepravděpodobné, že jednotlivé úseky měření skončí vždy ve stejný čas. Test se tedy skládal z první minuty, která se nebrala v potaz. Toto je z důvodu prvotních skoků, které nastávají při zapnutí headsetu. Během této první minuty je opět možné upravit uchycení elektrod, pokud by se některá náhodou uvolnila. Od první minuty probíhá první část testu, která trvá dvě minuty. V tomto testu je subjekt pouze v sedu a má zavřené oči. Následující dvě minuty jsou obdobné pouze s tím rozdílem, že subjekt má oči otevřené. Subjekt je ovšem předem instruován k odstranění přebytečného pohybu očí, který by měl za následek výskyt biologických artefaktů vyvolaných svalovou aktivitou. Tyto artefakty by mohly mít velký vliv na správnost měření v této fázi. Po skončení těchto dvou testů je zde vyhrazeno 30 sekund na přípravu na další část testu, která probíhala na internetové aplikaci [humanbenchmark.com](http://humanbenchmark.com).

Ve třetí části byl prováděn test při využití již zmiňované webové stránky [humanbenchmark.com](http://humanbenchmark.com). Konkrétně se jedná o reaction time test. V tomto testu se mění barva pozadí stránky z červené na zelenou. V momentě, kdy se barva změní, musí subjekt kliknout co nejrychleji. Po pěti pokusech měření končí, testující člověk zaznamenal čas a určil, kdy může začít další, čtvrtá část.

Čtvrtá část byla number memory test. Stránka zobrazuje náhodná čísla, s tím, že s každou další úrovní přibývá jedno číslo. Tzn. v prvním kole dostane člověk pouze číslo s jedním

desetinným místem, v dalším čísle, která má dvě desetinná místa, atd. Test končí v momentě, kdy subjekt udělá chybu. Poté opět testující personál zaznamená dobu a opět určí, kdy bude začínat další test.

V předposlední části se jednalo o prosté přepisování předem vygenerovaného textu. Problém ovšem nastává v tom, že text byl generován v angličtině, a tudíž se zde objevují např. apostrofy, které česky mluvící člověk moc nevyužívá. Problém je v tom, že člověk poté začne hledat jednotlivé klávesy, a to může mít za následek hojný výskyt artefaktů, které pramení z pohybu očí. Po celém opsání textu je opět zaznamenán čas a určen začátek poslední části testu.

V poslední části se jedná o tzv. „visual memory test“. To se provádí tak, že se na obrazovce objeví tabulka čtverců, která se postupně rozšiřuje společně s úspěšnými pokusy. (3x3,4x4, atd...). V každém pokusu se rozsvítí několik čtverců na krátký okamžik, poté čtverce zhasnou a úkolem subjektu je správně vybrat všechny čtverce, které se rozsvítily. Na každý pokus má subjekt možnost tří chyb. Pokud tento počet dovrší, ubere se mu jeden „život“ a objeví se jiný obrazec se stejnou obtížností. Jakmile se využije třetí život, test končí. Opět se zaznamená čas konce a nechá se měření probíhat ještě cca 20 sekund, aby nedošlo ke špatnému oříznutí měření.

Tento první experiment byl prováděn pro zjištění, zda je helma dostatečně přesná na měření EEG signálu. Na obrázku (12) je ukázáno měřící stanoviště pro první experiment. Měřený subjekt má tedy na hlavě nasazený headset pro měření EEG a před sebou pracovní počítač, na kterém probíhají testy, které jsou předem dány.



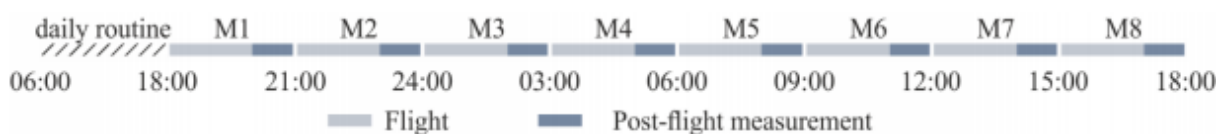
Obrázek 12 Ilustrativní foto průběhu prvního experimentu

Další experiment, který probíhal za pomoci našeho přístroje, bylo měření, které probíhalo přímo na pilotech během letu na leteckém simulátoru. Jednalo se o osm měřených pilotů. Vždy jeden pilot letěl. Na tomto pilotovi probíhalo měření EEG signálu. Druhý byl podroben testům a vyplňoval únavové dotazníky. Mimo požadované úkony měl neaktivní pilot volno. Během každého letu se pilot pohyboval po třech letištích, včetně letiště, ze kterého vzlétal. Průběh letu byl nastaven standardně tak, jako by se jednalo o reálný let. Tudíž se jednotlivé lety skládaly z několika vzletů a přistání podle přístrojů. Celý segment se tedy skládal ze vzletu z prvního letiště, přiblížení a přistání na druhé. Bez čekání připravil letadlo pro další let a pokračoval na cílové letiště. Během celého letu tedy měl pilot na starosti kontrolovat letadlo, kontroloval navigaci a přecházel mezi příslušnými radiovými frekvencemi. Kromě dvou měřených subjektů byl u měření přítomen ještě třetí, který měl zastávat roli řídicího letového provozu. Díky tomuto postupu se podmínky během letu na simulátoru velmi přiblížily k podmínkám, které se vyskytují při pilotáži letounu, který letí podle přístrojů. Subjekt, který zrovna nepilotoval měl zakázaný spánek,

konzumaci kofeinu nebo jiných látek, které mají potlačovat únavu. To by mohlo zásadně ovlivnit naměřená data. Další krok pro eliminaci špatných dat byl, že každý let byl unikátní. To se provedlo tak, že každý vzlet i přistání byl na novém letišti. Tímto způsobem se odstranila možnost naučení se trati a postupné zhoršování pozornosti.

Člověk zastávající roli řídicího letového provozu zároveň kontrolovat průběh letu, udával atmosférické podmínky a kontroloval, zda měřicí zařízení fungují správně.

Měření začínalo tradičně v 18:00, jak je vidět na obrázku (13). Předtím měli piloti volný režim, ale byla zakázána konzumace kofeinu jeden den před měřením. Vliv kofeinu by mohl mít negativní dopad na výsledky. Z grafu je dále čitelné, že první měření trvalo 3 hodiny dohromady s tím, že se jednalo o naměření dvou letů s mezipřistáním. Celý let jednoho pilota tedy trval cca hodinu a půl. Dohromady proběhlo měření na osmi pilotech.



Obrázek 13 Rozpis celkového měření při jednoho pilota (převzato z [13] str. 2)

## 2.3 Postup zprovoznění helmy

První pokusy o zapojení proběhlo bez mé účasti. Provádělo se podle schémat zapojení, které je dostupné na internetových stránkách výrobce přístroje. Jednotlivé elektrody musí být zapojeny do správných pinů, aby byla zaručená správná funkčnost headsetu.

Během mé první konzultace k této bakalářské práci, proběhlo první zapojení již za mé účasti. Při tomto pokusu jsme zjistili, že elektrody jsou zapojeny správně, nicméně část z nich ukazovala v programu status NEARLY RAILED. Tento stav se může objevovat při špatném kontaktu elektrody, nebo pokud dojde k nesprávnému uchycení referenčních elektrod. Ty jsou umístěny na ušním lalůčku.

