



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

STUDIUM EEG SIGNÁLU V EXPERIMENTU S FLICKER-FUSION TESTEM

STUDY OF EEG SIGNAL IN EXPERIMENT WITH FLICKER-FUSION TEST

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR THESIS

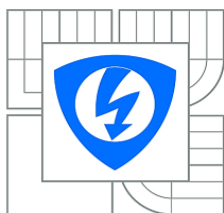
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ANETA MALÁ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. MARINA RONZHINA

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Aneta Malá
Ročník: 3

ID: 115104
Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Studium EEG signálu v experimentu s flicker-fusion testem

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši metod používaných pro studium úrovně bdělosti. Zaměřte se na využití elektroencefalogramu (EEG) a výsledků flicker-fusion (FF) testu pro dané účely. Seznamte se s metodami měření a analýzy daných signálů. 2) Navrhněte metodu hodnocení EEG a FF parametrů získaných v průběhu experimentů. 3) Realizujte vybranou metodu analýzy EEG v programovém prostředí MATLAB. Použijte signály získané z databáze ÚBMI a/nebo z vlastních experimentů. 4) Proveďte statistické vyhodnocení parametrů EEG a FF testu získaných pro různé úrovně bdělosti. 5) Definujte parametry vhodné pro popis úrovně bdělosti. 6) Proveďte diskusi získaných výsledků. Zhodnoťte účinnost použití vybraných parametrů pro řešení této úlohy.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] SORNMO, L., LAGUNA, P. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Elsevier Academic Press, 2005.
[2] MITRA, P., BOKIL, H. Observed brain dynamics. Oxford University Press, 2008.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 25.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Rychlá a snadná detekce úrovně bdělosti má pro praxi velký význam. Ke stanovení úrovně bdělosti je využíváno testových dotazníků, psychologických testů či analýzy biologických signálů měřené osoby. Tato práce se zabývá spojením flicker-fusion testu (FF testu) a analýzy elektroencefalogramu (EEG) pro stanovení úrovně bdělosti. První část se věnuje vymezení pojmů, druhá představuje stručný úvod k metodě EEG a v třetí části je popsána metoda FF testu. Poslední část je věnována realizaci spektrální analýzy EEG v programovém prostředí MATLAB a návrhu metody hodnocení parametrů EEG a FF testu.

Klíčová slova

Elektroencefalografie (EEG), flicker-fusion test (FF test), úroveň bdělosti.

Abstrakt

Quick and easy detection of vigilance level is very important in practise. Questionnaires, psychological tests and analysis of biological signals are usually used for determination of awakening level. This work deals with studying of possibilities of using the flicker-fusion test (FF test) and electroencephalogram (EEG) analysis for determination of vigilance level. First part of thesis defines terms, second part represents brief introduction of EEG and third part is about FF test. Last part is about realization of spectral analysis of EEG using MATLAB. Method for EEG and FF test parameters assesment is also proposed in this part.

Keywords:

Electroencephalography (EEG), flicker-fusion test (FF test), vigilance level

Bibliografická citace:

MALÁ, A. *Studium EEG signálu v experimentu s flicker-fusion testem*. Brno: FEKT VUT v Brně, 2012. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Marina Ronzhina.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Studium EEG signálu v experimentu s flicker-fusion testem jsem vpracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu zdrojů na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 25. května 2012

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Marině Ronzhině za odbornou pomoc při zpracovávání této práce. Dále děkuji Aleši Pejchalovi za pomoc s optimalizací grafického prostředí programu.

Obsah

Úvod.....	6
1.Studium úrovně bdělosti.....	8
1.1 Bdělost, pozornost a únava.....	8
1.2 Metody měření.....	9
2.Elektroencefalografie.....	11
2.1 Vztah k fyziologii.....	11
2.2 Měření elektroencefalogramu.....	12
2.3 Metody analýzy EEG.....	14
3.Flicker-fusion test.....	17
3.1 Vztah k fyziologii.....	17
3.2 Realizace FF testu.....	18
3.3 Analýza a hodnocení parametrů FF.....	19
4.Využití EEG a FF pro stanovení úrovně bdělosti – současná situace.....	20
5.Experimentální část.....	22
5.1 Popis experimentu a protokol měření.....	22
5.2 Realizace vybrané metody analýzy EEG pomocí prostředí Matlab.....	25
5.3 Statistické vyhodnocení parametrů EEG a FF testu pro různé úrovně bdělosti.....	29
5.4 Parametry vhodné pro popis úrovně bdělosti.....	34
5.5 Diskuse získaných výsledků	34
Závěr.....	37
Seznam použité literatury a zdrojů.....	38
Seznam obrázků.....	40
Seznam zkratk.....	42
Seznam příloh.....	43

Úvod

Člověk potřebuje při vykonávání činností alespoň minimální úroveň pozornosti, aby dosáhl cíle s patřičným výsledkem, bez ohrožení své osoby či okolí. Mnoho úkonů v každodenním životě však klade více nároků na psychický stav, jako je tomu například u řízení auta či chirurgického zákroku. Špatné vnímání okolí, nepozornost, únava či dokonce usnutí může vést k fatálním následkům.

V současné době lze předpokládat, že se řízení auta již téměř plně zařadilo mezi základní požadavky znalostí průměrného člověka. Řízení auta je proces komplexní a náročný. Člověk musí splňovat jisté fyzické i psychické podmínky, zvláště pokud tuto činnost vykonává v rámci povolání (jako je tomu u profesionálních řidičů). Únava řidiče, ať už z nedostatku spánku či z monotónní činnosti, může velmi snadno vést k ohrožení života i majetku. Při únavě se zpomalují reakce, což může mít za následek nedostatečně rychlou reakci při náhle vzniklé závažné situaci. U dopravních nehod se dodatečně jen velmi těžko prokazuje, zda byla únava hlavní příčinou [1], avšak bývá často uvedena jako jeden z faktorů vedoucích k incidentu.

Včasná detekce únavy či stanovení její úrovně by mohlo výrazně přispět ke snížení počtu dopravních nehod. Mnoho institucí se snaží vyvinout přístroj, který by umožňoval ve vozidle měřit aktuální stav únavy či včas detekovat příznaky usínání na základě zabudovaných čidel tlaku, snímání obrazu apod [2, 3]. Úspěšnou detekci tohoto přístroje je však potřeba ověřit dříve než se zařadí do výroby. V klinice se v současné době pro změnu vědomí či detekci poruch spánku používá elektroencefalograf (přístroj snímající elektrickou aktivitu mozku). Tato metoda je poměrně úspěšná, avšak velmi citlivá na podmínky měření. Dále zpracování signálu získaného pomocí elektroencefalografie (EEG) a jeho vyhodnocení vyžaduje robustní analýzu, která bývá časově náročná. Z těchto důvodů není vhodné využít EEG přímo pro měření v automobilu, neboť díky těmto komplikacím by byl přínos EEG velmi malý. Vhodným řešením by bylo nalézt způsob testování únavy řidiče, který by byl časově nenáročný, technicky snadno realizovatelný a dostatečně přesný i v podmínkách automobilu. Tento test by poskytl dostatečné srovnání úspěšnosti detekce únavy pomocí vyvíjených experimentálních přístrojů.