V základu přichází napájení headsetu v podobě 4 AAA baterií. To je nevyhovující z důvodu velké hmotnosti, která má za následek převažování celé soustavy a následné chybné měření z důvodu špatného kontaktu elektrod s hlavou.

První část oprav probíhala vizuálně. Kontroloval jsem, zda jsou všechny elektrody správně zapojeny. To bylo správné. Nicméně kontakty některých elektrod byly špatné a musel jsem se u každé elektrody pokusit o zlepšení kontaktu, aby se následně neztrácel signál

v průběhu měření. Po pár pokusech jsem docílil dostatečně spolehlivého kontaktu. Signál se již v důsledku ztráty mechanického spojení neztrácí. Tomu pomohla i výměna baterie z původních 4 AAA baterií za akumulátor Cellavia. K tomuto kroku stačilo pouze použít další konektory a napájet je na tento akumulátor. Headset je podstatně stabilnější, lépe drží na hlavě a nepřevažuje se na stranu po připojení baterie.

Problém nastal v uchycení samotné desky plošných spojů. Krytka, která k tomuto účelu měla sloužit, byla nevyhovující. Bylo problematické uchytit krytku z důvodu naší rozšířené verze EEG a hrozilo poničení desky. Později jsme pouze použili tzv. suché zipy. Další nespornou výhodou bylo to, že díky tomuto způsobu uchycení, bylo podstatně jednodušší manipulovat s vypínačem helmy. Ten se nachází na okraji desky plošných spojů a nepřesahuje z okrajů. Pokud bychom použili původní krytku mohlo by se nedopatřením stát, že headset nevypneme, nebo poškodíme při vypínání.

K plnému zapnutí je nutné mít nainstalovaný software OpenBCI\_GUI. Headset se připojí k baterii a na desce plošných spojů přepnout vypínač do pozice PC, pokud máme k dispozici OpenBCI dongle. Následně otevřete program OpenBCI\_GUI, zvolíte možnost Live (from Cyton). V záložce SERIAL/COM PORT, vyberete příslušné zařízení. Je zde možnost přejmenování ukládaného souboru, pro zpětný záznam. To není nutné provádět, ale v případě našeho měření je to vhodné pro jednodušší orientaci v měřených datech. V našem případě zvolíme v záložce CHANNEL COUNT možnost 16, protože máme 16 elektrod. Následně klikneme na tlačítko START SYSTEM. Dále navolíme vhodný notch (filtr). V ČR je většinou vhodné využít notch 50 Hz, který nám odfiltrovává 50Hz, tato frekvence se zde vyskytuje díky elektrickému vedení a napájení elektrických zařízení. Vert scale, můžeme ponechat na auto, pokud nevadí, že pár sekund bude trvat výběr správné hodnoty. Další navolení programu závisí na tom, co chceme sledovat. Na výběr je celá škála užitečných informací, jako např. head plot, který nám ukazuje, jaké elektrody jsou správně uchycené a které nikoliv. Celý proces měření lze zpětně přehrát, pokud ho máme uložený a je možné libovolně měnit předchozí nastavení a další okna, pro zjištění potřebných informací. Pro správnou funkčnosti je nutné mít přichyceny i referenční elektrody na ušním boltci. Další krok spočívá v nastavení elektrod. Každý člověk má jiný tvar lebky a tomu je nutno měření přizpůsobit. Díky nastavitelné výšce elektrod jsme schopni zajistit správný kontakt elektrod s lebkou. Správný kontakt se dá ověřit pomocí:

1. Programu – ten ukazuje při špatném kontaktu RAILED / NEARLY RAILED

2. Pohybem – Můžeme zaznamenávat jednotlivé biologické artefakty. Díky tomu můžeme správnost kontaktu překontrolovat pouhým pohybem tváře, nebo očí. Pokud se na záznamu při takovýchto pohybech objeví výkyvy, kontakty jsou správné.

## 2.4 Zpracování dat ze záznamu

Díky tomu, že nám program ukládá všechna naměřená data, jsme následně schopni měření nejen přehrát, ale také zobrazovat jakékoliv dostupné zobrazení, těchto dat.

Data se ukládají ve formátu .txt. Pokud chceme data přehrát pomocí programu, stačí si potřebné měření v programu najít a spustit. Následně si budeme moci vybrat, jaké parametry chceme vidět. Následně dle toho vybereme požadovaný layout a navolíme jednotlivá okna. Možnost filtrace 50Hz nebo 60Hz.

Pokud budeme chtít data zpracovat jinak, například pomocí programu Matlab, je vhodné je převést z textového formátu do vhodnějších. Například pokud budeme chtít využít právě zmiňovaný Matlab, je nejjednodušší data nejprve převést do formátu excel. To se provede spuštěním programu excel a následně vybráním možnosti importování dat. Najdeme textový soubor s daty. Když vybereme soubor s daty, program excel nás dále provádí, jak pokračovat. Zvolíme si, jak jsou data oddělována, aby se jednotlivé hodnoty ukládaly do příslušných polí.

Na základě hlavičky dat jsem rozebral jednotlivé sloupce následovně. První sloupec značí číslo vzorku. To se ovšem resetuje po určitém počtu, tudíž je vhodné jej manuálně upravit, aby nedošlo k chybě. Nejlépe promazat původní vzorek a nahradit jej prostým nárůstkem od 1, s krokem 1, až do finální hodnoty. Další 16 sloupců (v našem případě to je 16, protože máme 16 elektrod, pokud bychom měli elektrod pouze 8, což je také varianta, jednalo by se pouze o 8 sloupců) jsou uložena data z každé elektrody. Ty se udávají v mikrovoltech. Následující 3 sloupce jsou tzv. accel data. To znamená data, která jsou ukládána z akcelerometru upevněného na desce plošných spojů. Z těchto dat jsme schopni určit, jak se hlava měřeného subjektu pohybovala během měření. Předposlední sloupec je reálný čas. A v posledním sloupci je čas zašifrovaný v programu. Prozatím se mi nepodařilo najít, jakým algoritmem jsou tyto data šifrována, nebo co značí.

Dalším krokem při zpracování dat je najít a nahradit všechny desetinné tečky a nahradit je čárkami. Pokud bychom tento krok neudělali, Matlab nebude schopen rozlišit, jaká data jsou správná a měl by tendenci je ukládat jako text. To by mělo za následek chybu hned

při začátku skriptu, a to zabrání dalšímu postupu. Při prvních krocích by tyto textové pole nahradil buňkami NaN, a to je pro další výpočty nemožné využívat.

## 2.5 Návrh skriptu pro zpracování dat

Poté co proběhne celé měření, soubor se uloží na námi určené místo, s daným názvem, ve formátu .txt. Nejjednodušší způsob pro další práce s daty je vyexportovat data z formátu .txt do formátu excel. Program excel má přímo možnost ke zpracování dat v tomto formátu a stačí pouze vybrat záložku Data a stisknout tlačítko „Z Textu“. Po vybrání této možnosti se otevře okno, kde vybereme cestu k souboru .txt, označíme jej a stiskneme Načíst data. V originálním textu se na prvních 6 řádcích objevuje legenda, která nám stručně popisuje, co jednotlivá data znamenají. Tyto řádky můžeme, ale nemusíme, ponechat. To záleží na tom, zda soubory exportované z Open\_Bci již známe, nebo jsou tyto data užitečná. Tato data se mohou poté následně odfiltrovat až v dalších krocích.

Jelikož výstupní data jsou oddělována pomocí čárek, musíme zvolit možnost, že oddělovač je právě znak čárky.