Flicker-fusion test (FF test) patří mezi snadno realizovatelné testy. Jeho výsledek je ovlivnitelný úrovní bdělosti či únavy měřeného jedince. FF však nepatří mezi objektivní testy. Aby mohl být použit jako standart pro měření detekce únavy řidiče v automobilu [4],

je potřeba nejprve FF test porovnat s jiným standardem jakým je například snímání mozkové aktivity pomocí EEG.

Tato práce má za cíl ověřit, zda FF test je vhodný k použití detekce únavy řidiče. K porovnání využívá signálu EEG snímaného z dobrovolníků (odpočínutých i spánkově deprivovaných). První část této práce shrnuje metody stanovení úrovně bdělosti a seznamuje čtenáře s některými dále užívanými pojmy. Druhá část se věnuje zevrubnému popisu metody EEG. Třetí část seznamuje s principem FF testu. Poslední část se věnuje návrhu a realizaci metody, která by na základě porovnání výsledků z EEG a FF testů dokázala ohodnotit přesnost a použitelnost FF testu pro stanovení detekce bdělosti. V závěru této práce jsou shrnuty získané poznatky a nastíněn směr eventuálního pokračování.

1. Studium úrovně bdělosti

Bdělost je opakem spánku, přičemž s poklesem bdělosti vzrůstá ospalost. Spánek patří mezi základní fyziologické potřeby, které zajišťují přežití organismu – obdobně jako hlad či žízeň. S poklesem bdělosti souvisí fyziologická ospalost či „spánkový tlak“. Tento tlak vzrůstá po celou dobu, po kterou jsme vzbuzeni. Subjektivně vnímaná ospalost, která charakterizuje zatím špatně definovanou přechodnou oblast mezi plnou bdělostí a úplným spánkem, je individuální a nelze ji měřit přímými metodami [5].

Pro stanovení úrovně bdělosti či únavy se dnes v praxi využívá několik typů dotazníkových testů. Dále lze využít sekundárních vizuálních projevů únavy [1,2]. Jako je například ztuhlost tváře či pokles očních víček. Hodnotí se jejich frekvence a míra výskytu. Lze též využít změny v délce reakční doby, která se s poklesem bdělosti prodlužuje [1].

V současné době se rozlišuje při poruchách spánku pouze hloubka spánku (jeho fáze) a určuje se čas, po který trvá stav reálné bdělosti. Metody stanovení úrovně bdělosti jsou v praxi využívány prozatím spíše orientačně [5,6], přičemž vyhodnocení by měl provádět odborník. Přesné zjištění úrovně bdělosti by přispělo ke správné diagnostice a tudíž i efektivnější léčbě případné zjištěné poruchy. Velké uplatnění by však našlo i v dalších oblastech – například při výzkumu detektorů únavy pro řidiče.

1.1 *Bdělost, pozornost a únava*

Nejprve je důležité vymezení několika pojmů, které jsou významné při zpracování a vyhodnocení měření. V akademické sféře je bdělost (neboli vigilita) používána k označení adaptace během specifických úkonů a může se měnit v závislosti na typu úkonu. Pocit bdělosti lze tedy definovat jako kapacitu mysli v danou chvíli patřičně reagovat na vnější či vnitřní podnět. Pocit bdělosti může být ovlivněn motivací, poznávací schopností a především citovým rozrušením (afektem). Bdělost jako pocit se může měnit každým okamžikem. [5]

Pro měření bdělosti je významný pokles či nárůst pozornosti. Pozornost je zaměřenost a soustředěnost duševní činnosti na určitý objekt nebo děj [7]. Pozornost závisí jak na stavu vnímajícího jedince, tak i na prostředí kolem něj. Pozornost je negativně ovlivňována únavou.

Za nepřítomnosti emočních a stimulujících faktorů pociťuje jedinec mezi spánkem a bdělostí únavu. Únava neboli ospalost je homeostatická míra, která je ovlivňována hloubkou

spánku a cirkadiálními rytmy [6]. Ospalost je souhrnný stav vědomí, který není spojen s úkony či otázkou pozornosti [5]. Subjektivní pocit pozornosti a únavy je výsledek komplexních interakcí neurofyziologických drah s různými překryvy. Tyto pocity mohou být ovlivněny řadou vnějších faktorů a stresových podnětů. Studie naznačují, že pozornost a únava nejsou k sobě opačné stavy, ale mají složitější spojitost, na což upozorňuje například Moller [6], neboť pro různé spánkové poruchy se v této práci lišil výsledek testů v ospalosti, kdežto pozornost byla u všech skupin stejná.

Spánek je stav, kdy mozek vykazuje aktivitu výrazně odlišnou od stavu plné bdělosti. Spánek je dělen na dvě základní fáze – REM (rapid eye movement), kdy dochází k pohybu očí a jedinci se zdají sny, a nonREM je hlubší spánek beze snů [8].

Mikrospánek je pokles pozornosti a bdělosti na malý okamžik způsobený krátce trvající první fází spánku [9].

1.2 Metody měření

Stav mezi bdělostí a spánkem nelze přesně kvantifikovat, neboť převažuje subjektivní vnímání jedince [5]. Nelze jej zatím změřit přímo. Ospalost zahrnuje zhoršení koncentrace, rozbíhání myšlenek, rozmazanost vidění, ztěžknutí očních víček a zvyšující touhu po spánku. Behaviorální projevy jsou zívání, snížená aktivita, pokles očních víček, padání hlavy apod. [5,6] Následky zahrnují mikrospánek, úpadky pozornosti, pomalé kognitivní funkce a reakční čas, což snižuje výkon (a to může být fatální při činnostech jako je řízení automobilu).

Objektivně lze změřit pouze krátký skrytý spánek, tzv. mikrospánek, zpomalené kognitivní funkce a prodloužený reakční čas [6]. Měření reakční doby je realizováno nejčastěji akustickým či vizuálním podnětem, při jehož registraci má měřený jedinec stisknout tlačítko. Hodnotí se délka času, která uplyne mezi podnětem a stisknutím tlačítka. Dle reakční doby je vyhodnocena aktuální úroveň bdělosti [10].