Dále je potřeba první sloupec přepsat, protože se jedná o vzorce za danou sekundu, tudíž se stále dokola opakují čísla 0 až 125. Tento sloupec tedy vymažeme a vyplníme posloupností až do konce měření s krokem 1. To nám zajistí, že každý vzorek bude mít vlastní číslo a jsme schopni každý řádek identifikovat.

Jakmile provedeme všechny uvedené kroky, program excel převede dokument z formátu .txt do tabulky v excelu. Tu je nutno uložit jako samostatný soubor, protože tento soubor, budeme dále číst v programu Matlab.

Nyní již máme „raw“ data převedena do formátu .xls a budeme tato data dále zpracovávat v Matlabu. První krok kódu je *for-cyklus*, který postupně bude načítat data podle jména tak, abychom mohli uložit všechny měření do jedné tabulky. Na toto načítání použijeme funkci xlsread, která převede soubor .xls do matice v programu Matlab. V generovaném kódu je první sloupec zástupce jednotlivých vzorků. Každý tento vzorek jsme podělili hodnotou 125, protože vzorkovací frekvence naší helmy je 125 Hz. Tudíž hodnota prvního sloupce bude odpovídat hodnotě v sekundách daného měření.

Dále je zde filtrace jednotlivých rušivých signálů, které se v měření přirozeně nacházejí. Na to použijeme filtry, které jsem vygeneroval. Jedná o jeden Highpass filtr, který odstraňuje stejnosměrné napětí, které tvoří rušení helmy. Dále se jedná o filtr 50 Hz, který



odfiltrovává 50 hertzovou složku, která se hojně nachází v měření, protože se v okolí nachází mnoho spotřebičů, které jsou právě touto frekvencí napájeny. Poslední filtr je tzv. bandstop filtr, který je nastavený na potlačení frekvence 28 Hz, která se občas objevuje z neznámého okolního rušení při měřeních. Tato hodnota byla vysoká a měla by za následek špatné výsledky.

V další části kódu vytváříme matici `Timemat`, do které čteme jednotlivé úseky měření, které jsou psány během času měření a jsou nezbytně nutné k tomu, abychom byli schopni rozdělit, kdy začíná jedna část měření a kdy naopak končí. Pomocí funkce `datevec` převádíme hodnoty času – minuty, sekundy, do hodnot, se kterými může Matlab pracovat lépe a také je snazší najít dané hodnoty v řádcích měření.

Kroky, které jsem vypsál, jsou jednotlivé kroky k prvotnímu zpracování naměřených dat. Nyní se můžeme přesunout k další části, ve které provádíme spektrální analýzu a určíme, jak jsou silná jednotlivá pásma.

Pro zobrazení, zda jsou data správně zpracována, jsem využil funkci `plot`, která zobrazí všechna data v jednotlivých křivkách, pokud je nezadáme přímo sloupec pro příslušnou elektrodu. Toto zobrazení je obohaceno o svislé přímky, které jsou tvořeny z matice času, kterou jsme vložili. Tyto přímky vizuálně vyznačují, kdy začíná a končí jednotlivé měření. Červená svislá přímka značí, kdy měření začíná. Černá svislá přímka označuje konec měření.

Dalším krokem je odstranění artefaktů biologických. Naše metodika vyhlazení těchto signálů, spočívá v předpokladu, že mozková aktivita měřená EEG se pohybuje v amplitudě zhruba do 70  $\mu\text{V}$ . Tudíž se dá odfiltrovat, resp. nahradit tyto hodnoty. Pokud bychom pouze odebrali tyto hodnoty, výsledky by mohly být značně omezené. Tudíž v našem případě jsme tyto hodnoty v matici všech dat našli pomocí for-cyklu a nahradili je „hodnotou“ NaN.

Po tomto kroku je část matice v hodnotě NaN, a proto je nutné využít další funkci. Jedná se o funkci `inpaint_nans`. Tato funkce vyplní hodnoty NaN tak, aby data pokračovala tak, jak mají tendenci a tím se zpětně vyplní matice.

Když máme nyní data upravená do formátu, který je vhodný pro zpracování, můžeme začít dělat spektrální analýzu. K tomu je zapotřebí znát implementované funkce, které jsou od základu v knihovně matlabu. Budeme využívat funkci `fft`, která provede rychlou fourierovu transformaci. Fourierova transformace již byla popisována v teoretické části

této bakalářské práce. Dále funkce *fftshift*, ta provede prohození prvního a druhého kvadrantu s třetím a čtvrtým. To se provádí, protože spektrální analýza by byla symetrická s nulou uprostřed. To by znamenalo, že bude využívána pouze jedna polovina grafu. Druhá polovina by byla totožná a zbytečně by zabírala místo pro data v grafu. Tudíž pomocí využití vhodných úprav ořízneme tento graf tak, aby měl frekvenci 0 Hz na začátku grafu. Tuto spektrální analýzu opět vykreslíme pomocí funkce *plot*.

Sílu jednotlivých vlnění (alfa, beta, delta, théta) určíme pomocí další funkce *trapz*. Tato funkce provede výpočet plochy pod křivkou v předem určených hodnotách frekvencí, které musíme zadat. My jsme si již dříve určili, jaké frekvence odpovídají daným pásmům, tudíž jsme tyto stejné hodnoty vložili do této funkce. Výsledek této funkce je roven velikosti plochy pod křivkou spektrální analýzy v určeném pásmu a přesně nad danou částí měření. To je docíleno vytvořením matice *tabulka*. Tato matice má rozměry 16x24, protože máme 16 elektrod, 6 částí měření a každá část je dělena na 4 části (alfa, beta, delta, théta). Na každý zápis proběhne for-cyklus, který zajistí postupný průběh měření. Je to zajištěno dohromady dvěma for-cykly. Jeden zajišťuje rozdělení měření na jednotlivé druhy úkolů, a druhý prochází jednotlivé elektrody.

Poté co se dokončí doplňování do matice, načte se měření druhé a vše probíhá znovu, nicméně matice se nepřepisuje, ale rozšiřuje se dále. Nakonec tedy budeme mít matici o rozměrech 160x24. V této matici jsou zakomponovány síly jednotlivých pásem pro všechny úkoly jednotlivých měření a všechny měření jsou zde pohromadě.

Metodika hodnocení výsledků měření bude probíhat ve dvou částech. Jako první přichází na řadu implementovaná funkce v matlabu *fitctree*. Tato funkce graficky znázorní na základě podmínek, které si sám určí, která hodnota a s jakou pravděpodobností přísluší dané části měření. Díky tomuto zjištění jsme tedy zjistili, že headset je schopen se relativně vysokou přesností měřit signál EEG a funguje správně [14].

Tento způsob je tzv. decision tree, který se dá popsat jako algoritmus pozorování předložených dat. Strom se „naučí“ rozdělením sady dat do podskupin na základě hodnoty atributu, které popisují dané rozdělení (v našem případě je hodnota atributu velikost funkce *trapz*, rozdělení je dále podle elektrody, nebo podle části experimentu). Pokud všechny hodnoty již přísluší těmto podmínkám, je tato část dělení ukončena a decision tree pokračuje do dalšího kroku. V tomto kroku opět vezme jednu z částí dat rozdělených v předchozím kroku a hledá další podmínku, kterou by se dal rozdělit. Proces se neustále opakuje, dokud nové podmínky, resp. uzly, jsou stále relevantní.