Důkladné posouzení ospalosti lze provádět pouze na základě znalostí příčin a následků. Jako východisko se jeví použití dostatečného počtu testů obsahující dotazy poskytující subjektivní i objektivní výsledky [5]. Objektivní testy ospalosti během dne a poruch pozornosti jsou ve formě „*Multiple Sleep Latency Test*“ a „*Maintenance of Wakefulness Test*“ [6].

Běžně se používají dotazníky, kde pacient sám hodnotí jednotlivé body, jako je retrospektivní Ephworthská škála spavosti (ESS) [11], dále devítibodová Karolinska škála spavosti a sedmibodová Standfordská škála spavosti [5]. Dále je možné použít testů hodnotících subjektivně pozornost na základě odpovědí pacienta o uplynulém týdnu, přičemž se hodnotí pozornost pro různé okolnosti a činnosti jako je např. cvičení, stav po vypití kávy, po spánku atd. - např. testy THAT a ZOGIM-A [6]. Hodnocení stavu v retrospektivních testech využívá reakce testovaných osob na hypotetické scénáře. Dotazovaní odpovídají, jak by se cítili, kdyby nastala daná situace. Například na situace „vzít si jeden týden dovolenou“ „30 minutové cvičení“ mají možnosti z odpovědí: „odpočínutě“ „unaveně“ „ospale“. V rámci testů měli dotazovaní subjektivně pomocí hodnocení v procentech označit i části dne, kdy se cítí nejvíce bdělí/aktivní [6].

2. Elektroencefalografie

Elektroencefalografie slouží k zaznamenávání elektrické aktivity mozku v podobě signálu, kterému říkáme elektroencefalogram (EEG). Původ této metody sahá až do druhé poloviny 19. století, kdy Richard Caton zaznamenal v mozkové kůře králíků a psů elektrické signály v rozsahu mikrovoltů. První záznam elektrické mozkové aktivity u lidí zaznamenal Hans Berger, který je považován za zakladatele elektroencefalografie. Zjistil, že elektrická mozková aktivita se liší v čase a její tvar závisí na poloze elektrod na skalpu. Dále učinil poznatek, že se tyto elektrické signály liší nejen mezi zdravými a nemocnými lidmi, ale jsou závislé i na duševním stavu či stavu vědomí. [8]

Z elektroencefalografie se postupem času stal významný neinvazivní klinický nástroj vhodný pro diagnostiku rozličných funkčních poruch mozku. V současné době se využívá i dalších metod jako je pozitronová emisní tomografie, jednoproteinová emisní výpočetní tomografie a zobrazování pomocí magnetické rezonance. Tyto metody mohou poskytovat dvou i třírozměrné snímky s dobrým prostorovým rozlišením, naproti tomu elektroencefalografie má mnohem lepší časové rozlišení a též jeho ekonomické náklady na provoz jsou nižší. Elektroencefalografie tak ztratila část své nadvlády v klinické praxi, avšak má stále velký význam pro diagnostiku epilepsie, poruch spánku a slabomyslnosti (dementia). Výzkum se též zaměřuje na využití elektroencefalografie pro biofeedback a na návrh rozhraní mozek-počítač. [8]

2.1 Vztah k fyziologii

Elektrické pole mozku je generováno především proudy, které tečou během synaptické excitace (podráždění) dendritů, dráždivé postsynaptické potenciály. Reálně není možné měřit elektrickou aktivitu jednotlivého neuronu v mozkové kůře díky útlumu způsobeného tlustou vrstvou tkáně. Suma milionů neuronů¹ však poskytuje již dostatečně silné elektrické pole, které může být měřeno přímo na skalpu. Převažující elektrická aktivita mozkové kůry je pak často označována jako rytmus, neboť má pravidelný (oscilující) průběh. Dělení rytmu je konvenčně charakterizováno frekvenční šíří a relativní amplitudou. [8]

Frekvence (či oscilační rychlost) EEG rytmu je částečně udržována vstupní aktivitou thalamu² a koordinovanou interakcí mezi samotnými korovými neurony ve specifické oblasti kůry [8].

1 Aktivitu několika neuronů lze měřit pomocí mikroelektrod.

2 Thalamus obsahuje neurony s vlastností pacemakeru, které generují samostatně budící vzory (*firing pattern*).

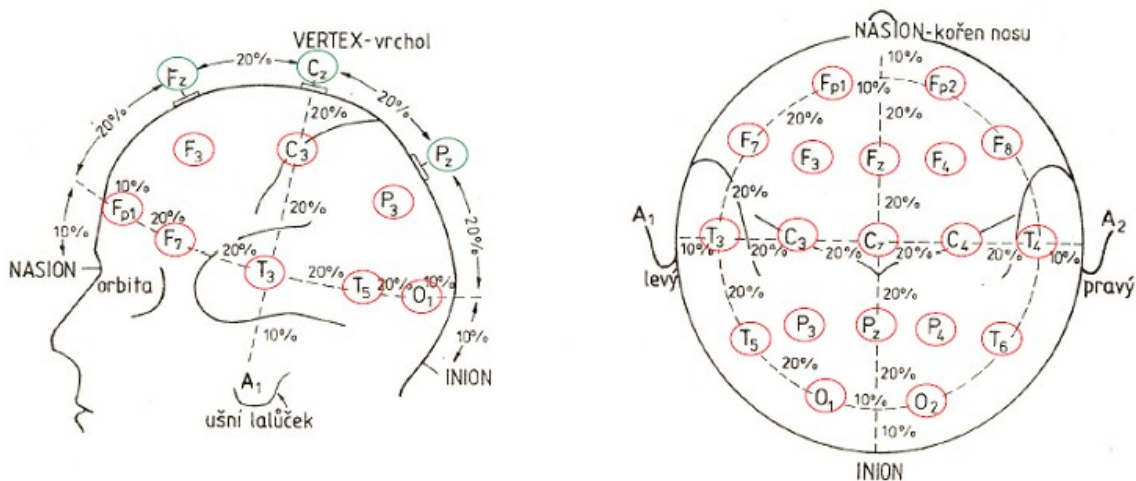
Amplituda EEG je spojena se stupněm synchronizace s jakou interagují korové neurony. Synchronní excitace skupiny neuronů produkuje větší amplitudu signálu na skalpu, neboť signál pocházející z jednotlivých neuronů je aditivní (časově koherentní). Rytmus EEG signálu s velkou amplitudou a určitou opakovací rychlostí je výsledkem opakované synchronní excitace. Naopak asynchronní excitace má za následek nepravidelně vypadající EEG s nízkou amplitudou vln. Stejný počet neuronů může dát vzniknout EEG signálu s velkou či malou amplitudou dle toho, nakolik synchronně jsou právě excitovány. [8]

EEG je silně ovlivňováno mentálním stavem a závisí na mnoha věcech jako je stupeň pozornosti a bdělosti, ospalosti. V aktivním mozku je činnost neuronů vysoká vlivem zpracovávání mnoha kognitivních funkcí, avšak méně synchronní [8]. Vysoká frekvence či nízká amplituda rytmu je tedy spojena s aktivním mozkiem (např. bdělost či snění), zatímco nízké frekvence či vysoká amplituda rytmu souvisí s ospalostí, a spánkem beze snů.