Zjednodušeně se tedy dá říct, že čím více podmínek se ve stromu nachází, tím je větší přesnost finálního rozdělení. Nutno poznamenat, že i kdyby se provedl maximální počet opakování procesu, nebudou nikdy data mít pravděpodobnost 100 %. V reálném zdroji dat, v našem případě signálu, se budou vyskytovat anomálie. Tyto anomálie mohou vzniknout například špatně přichycenou elektrodou, nebo rušivým signálem, který se v okolí měření může vyskytovat [15].

Další část vyhodnocování, která byla použita pro druhý experiment, byl poměr pásem alfa a théta. Tento poměr byl brán v úvahu na základě výzkumu „EEG Data Collected From Helicopter Pilots in Flight Are Sufficiently Sensitive to Detect Increased Fatigue From Sleep Deprivation“ [5], který již byl popisován v teoretické části této bakalářské práce.

Druhý experiment probíhal podobným způsobem. Bohužel, jelikož se jednalo o příliš dlouhá měření, jedna část měla dohromady hodinu a půl, se musela data rozdělit. Toto rozdělení se tedy provedlo separováním dat z každé elektrody zvlášť a také se muselo rozdělit měření na dvě části. První část, od vzletu do prvního mezipřistání a druhá část letu od mezipřistání až do cílové destinace. Data se vložila do aplikace Matlab. Poté proběhlo odfiltrování frekvencí, které se v signálu objevovali jako rušivé. Přesněji se jednalo o frekvence 50 Hz, 28 Hz a o stejnosměrnou složku. Tato filtrace již byla popsána u prvního experimentu. První sloupec již byl přepsán z původní vzorkovací frekvence na posloupnost času. Tento čas odpovídal přesně času od začátku měření. Následně proběhlo vložení tabulky času. Podle tabulky času se provádělo následně dělení do dvou úseků od vzletu po mezipřistání a od mezipřistání do konce letu.

Další krok byl opět odstranění artefaktů měření. To se provedlo opět zaměněním hodnot větších než 70  $\mu\text{V}$  za hodnotu NaN. Využitím funkce *inpaint\_nans* se signál opět doplnil o chybějící data na základě predikování průběhu z předchozí a následující části měření.

Když tedy byla data upravena do požadovaného tvaru, přišla na řadu spektrální analýza za pomocí funkcí *fft*, která provede rychlou fourierovu transformaci a využití funkce *fftshift*, pro finální úpravu spektrální analýzy (viz. předchozí experiment).

Po tomto kroku přichází na řadu funkce *trapz*. Tato funkce opět provede výpočet velikosti plochy pod křivkou v určitých částech frekvenčního spektra naměřeného signálu. Poté co provedeme výpočet těchto hodnot, zapíšeme hodnoty do tabulky. Následně přichází na řadu výpočet únavy ze vzorce, který jsme určili na základě průzkumu současného stavu analýzy EEG [5]. Tento vzorec je tedy poměr plochy pod křivkou, která odpovídá vlnění alfa

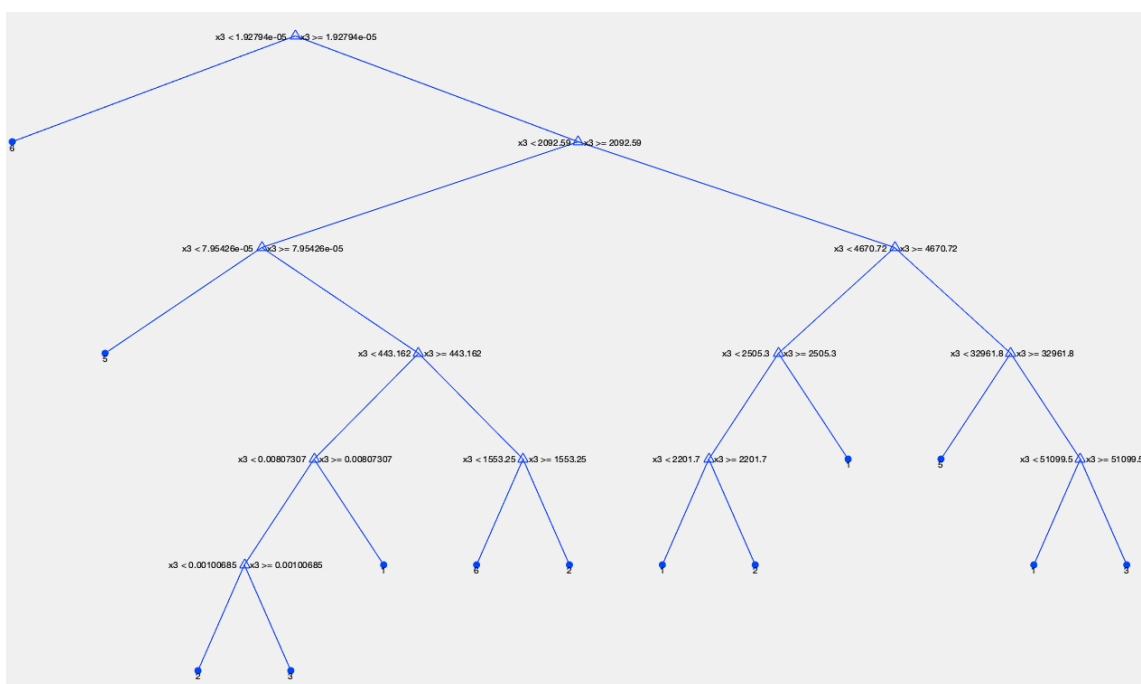
a plochy pod křivkou odpovídající vlnění théta. To se provedlo jednoduchým podělením dvou hodnot z tabulky, která vznikla na základě právě funkce *trapz*.

Tento poměr se pouze vykreslil uložil do grafu a celý proces se opět opakoval, dokud nebyly zobrazeny všechny elektrody, na všech měřeních určité části, jednoho pilota. Ukládání probíhalo za pomoci *for-cyklů*. Tento cyklus postupně bral hodnoty alfa a théta, která pro danou část měření odpovídala, následně je podělil a výsledek zakreslil. Toto postupně probíhalo na každou elektrodu, na každou část měření, a na každého pilota. Grafy se postupně přejmenovávaly díky *for-cyklu*. Názvy grafů tedy odpovídají těmto částem, jak bude vidět ve výsledcích, kde to bude blíže popsáno.

### 3 Výsledky

#### *První experiment – zkouška přesnosti měřícího zařízení*

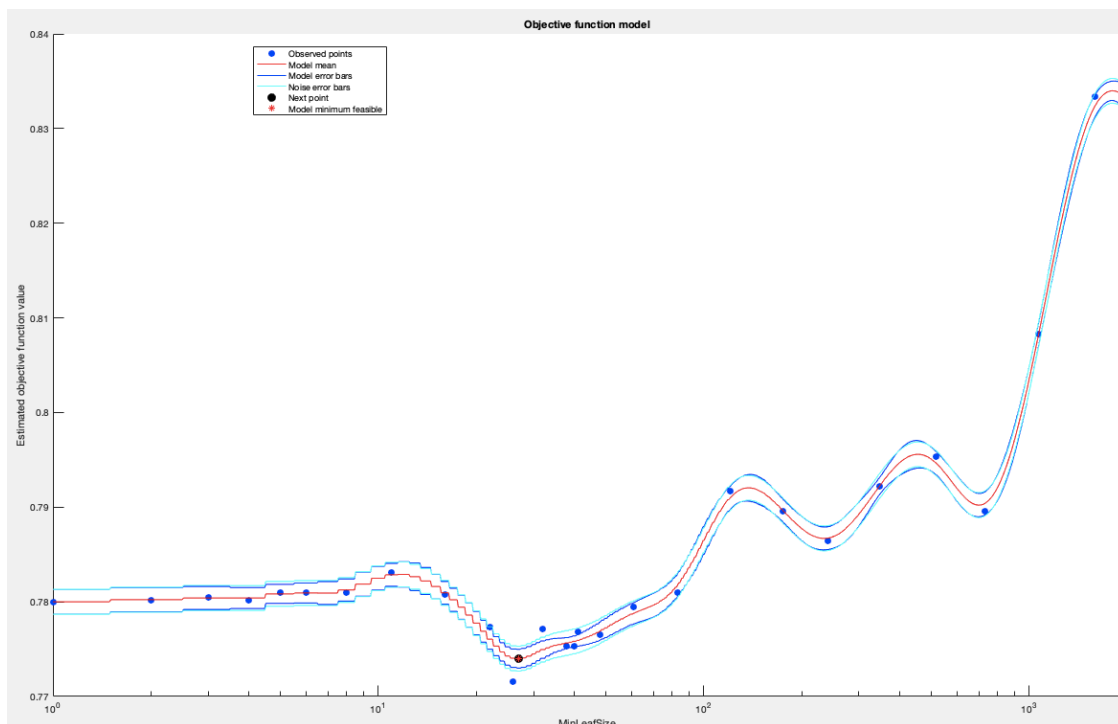
Výsledek funkce *fitctree* je vidět na níže vloženém obrázku (14). V obrázku je graficky znázorněno, jak probíhá dělení výsledků. Finální body jsou tedy čísla částí měření (1-6), které jsou nejvíce pravděpodobné, pokud se budeme řídit podmínkami, které k tomuto bodu směřují. Podmínky pro  $x_3$  jsou hodnoty funkce trapz. Způsob určování podmínek a postup této funkce byl popsán v předchozí části.



Obrázek 14 Výsledek funkce *fitctree*

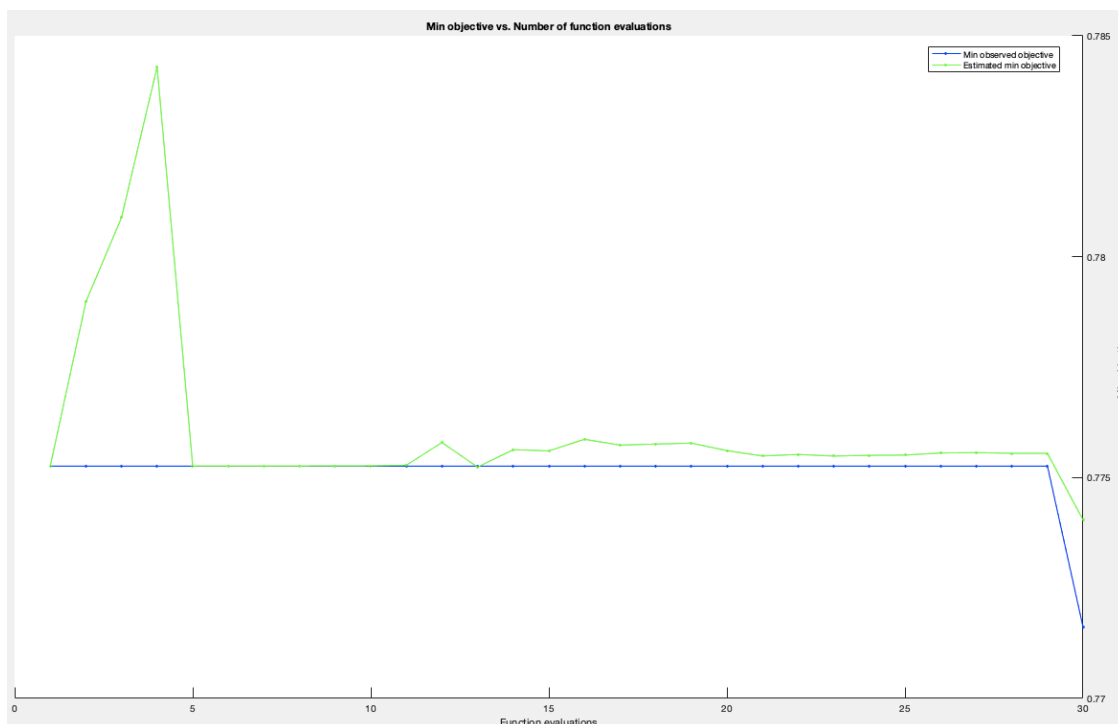
Další výsledky z provedené funkce *fitctree* jsou dva grafy.

Následující obrázek (15) graficky znázorňuje, jak probíhalo postupné určování podmínek. V grafu jsou vidět modré body, které značí, jak probíhalo zvyšování přesnosti postupným přidáváním dalších podmínek, které probíhalo na základě braní vzorků z vložených dat. Červená křivka znázorňuje průměrné hodnoty vložených dat. Tmavě a světle modré křivky jsou znázorněny anomálie, které se v měření mohou vyskytovat.



Obrázek 15 Grafické znázornění postupu vzorkování dat

V posledním obrázku (16) pro tento experiment je vidět, jak velká část vzorků byla potřebná pro určení podmínky (modrá) a jak velká část byla reálně využita (zelená), v každém kroku. Tento postup byl popsán v metodice. Funkce vždy vezme v úvahu část vzorků, a na jejich základě tvoří podmínky pro dělení.