2.2 Měření elektroencefalogramu

Základní sestava EEG se skládá ze sady elektrod, zesilovače signálu a počítače (sloužícího pro ukládání dat, analýzu signálu a grafickou prezentaci). Klinické EEG užívá mezinárodní systém 10/20 se standardním rozmístěním elektrod - na povrchu skalpu je umístěno v definovaných pozicích dle anatomických bodů 21 elektrod – 19 snímacích, 2 referenční. K měření se používají bipolární i unipolární elektrody. Při použití unipolárních je potřeba umístit vzdáleně referenční elektrodu či ji stanovit jako průměr ze všech elektrod. Čísla 10 a 20 značí relativní vzdálenost (v procentech) mezi rozdílnými polohami elektrod na obvodu lebce. Vzdálenost mezi elektrodami u systému 10/20 je pro dospělého člověka cca 4,5 cm [8]. Aby byla zajištěna fixace vzdálenosti elektrod, jsou elektrody upevněny do speciální elektrodové čepice. Rozmístění elektrod je znázorněno na obr 1 [12], přičemž elektrody mají svá označení vycházející z jejich polohy: A – ušní (aurikulární), C – centrální, F – přední (frontální), O – týlní (okcipitální), P – temenní (parietální), T – spánková (temporální).

EEG aktivita může být reprezentována jako topografická mapa projektovaná na skalp. Pro účely mapování mozku by mělo být užito minimálně 64 elektrod, aby bylo dosaženo požadovaného rozlišení. Použitím malého počtu elektrod může dojít k aliasingů; k nevratnému zkreslení elektrické aktivity mozku. Vzorkovací frekvence EEG signálu by měla být alespoň 200Hz, přičemž pro detailní analýzu by měla být vyšší [8].



Obrázek 1: Znázornění rozmístění elektrod pro systém 10/20 (převzato z [12]).

Spojení mezi elektrodami a snímacím systémem je realizováno stíněným kabelem vedoucím do zesilovače. Zesilovač je důležitým prvkem, který převádí signál v rozmezí mikrovoltů na jednotky voltu. Významný je velký vstupní odpor přístroje, vyšší vstupní odpor zajišťuje přesné měření napětí i na tkáni se špatně odhadnutelným vnitřním a přechodovým odporem. Za zesilovač jsou zařazeny filtry (horní, dolní propust, pásmová zadrž), z kterých signál putuje do registračního systému. Spojení elektroencefalogramu s počítačem je nejběžněji řešeno optickým kabelem [13].

Režim snímání EEG bývá též označován jako montáž. U EEG existují tři druhy montáží – unipolární, bipolární a průměrovaný. Podle potřeby je možné převést uložené hodnoty naměřené pomocí jednoho režimu do druhého pomocí rovnic pro přepočít [12].

EEG signál je velmi citlivý na fyziologické i nefyziologické děje probíhající v okolí (např. svalová činnost či blízké elektrické vedení). Pro správné hodnocení EEG signálu je velmi důležité zachování vždy stejného průběhu experimentu, aby se předešlo interferenčním jevům. Z tohoto důvodu byly zavedeny standardy pro měření EEG ať už pro pacienta či nastavení parametrů přístroje [8]. Rušivé interferenční signály v EEG se nazývají artefakty a patří mezi ně pulsový artefakt, EKG, dýchací pohyby, pohyby očních bulv, artefakty z pohybu jazyka a pohybu dalších svalů. Dále se v EEG mohou projevit reakce na různé podněty – akustické, vizuální atd.

Před měřením je nejdříve nutné přístroj zkalibrovat. Poté se pacientovi, obvykle usazenému a uvolněnému na křesle, nasadí na hlavu čepice s elektrodami. Pod elektrody se aplikuje elektrodová pasta či gel pro zvýšení vodivosti. Elektrodovou pastu je potřeba

aplikovat v dostatečném množství, aby snížila elektrický odpor, zároveň však svým stečením nezpůsobila interferenci signálů do různých elektrod. Při samotném měření je důležité vkládat poznámky o událostech probíhajících během měření (např. stisknutí prstů v pěst, zahájení akustických stimulů apod.) pro správnou zpětnou interpretaci. EEG záznam je ukládán do počítače k případné pozdější analýze.

2.3 Metody analýzy EEG

Interpretace EEG je náročná, neboť zde nestačí jednoduché biologické či matematické modely, a ačkoliv je EEG zpracováváno pomocí výpočetní techniky, má zatím vizuální přezkoumání odborníkem nezanedbatelný podíl na diagnostice. Zatím není dostupná objektivní metoda, která by zjistila, zda je EEG deterministický signál či stochastický signál (kterým se na první pohled může zdát), což komplikuje vhodný výběr analytických metod. Rozličné EEG vlny poskytují hodnotné klinické informace. Tvar EEG vln může reprezentovat izolovanou událost či jejich opakující seskupení může tvořit složený vzor signálu [8]. Pro ideální zhodnocení EEG signálu by bylo potřeba zařízení, které by poskytovalo jak vizuální interpretaci detekce, tak i objektivní kvantifikaci rozličných EEG vln.

Při digitalizaci EEG je obvykle používána vzorkovací frekvence v rozmezí od 100 Hz do 256 Hz, měření je prováděno s 8mi až 18ti bitovým rozlišením [12]. Po digitalizaci se obvykle potlačují artefakty vzniklé při snímání signálu, avšak filtraci signálu je třeba provádět opatrně, aby se neztratili diagnosticky významné složky signálu. Pro systém EEG klasifikace je zásadní izolace relevantních znaků signálu, odstranění šumu a artefaktů [8]. Na signálu EEG lze hodnotit frekvenční, amplitudovou, morfologickou a prostorovou distribuci. Dále lze využít perzistenci (popis frekvence výskytu opakujících se vzorů) a reaktivitu (značící změnu v EEG vzorci při vnějším podnětu – např. při otevření očí) [14]. Metody zpracovávání EEG lze též rozdělit na základě průběhu měření na analýzu spontánní mozkové aktivity (pozadí EEG) a evokovaných mozkových potenciálů vyvolaných různými podněty.