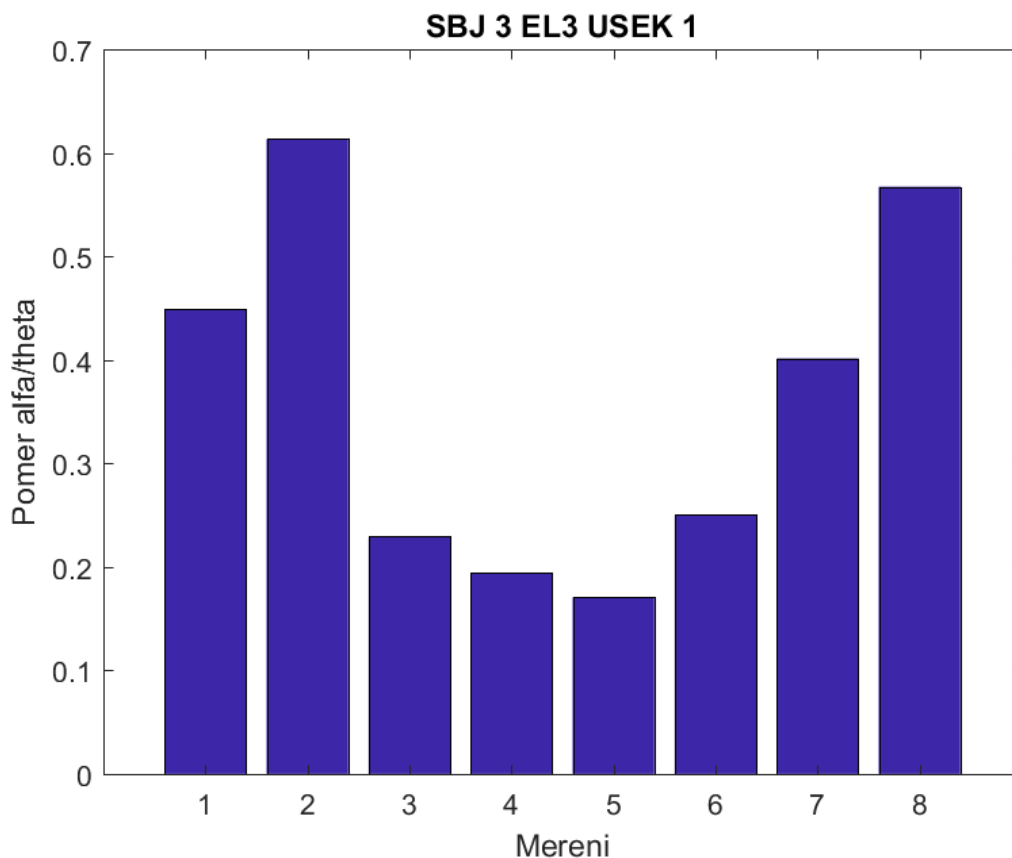


Obrázek 16 Grafické znázornění velikosti braných vzorků pro dělení

### *Druhý experiment – využití měřícího zařízení během letu*

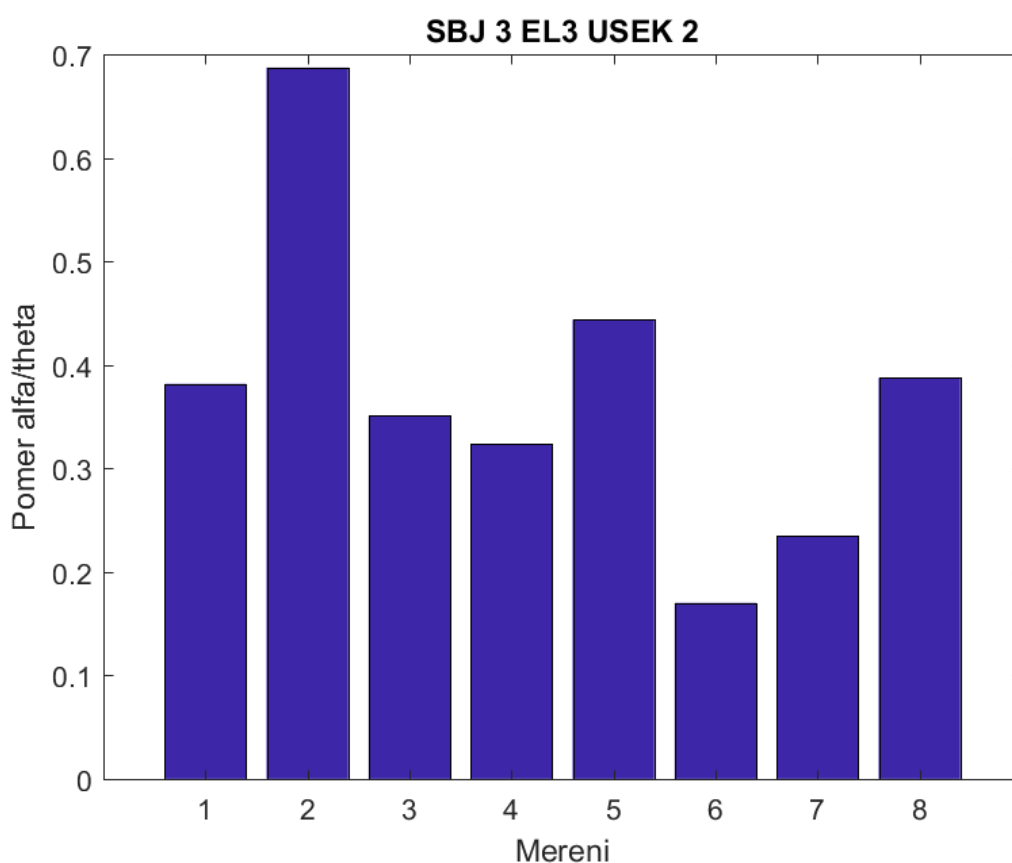
Výsledky druhého experimenty jsou 2 ukázkové grafy (obrázky 17 a 18). Na těchto grafech je graficky znázorněn poměr zastoupení vlnění alfa a théta v naměřeném EEG signálu. Čím menší je hodnota poměru alfa/théta, tím větší je únava. Je vybrán pouze jeden subjekt a jedna elektroda, která reprezentuje, jak výsledky vypadají. Jedná se o elektrodu 3, která se nazývá centrální. To díky její pozici na lebce.

Na obrázku (17) je graficky znázorněna první část každého měření (část měření od vzletu do mezipřistání). Na grafu je vidět, jak únava postupně rostla a následně opět klesala. To je způsobeno tím, že měření začínalo v 18:00 místního času. Jak se dalo očekávat, nejvyšší únava se vyskytuje v první části měření okolo 3 a 6 hodiny ránní. To je způsobeno právě brzkou ranní hodinou, ve které je člověk obvykle zvyklý spát. Následný nárůst opět nastává okolo 9 hodiny ráno, kdy je již lidský organismus zvyklý pracovat více. Poměr roste dál s tím, jak probíhá čas měření. Skok mezi prvním a druhým měřením může být způsoben tím, že první měření začalo okamžitě po příchodu a instruktáži pilotů. Po každém dalším měření byli piloti podrobni pouze pár jednoduchým testům reakcí a vyplnění dotazníku únavy. Po dokončení těchto částí měli volno.



Obrázek 17 Grafické znázornění poměru alfa/théta v první části měření

Na dalším obrázku (18) je graficky znázorněna druhá část každého měření (od mezipřistání do cílového letiště), na stejném subjektu a na stejné elektrodě. Opakuje se zde tendence z minulého měření, kdy po prvním měření nastává nárůst. Jak bylo popsáno na obrázku 17. Po prvním a každém následujícím měření měli piloti volno, kromě vyplnění dotazníku a splnění testu reakcí. Ovšem je zde vidět, že oproti prvním a druhému měření se v částech měření v brzkých ranních hodinách jsou hodnoty vyšší. To může být způsobeno tím, že v první části měření, když piloti do kokpitu usedli, nebyli ještě plně koncentrovaní a připraveni podávat výkon. S postupem měření se tedy pilot stává výkonnější. Nicméně oproti první části těchto měření je vidět, že na konci celého 24 hodinového měření se již pilot setkává s čím dál tím větší únavou. To je pozorovatelné v částech měření 6 až 8, kdy oproti obrázku 17 hodnota poměru je podstatně nižší. To, jak již bylo zmíněno, znamená, že únava roste. Anomálie se objevila na obrázku 18 v měření s číslem 6. To může být způsobeno vyšší námahou, resp. těžšími podmínkami pro let.



Obrázek 18 Grafické znázornění poměru alfa/théta v druhé části měření



## 4 Diskuze

Na základě toho, že funkce *fitctree* byla schopna najít pravidla rozdělení jednotlivých bodů na základě jejich hodnot do daného měření, je vysoká pravděpodobnost, že data z helmy jsou dostatečně přesná. Předpokládáme totiž, že během různých částí prvního experimentu se bude mozková aktivita různě měnit. Někdy (např. při zavřených očích) bude aktivita menší, někdy naopak (např. reaction time test) bude mozková aktivita větší. To má za následek fakt, že test byl navržen tak, aby se měnila požadovaná mozková aktivita jedince. Data zároveň nebrala ohled na jedince. Tudíž se všechny hodnoty vlnění dělily pouze podle síly pásma, jaké část měření byla zrovna probíhala a na jaké elektrodě se tato hodnota vyskytuje. Důležitý je také fakt ten, že měření jedinci byli odlišní. Jednalo se jak o ženy, tak o muže. Někteří měli dlouhé vlasy, jiní krátké. Věkové rozpětí bylo 22 až 29 let.

V druhém experimentu se zjistilo, že poměr vlnění alfa/théta, je možné použít pro indikaci únavy u pilotů. Na datech je vidět, že únava roste v době, kdy člověk obvykle nebývá tolik aktivní. To se dalo předpokládat a měření toto potvrdilo. Na těchto datech je zároveň vidět, že pilotovi trvá, než je mozková aktivita vyšší, pokud před letem odpočíval a nesoustředil se na další let.

Právě poměr vlnění alfa/théta se zvolil na základě teoretické části této studie. Podle studie [5], by se théta měla vyskytovat v signálu mozkové aktivity právě, když je měřený subjekt unavený. Alfa by se naopak měla objevovat, při vyšší mozkové aktivitě.

Problém nastal v naměřených datech v druhém měření, resp. s úspěšností naměřených dat. U jednoho subjektu se pokazilo celé měření tak, že výsledek poměru alfa / théta nevyšel vůbec. Občas se vyskytl problém třeba pouze na jedné elektrodě. To může být způsobeno ztrátou uchycení helmy při daném měření. Horší případ ovšem může nastat, pokud by došlo pouze ke špatnému kontaktu elektrody. V tom případě by mohla elektroda dávat špatná data. To může mít obrovskou roli ve zkreslení dat, které ovšem nemusí být na první pohled patrné. Tomuto problému se částečně předchází odstraněním hodnot, které by mohly mít původ v různých artefaktech. Nicméně pokud bude odchylka od reality malá, přes tento filtr projít může, a to má za následek právě nesprávnost měření. Pokud by se jednalo o měření v reálném čase, ke kterému by se dalo dopracovat, může toto mít za následek planý poplach. V případě že tento jev nastane za reálného letu, pilot například může od systému neustále dostávat upozornění, že je jeho stav v nepořádku, a díky tomu být pod psychickým nátlakem. Tímto by se stal celý systém kontraproduktivní a

chybovost pilotů by mohla naopak začít stoupat. Návrh na měření v reálném čase je brán na základě studie o systému pracujícím na principu vyhodnocování únavy strojvedoucích, právě za pomoci EEG [9]. Další problematikou bylo složité nasazování měřícího přístroje. Jak bylo již dříve v tomto odstavci zmíněno, ne vždy se povedlo správně uchytit. Tento problém, může být způsoben tím, že helma má relativně velké množství elektrod. Ovšem indikace únavy není na všech těchto elektrodách stejná. Na některých, např. centrálních elektrodách, je podle našeho měření únava znatelná více než na jiných. Díky tomuto poznatku, se naskýtá možnost upravit přístroj jako takový tak, že bude uchyceno pouze několik elektrod, které mají největší význam. Tento krok by značně ovlivnil i pohodlí pilota během letu.

Elektroencefalografie ovšem není jediný způsob, jak detekovat únavu. Mezi další možnosti únavy spadá například sledování obličeje měřeného subjektu [16], sledování srdečního tepu, nebo sledování svalové aktivity. Je zde tedy možnost více faktorového detekování únavy. Například kombinace EEG a sledováním obličeje se může chybovost měření jako takového razantně zmenšit.

## 5 Závěr

Touto prací jsem pokryl všechny body ze zadání bakalářské práce.

Náš přístroj na měření EEG je nízkonákladový. A tudíž není problém jej zakoupit a provádět měření na jakémkoliv pracovišti je to nutné.

Během prvního experimentu jsem ověřil funkčnost a spolehlivost našeho nízkonákladového přístroje na měření EEG signálu. Při druhém experimentu se zjišťovalo, zda je možné využít data naměřená tímto zařízením pro další zpracování. Přesněji pomocí prvotní filtrace naměřených dat. Následným rozkladem na spektrální analýzu. Z té je možnost zjistit sílu jednotlivých pásem a na základě jejich hodnot dále zjistit stav bdělosti, ve kterém se aktuálně pilot nachází.

V druhém experimentu proběhlo pilotní měření únavy pilotů na leteckém simulátoru. Během letu byly podmínky pilotů co nejvíce přiblíženy podmínkám, které panují v kokpitu při normálním letu. Měření proběhlo na 8 pilotech. Bohužel, ne vždy se povedlo uchytit na každé měření všechny elektrody. To ovšem do závěru mého zadání nehraje zásadní roli. Na přiložených obrázcích (17 a 18) je vidět, jak probíhal stav únavy během jednotlivých letů.

Ovšem práce byla značně limitována výskytem globální pandemie SARS-CoV-2. Díky tomu musel být zmenšen počet jednotlivých experimentů a zároveň byl časově omezen. Nedostatečný počet provedených měření může mít za následek odchylky, které ovšem mohou být následně odstraněny dalším měřením, které již v této práci zakomponováno nebude. Další problematika mohl být nedostatečný počet vzorků z odlišných věkových kategorií. Je tedy možné, že výsledky, kterých jsme dosáhli, jsou využitelné u pilotů mladších. Starší a zkušenější piloti mohou mít odchylky v záznamu EEG a celý systém by pro ně fungovat nemusel. To prozatím otestováno není. Naskýtá se zde tedy možnost pokračování v této práci pro naměření hodnot pro co nejobsáhlejší skupinu pilotů.

Přínos této práce může být velmi dobře využitelný při dalším omezování chyb, které vyplývají z lidského faktoru. Přesněji únavy, která může mít fatální následky. Další možnosti pokračování v dosavadní práci, je možnost určit, na jakých elektrodách je únava nejlépe pozorovatelná a na základě toho snížit počet potřebných elektrod. Čím menší počet elektrod bude, tím lehčí bude implementace samotného systému buď do kontroly před začátkem letu, nebo dokonce sledování fyzického stavu pilota v reálném čase. Pokud by se podařilo vyvinout program, resp. systém sledování v reálném čase, naskýtá

se zde možnost návrhu dalších kroků v rámci předcházení chyb pilotů. Například upozornění pilota na jeho stav. S tímto oznámením může pilot vzít v úvahu kroky, které budou mít pozitivní vliv na jeho stav.

Pro reálné zavedení efektivního způsobu měření únavy pilotů je zapotřebí ještě provést další výzkumy, které jsem nastínil v minulém odstavci. V ideálním případě zmenšit počet potřebných elektrod na co nejmenší pro efektivní určování únavy.