Mezi základní analýzu EEG signálu patří frekvenční neboli spektrální analýza, která rozděluje EEG signál na jednotlivá frekvenční pásma. Rozpětí signálu ze skalpového EEG je od jednotek mikrovoltů po přibližně 100 μ V a frekvence od 0,5 Hz až do 40 Hz. EEG signál je dělen obvykle do pěti frekvenčních pásem [8]:

- *delta* rytmus je pomalejší než 4 Hz a má velkou amplitudu. Projevuje se v hlubokém spánku a jeho přítomnost při bdělém stavu u normální dospělé osoby indikuje poškození či nemoc mozku (encefalopatii);
- *theta* rytmus má rozmezí od 4 Hz do 7 Hz a vyskytuje se při únavě či v některých stádiích spánku;
- *alfa* rytmus má frekvenci od 8 Hz do 13 Hz a je běžný u zdravých osob, které jsou uvolněné, bdělé, ale mají zavřené oči (při otevření očí je aktivita potlačena, což se označuje jako blokáda alfa rytmu). Největší amplituda u alfa rytmu je na occipitální oblasti;
- *beta* rytmus, od 14 Hz do 30 Hz, je pozorován v běžném bdělém stavu a může být pozorován během určitých spánkových stádiích. Rychlý rytmus s nízkou amplitudou je spojen s aktivovanou kůrou. Beta rytmus je pozorován především v čelních a centrálních oblastech skalpu;
- *gamma* rytmus jehož frekvence je vyšší než 30 Hz. Rytmus je spojen s aktivním zpracováváním informací v kůře – např. pokud jsou zapojené elektrody v oblastech kontrolujících pohyb, objeví se gama při pohybu prstů.

Spojení těchto rytmů s hodnocením „normální“ či „abnormální“ je relativní a závisí na věku a mentálním stavu. Některé rytmy zůstávají viditelné po několik minut zatímco jiné se objeví pouze na pár sekund (např. alfa silně poklesne až zmizí při usnutí měřené osoby). [8]

Pro frekvenční analýzu se používají metody založené na Fourierově transformaci (FT). Pro analýzu frekvenční oblasti jsou využívány často parametrické i neparametrické metod. Parametrické metody používají vhodný model signálu, přičemž k popisu používají několik parametrů. Nejčastěji jsou využívány autoregresní metody. Neparametrické metody odhadují výkonové spektrum přímo ze signálu například metodou periodogramu [10]. Některé metody se opírají o energii EEG signálu, případně o energie jednotlivých pásem nebo poměry těchto hodnot. Relativní spektrum pásma je definováno jako podíl výkonu pásma a celkového výkonu EEG signálu. Poměrný výkon je pak podíl výkonu dvou spekter.

Časově-frekvenční analýza spektra znamená posuzování vývoje určitého spektra v průběhu času.

Časová analýza nahlíží na celkový EEG signál probíhající v čase a k popisu využívá statistických hodnot [8] (jako je odchylka od střední hodnoty, statistického průměru atd) či Hjorthových parametrů (aktivita, mobilita, složitost) [10].

3. Flicker-fusion test

Flicker-fusion test (FF test) je provedením velmi jednoduchý a rychlý test založený na detekci prahu flicker (mihotání, záblesk) a fúze blikajícího světelného bodu. Tento test není náročný na technické provedení (ve srovnání s většinou běžně používaných diagnostických přístrojů) a náklady na jeho pořízení a provoz jsou velmi nízké.

FF test bývá především využíván v klinické psychologii, neuropsychologii, farmakologie a oftalmologii. V klinické psychologii a neuropsychologii se využívá jako ukazatel úspěšně zvolené léčby, kdy by mělo docházet ke zvyšování hodnoty FF testu při zlepšení stavu pacienta. Použití FF testu bylo zkoumáno např. i pro určení pokroku léčby únavového syndromu vojáků [15]. Ve farmakologii se používá tohoto testu k ověření vlivu léků na vnímání – především u léků, které by mohli ovlivňovat pozornost [16]. Optika využívá FF testu k vyšetření poškození očního aparátu – např. pro odhad úspěšnosti plánovaného zákroku, kdy záleží na míře a lokalizaci poškození oka (na výslednou hodnotu FF testu má různý vliv onemocnění přední či zadní části oka) [16].

V poslední době se mnohé experimentální práce snaží využít FF test pro snadné, levné a především rychlé zhodnocení míry únavy, které by mohlo mít významný vliv především pro řidiče či další náročná povolání.

3.1 Vztah k fyziologii

FF test je využíván k posouzení aktivace centrálního nervového systému [16]. Systém FF využívá „setrvačnosti oka“, respektive faktu, že frekvenci blikání nad prahovou úroveň vyhodnotí člověk jako spojité světlo. Tohoto efektu využívají prakticky všechna moderní zobrazovací zařízení, jako obrazovky, displaye či monitory.

Pod určitou hranicí frekvence blikání světla vnímají oči tento podnět jako jednotlivé záblesky. Jakmile se zvyšuje frekvence přerušovaného stimulu, v určité fázi se pozorovateli zdá, že bod zůstává a mění se pouze jeho intenzita³. Tento vjem se nazývá flicker, což lze přeložit jako mihání či třepotání. Nad určitou kritickou frekvencí tento flicker efekt ustane a oči vnímají pouze bod kontinuálně svítící bez přerušování či změn intenzity. Kritická flicker frekvence (angl. critical flicker frequency, CFF) je tedy přechodný bod, kdy přerušovaný

3 Jde o tzv. Broca-Sulzer efekt: popisuje jev, kdy se v záblesku krátkého trvání jeví jeho jas vyšší po krátký okamžik [17], což je způsobeno potřebou očí dosáhnout prahu pro dané světlo nízké svítivosti. Světlo o větší svítivosti dosáhne prahu velmi rychle.

zdroj světla dosáhne jevu, kdy ho jedinec vnímá jako nepřetržité (kontinuální) světlo. Hodnota CFF je ovlivněna množstvím faktorů [18].

FF test je vizuální a proto jej může silně ovlivnit kvalita očního aparátu a jeho možnosti. Také závisí na intenzitě a velikosti stimulu. Záleží na schopnosti prostorového a časového rozlišení jedince. Dále na místě stimulace v retině, neboť záleží na poměru tyčinek a čípků, na které dopadá tento stimul [18]. Nemoci zadní části oka (retiny či optického nervu) tedy mohou ovlivnit hodnotu kritické frekvence FF testu. Přítomností kataraktu či jiným zakalením rohovky, čočky atd neovlivňuje CFF v případě, že je při měření používán dostatečně jasný stimul [19].

Hodnota CFF je nižší u lidí unavených či lidí s pomalejším metabolismem (zjištěn rozdíl mezi osobami se sníženou funkcí štítné žlázy oproti zdravým jedincům). Též záleží na mentálním stavu měřeného – viz např. [15]. Dále byl prokázán rozdíl hodnot kritické frekvence FF testu u různě starých jedinců [15].