## 6 Použité zdroje

- [1] STONE, James L. a John R. HUGHES. Early History of Electroencephalography and Establishment of the American Clinical Neurophysiology Society. *Journal of Clinical Neurophysiology* [online]. 2013, **30**(1), 28-44 [cit. 2020-08-05]. DOI: 10.1097/WNP.0b013e31827edb2d. ISSN 0736-0258. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00004691-201302000-00002>
- [2] KIM, Jeehoon, Jeongsu LEE, Chungmin HAN a Kwangsuk PARK. An Instant Donning Multi-Channel EEG Headset (with Comb-Shaped Dry Electrodes) and BCI Applications. *Sensors* [online]. 2019, **19**(7) [cit. 2020-08-05]. DOI: 10.3390/s19071537. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/7/1537>
- [3] *Wikipedie: Otevřená encyklopedie: Elektroencefalografie* [online]. c2020 [citováno 5. 08. 2020]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Elektroencefalografie&oldid=18480072>
- [4] JAP, Budi Thomas, Sara LAL, Peter FISCHER a Evangelos BEKIARIS. Using EEG spectral components to assess algorithms for detecting fatigue. *Expert Systems with Applications* [online]. 2009, **36**(2), 2352-2359 [cit. 2020-07-14]. DOI: 10.1016/j.eswa.2007.12.043. ISSN 09574174. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0957417407006914>
- [5] CALDWELL, John A., Kecia K. HALL a Bradley S. ERICKSON. EEG Data Collected From Helicopter Pilots in Flight Are Sufficiently Sensitive to Detect Increased Fatigue From Sleep Deprivation. *The International Journal of Aviation Psychology* [online]. 2009, **12**(1), 19-32 [cit. 2020-07-14]. DOI: 10.1207/S15327108IJAP1201\_3. ISSN 1050-8414. Dostupné z: [http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1207/S15327108IJAP1201\\_3](http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1207/S15327108IJAP1201_3)
- [6] LI, Wei, Qi-chang HE, Xiu-min FAN a Zhi-min FEI. Evaluation of driver fatigue on two channels of EEG data. *Neuroscience Letters* [online]. 2012, **506**(2), 235-239 [cit. 2020-07-08]. DOI: 10.1016/j.neulet.2011.11.014. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394011015369>

- [7] WILSON, Glenn F. a Thomas HANKINS. Eeg and Subjective Measures of Private Pilot Workload. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting [online]. 2016, 38(19), 1322-1325 [cit. 2020-07-14].  
DOI: 10.1177/154193129403801916. ISSN 1541-9312. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154193129403801916>
- [8] LI, Ping, Ramy MEZIANE, Martin J.-D. OTIS, Hassan EZZAIDI a Philippe CARDOU. A Smart Safety Helmet using IMU and EEG sensors for worker fatigue detection. In: 2014 IEEE International Symposium on Robotic and Sensors Environments (ROSE) Proceedings [online]. IEEE, 2014, 2014, s. 55-60 [cit. 2020-07-14]. DOI: 10.1109/ROSE.2014.6952983. ISBN 978-1-4799-4926-7. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6952983/>
- [9] ZHANG, Xiaoliang, Jiali LI, Yugang LIU, et al. Design of a Fatigue Detection System for High-Speed Trains Based on Driver Vigilance Using a Wireless Wearable EEG. Sensors [online]. 2017, 17(3) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.3390/s17030486. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/17/3/486>
- [10] AKIN, M. Comparison of Wavelet Transform and FFT Methods in the Analysis of EEG Signals. Journal of Medical Systems [online]. 2002, 26(3), 241-247 [cit. 2020-08-07]. DOI: 10.1023/A:1015075101937. ISSN 01485598. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/A:1015075101937>
- [11] *MathWorks - Makers of MATLAB and Simulink - MATLAB & Simulink* [online]. Copyright © 1994 [cit. 05.08.2020]. Dostupné z: [https://se.mathworks.com/help/matlab/ref/filter.html#responsive\\_\\_offcanvas](https://se.mathworks.com/help/matlab/ref/filter.html#responsive__offcanvas)
- [12] SOCHA, Vladimir, Lenka HANAKOVA, Michal FREIGANG, Jakub KRAUS, Slobodan STOJIC, Lubos SOCHA a Peter HANAK. IMPACT OF PILOTS' TIREDNESS ON THE OUTCOME OF PSYCHOLOGICAL TESTING. *Transport Problems* [online]. 2019, 14(2), 55-67 [cit. 2020-08-05]. DOI: 10.20858/tp.2019.14.2.5. ISSN 1896-0596. Dostupné z: [https://www.exeley.com/transport\\_\\_problems/doi/10.20858/tp.2019.14.2.5](https://www.exeley.com/transport__problems/doi/10.20858/tp.2019.14.2.5)
- [13] *MathWorks - Makers of MATLAB and Simulink - MATLAB & Simulink* [online]. Copyright © 1994 [cit. 05.08.2020]. Dostupné z: <https://se.mathworks.com/help/stats/fitctree.html>
- [14] PODGORELEC, Vili a Milan ZORMAN. Decision Tree Learning. MEYERS, Robert A., ed. Encyclopedia of Complexity and Systems Science [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014, 2015-2-16, s. 1-28 [cit. 2020-08-06]. DOI: 10.1007/978-3-642-27737-5\_117-2. ISBN 978-3-642-27737-5. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-27737-5\\_117-2](http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-27737-5_117-2)

- [15] JACKSON, Alice F. a Donald J. BOLGER. The neurophysiological bases of EEG and EEG measurement: A review for the rest of us. *Psychophysiology* [online]. 2014, **51**(11), 1061-1071 [cit. 2020-08-05]. DOI: 10.1111/psyp.12283. ISSN 00485772. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/psyp.12283>
- [16] SIGARI, Mohamad-Hoseyn, Mahmood FATHY a Mohsen SORYANI. A Driver Face Monitoring System for Fatigue and Distraction Detection. *International Journal of Vehicular Technology* [online]. 2013, 2013, 1-11 [cit. 2020-08-09]. DOI: 10.1155/2013/263983. ISSN 1687-5702. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/archive/2013/263983/>

## 7 Seznam obrázků

Obrázek 1 Rozložení 10 – 20 (převzato z [3]).....	8
Obrázek 2 Tabulky časové aktivity vykreslené v průběhu času během jízdy pro čtyři algoritmy.....	10
Obrázek 3 Řídící simulátor použitý v tomto výzkumu (převzato z [6] str. 2) .....	12
Obrázek 4 Průběh měření, na kterém jsou vykresleny průměrné hodnoty vlnění $\theta$ , alfa a beta (převzato z [7] str. 2) .....	13
Obrázek 5 Blokové schéma systému bezpečnostní helmy (převzato z [8] str. 2) .....	15
Obrázek 6 Vývojový diagram navrhovaného vysokorychlostního systému určenému ke snižování únavy strojvedoucího (převzato z [9] str. 6).....	16
Obrázek 7 Tvar navrhované elektrody (převzato z [2] str. 4).....	17
Obrázek 8 Naměřený signál EEG (převzato z [11] str. 3).....	19
Obrázek 9 Frekvenční spektrum naměřeného signálu z obr. 7 (převzato z [11] str. 4).....	19
Obrázek 10 Ukázkové schéma postupu filtrovaného signálu (Převzato z [12]) .....	20
Obrázek 11 Foto headsetu převzato z oficiálních webových stránek produktu (shop.openbci.com).....	23
Obrázek 12 Ilustrativní foto průběhu prvního experimentu.....	26
Obrázek 13 Rozpis celkového měření při jednoho pilota (převzato z [13] str. 2).....	27
Obrázek 14 Výsledek funkce fitctree.....	35
Obrázek 15 Grafické znázornění postupu vzorkování dat.....	36
Obrázek 16 Grafické znázornění velikosti braných vzorků pro dělení .....	36
Obrázek 17 Grafické znázornění poměru alfa/ $\theta$ v první části měření.....	37
Obrázek 18 Grafické znázornění poměru alfa/ $\theta$ v druhé části měření.....	38