3.2 Realizace FF testu

Aparatura FF testu se skládá ze zdroje světla tvořícího cílový bod, okolí daného bodu a tlačítka, jehož stisknutím se zaznamená aktuální frekvence blikání sledovaného bodu. Testovaný jedinec sleduje blikající bod. Pokud se testovaná osoba začne mít dojem, že tento bod kontinuálně svítí, zmáčkne tlačítko, čímž se zaznamená daná hodnota frekvence.

Výsledné hodnoty FF testu silně závisí na svítivosti, barvě, velikosti a kontrastu cílového bodu k okolí, rychlosti a formě změny frekvence (zda je kontinuální či skoková) a oblasti stimulované retiny [16]. Záleží též na typu světelného zdroje; některé zdroje mají samy o sobě vysokou setrvačnost, která by mohla zkreslit měření (např. pozvolné vychládání žárovkového vlákna). V současnosti se nejvíce používají pro světelný zdroj LED diody. Jako neoptimálnější barva světelného bodu u FF testu bývá nejčastěji zvolena červená, neboť se minimalizuje efekt absorpce krátkých vlnových délek u staršího/postiženého oka – viz [19]. Vzhledem k mnoha parametrům ovlivňujícím výslednou kritickou frekvenci FF testu, by se složení a nastavení aparatury nemělo během měření měnit. Shodné podmínky by měly být zachovány pro všechny experimenty ve studii – nelze srovnávat hodnoty získané pomocí různých sestav FF testu (změna barvy světelného bodu, vzdálenosti, velikosti).

Základní možnosti průběhu FF testu jsou dvě. V první variantě se postupně zvyšuje frekvence záblesků světelného bodu, dokud nezačne být vnímán jako kontinuálně svítící bod. V druhé je postup opačný – začíná se při frekvenci, která se jeví jako kontinuální a postupně

se frekvence záblesků snižuje – prodlužuje se doba mezi jednotlivými záblesky. Měřený jedinec musí každou vnímanou změnu z blikání do kontinuálního toku či opačně potvrdit stisknutím tlačítka, čímž se daná hodnota frekvence záblesků uloží do paměti počítače. Tato hodnota bývá též nazývána jako kritická frekvence. Frekvence při splynutí záblesků do kontinuálního světla bývá označována jako fúzní, frekvence při níž dojde k rozpoznání záblesků z kontinuálního světla se nazývá „záblesková“ (*flicker*). Je prokázáno, že hodnota fúzní frekvence bývá o něco menší než hodnota flicker frekvence vlivem setrvání jasného záblesku na sítnici („vypálení“ obrazu – Broca-Sulzer efekt), což nejspíše přispívá k brzkému stisknutí tlačítka testovanou osobou [16].

Existuje více módů pro změnu frekvence záblesků světla. Některé přístroje využívají postupný vzrůst či pokles frekvence po co nejmenších krocích. Jiné používají skokový mód, kdy se frekvence mění nejdříve po větších intervalech, ale v blízkosti kritické frekvence se postupuje po menších krocích.

Regresní analýzou bylo zjištěno, že s věkem postupně klesá hodnota kritické FF frekvence, proto bylo zavedeno doporučení rozdělovat testované osoby do tří základních skupin dle jejich věku: 18-38, 39-55 a 56-80 let. Pro tyto tři kategorie jsou pak obvykle dále stanoveny normy kritické FF frekvence včetně odchylek pro danou sestavu FF testu. Nebyly zjištěny rozdílné hodnoty mezi pohlavími a proto toto kritérium není primárně zahrnuto. V závislosti na konstrukční sestavě FF testu byly zjištěny biologicky relevantní rozdíly již od 0,8 Hz [16].

3.3 Analýza a hodnocení parametrů FF

Hlavní výstupní parametry z FF testu jsou: fúzní frekvence (VFq) a flicker frekvence (FFq). Z těchto parametrů lze vypočítat tzv. sekundární proměnné: standardní odchylku fúzní frekvence a standardní odchylku flicker frekvence; indikující nepřesnost v získaných prahových hodnotách z měření. Naměřené hodnoty (VFq, FFq) lze zobrazit do grafu, kde na ose x je pořadí cyklu měření a na ose y frekvence záblesků světla.

Pomocí databáze přiložené k danému přístroji lze dále porovnat hodnoty získané z měření s průměrnou hodnotou dané věkové skupiny. Porovnání s databází a dále s informacemi o měřené osobě (mentálním stavu, stavu bdělosti, stavu zraku) přispívá k hodnocení FF testu. Opakované měření za stejných podmínek umožňuje subjektivní vyhodnocení případného vývoje stavu měřené osoby [16].

4. Využití EEG a FF pro stanovení úrovně bdělosti – současné situace

V současné literatuře se dostává do popředí zájmu využití metod detekce únavy u řidičů [2,9,20]. Běžný automobil neposkytuje příliš volného prostoru k manipulaci ani umístění objemnějších měřicích zařízení. Cílem vývojářů tedy je zabudování malých, nenáročných senzorů, které by snímaly vybraný fyziologický parametr řidiče či monitorovaly samotné řízení auta (např. pozvolnost otáčení volantu, sešlápnutí spojky apod.). Na základě zjištěných dat a jejich rychlé analýzy by pak bylo možné vyhodnotit stav řidiče. Při detekci kritické únavy by pak mohlo být doporučeno přerušit jízdu a předejít tak dopravní nehodě.

Existuje mnoho fyziologických ukazatelů, pomocí kterých lze popsat stupeň bdělosti. Jako nejúspěšnější a nejvyužívanější metoda v praxi je využívána EEG, která je zatím považována za nejvěrohodnější. Realizace měření EEG je však poměrně náročný proces vyžadující specifické podmínky, jejichž splnění mimo laboratoř je obtížné. Příkladem těchto komplikací může být poměrně zdlouhavé instalování kontaktních elektrod na měřenou osobu, kdy je potřeba zajistit velmi dobrý přechod pokožka-elektroda. Dále to jsou artefakty způsobené pohyby svalů, které lze v praxi jen těžko omezit (dýchání, mrkání, pohyb očí) – zvláště při vykonávání fyzické činnosti (např. řízení auta) [1].

Dle EEG lze s velkou úspěšností detekovat přechod ospalost–spánek a existuje již řada studií, v kterých byly popsány změny parametrů EEG signálu s vzrůstající únavou [20]. Bylo prokázáno, že největší změny při přesunu ze stavu únavy do spánku probíhají v alfa pásmu, případně slaběji i v theta pásmu. Ospalost je charakteristická poklesem aktivity alfa a theta pásma – především v zadní části mozku [2]. Při přechodu do spánku dochází k poklesu alfa pásma, které se stane nesouvislým (přerušovaným) a nakonec zmizí – dále se vyskytují relativně smíchané vlny malého napětí, později následované vrcholky ostrých vln [21]. Nejsilnější pásma jsou alfa a delta. Při přechodu do spánku vzrůstá aktivita delta a theta pásma. Analýza EEG je náročná a probíhá obvykleji v režimech offline [3], což je postačující pro fyziologické studie avšak nikoli pro potřeby rychlé detekce únavy u řidiče.

Flicker-fusion test je nenáročný na realizaci. Průběh FF testu příliš nezasahuje do elektrické aktivit mozku [4] a proto by mohl být použit pro rychlé stanovení únavy. FF test zatím nebyl použit v daném typu experimentu. Proto je třeba otestovat ho pomocí běžně používaných standardů. Tímto standardem pro účely stanovení bdělosti by mohlo být EEG. Je však potřeba zajistit shodný průběh experimentu opakovaný pro různé úrovně bdělosti

(únavy), aby mohly být porovnány parametry zjištěné pomocí EEG s hodnotami zjištěnými pomocí FF testu.

5. Experimentální část

5.1 Popis experimentu a protokol měření

Pro účely zjištění, zda výsledky FF testu korelují s naměřenými daty EEG pro stanovení úrovně bdělosti, probíhala měření pro stav odpočínutý, unavený a velmi unavený. Každá pokusná osoba tedy absolvovala celkem tři měření. Jednomu měření předcházela spánková deprivace, na který je daná osoba zvyklá (alespoň 7-8 hodin), aby byla pokusná osoba bdělá a odpočínutá (stav osoby označovaný dále v textu jako S0). Druhé měření pokusná osoba absolvovala ráno (stav S1 - unavená) a třetí v období poledne (stav S2 – velmi unavená) v ten samý den po spánkovém deficitu (maximálně 4 hodiny spánku, přičemž tato doba musela být vždy menší, než polovina doby běžného spánku). Pokusná osoba tedy měla cítit po této spánkové deprivaci únavu, přičemž bylo předpokládáno, že vrchol únavy bude nastávat cca po 5 až 8 hodinách od vzbuzení.

Experiment byl naměřen na dvou mužích a třech ženách. Měřené osoby byly dobrovolníci, ve věkovém rozmezí 20 – 26 let, bez poruch spánku či dalších onemocnění, které by mohli mít negativní vliv na výsledky experimentu (alkoholismus, epilepsie,..).

Měření probíhalo na diagnostickém elektroencefalogramu od firmy ALIEN s pomocí dvou 32 kanálových snímacích jednotek, přičemž byla použita elektrodová čepice s rozmístěním 19 elektrod dle systému 10/20. Vzorkovací frekvence byla zvolena 256 Hz. FF test byl naměřen pomocí přístroje od firmy Schuhsfried. Data jsou dostupná tady: <http://project-bay.eu/eeg-ff-database>.

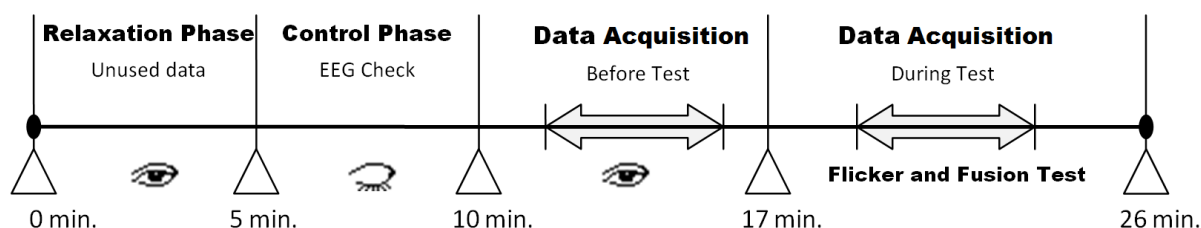
Pokusná osoba byla vždy poučena a seznámena s průběhem experimentu a byly jí zodpovězeny případné dotazy. Před samotným měřením bylo nutné, aby pokusná osoba vyplnila dva dotazníky (viz *Příloha A*). První dotazník obsahoval otázky na obecný stav měřené osoby. Tyto kontrolní otázky byly sestaveny tak, aby se zabránilo měření na nevhodných osobách (epileptik, alkoholik, nemoc spojená s poruchou spánku apod.). Součástí tohoto dotazníku bylo i stručné popsání denního režimu (přičemž byl kladen důraz na případné požití látek ovlivňujících bdělost). Dále vyplnila měřená osoba druhý dotazník [22], který byl použit pro orientační stanovení míry únavy. Následně ještě zapsala stupeň subjektivního pocitu únavy, jehož jednotlivé stupně jsou uvedeny v tabulce 1.

Stupnice subjektivního pocitu únavy	
1	svěží
2	unavený
3	hodně unavený
4	strašně unavený, ale dokázal bych řídit
5	strašně unavený, nedokázal bych řídit

Tabulka 1: Stupnice subjektivního pocitu únavy.

Pokusná osoba byla usazena do křesla a byla jí nasazena čepice s elektrodami. Pod elektrody byl aplikován vodivý gel, který snižuje odpor mezi elektrodami a kůží. Aplikace gelu trvala v rozmezí 15-30 minut. Poté započalo snímání elektrických potenciálů. Nejprve byla pokusná osoba ponechána na cca 5 minut v klidu. Dále byl naměřen 5 minut dlouhý úsek, kdy měla pokusná osoba zavřené oči. Tyto dva úseky měření nebyly použity k vyhodnocení dat, sloužily ke kontrole záznamu signálu. Následně byl pořízen cca 7 minut dlouhý úsek s otevřenými očima. Jakékoli změny u pokusné osoby – např. otevření/zavření očí, pohyb končetin, mluvení – byly případně zaznamenány formou poznámek přímo do záznamu EEG.

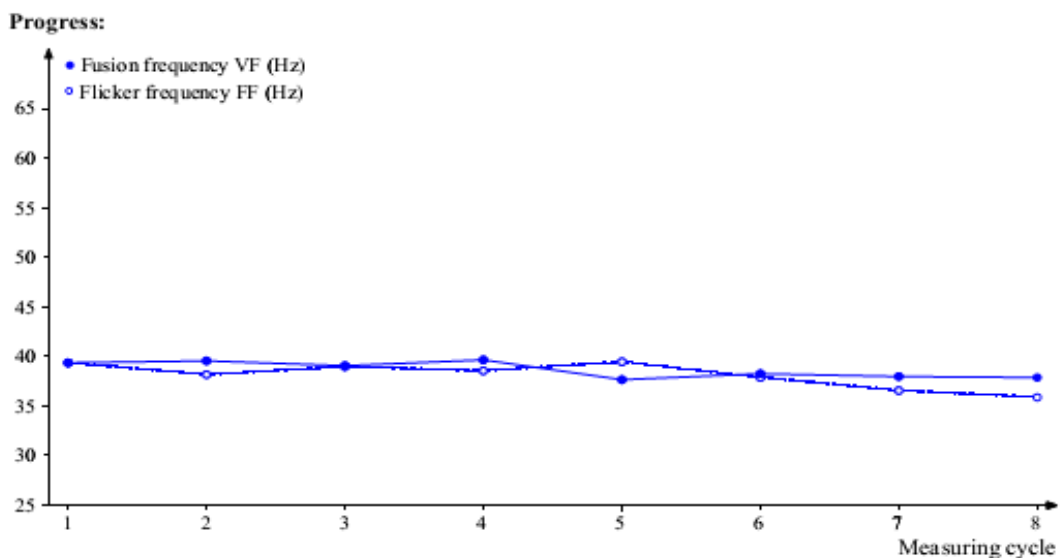
Následovalo měření samotného FF testu. Aparaturu FF testu si pokusná osoba přiložila k očím, přičemž si připravila jeden prst na stisknutí tlačítka zaznamenávajícího frekvenci blikání (toto tlačítko bylo umístěno na horní straně aparatury na konci vzdálenějším od měřené osoby). Režim FF testu byl nastaven pro sestupný i vzestupný mód frekvence. Nejprve proběhla fáze kontrolní, jejíž výsledky nebyly nezaznamenávány. Poté následovalo osm cyklů měření, z nichž byla data použita k následné analýze. Celková doba FF testu byla přibližně 7 minut. Měřené osoby nedostávaly během celého průběhu experimentu vnější podněty. Celý průběh měření je znázorněn na obr 2.



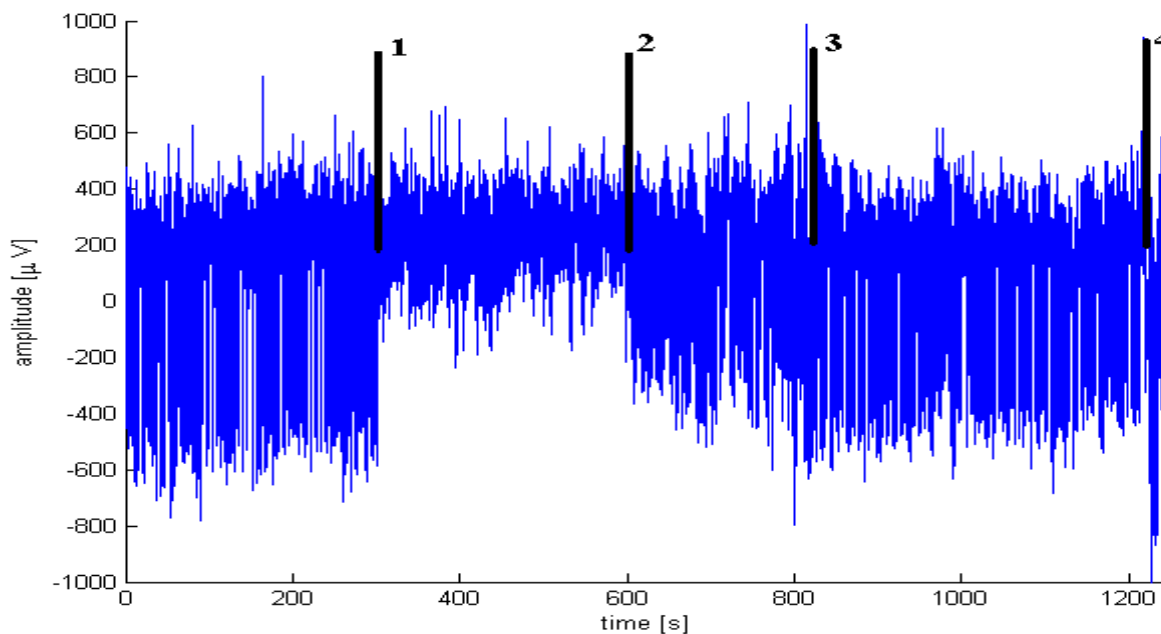
Obrázek 2: Průběh experimentu (převzato z [20]).

Při jednom průběhu měření byl získán záznam EEG (viz obr 3) ve formátu *.ini* (obsahující záznamy z jednotlivých elektrod) a 16 hodnot frekvencí z FF testu (8 VFq, 8 FFq) zobrazené v grafu (viz obr 4). Nejprve bylo nutné analyzovat záznam získaný pomocí EEG,

aby bylo možné hodnotit získané parametry z FF testu a jejich případnou korelaci se stavem pacienta.



Obrázek 3: Výstupní graf FF testu. Použito měření osoby 'Pe1', dne 2.3.2012 v 13:46. Měření trvalo 7 minut.



Obrázek 4: Časový průběh EEG pro elektrodu O1 dle systému 10/20. Číslo v grafu označují jednotlivé události: 1 - otevření očí, 2 - zavření očí, 3 – začátek FF testu, 4 – konec FF testu. Záznam osoby 'P701', z kanálu 18 (celkem 22 kanálů), vzorkovací frekvencí 128 Hz, pořízen dne 6.4.2011 v 17:13. Osoba spala na tento den pouze 4 hodiny. Databáze ÚBMI.

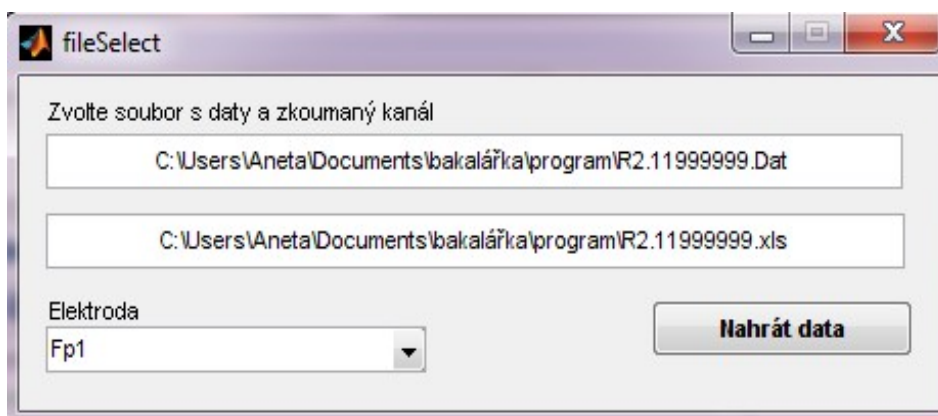
Naměřená data jednotlivých osob s ohledem na ochranu osobních údajů jsou uvedeny v *Příloze*.

5.2 Realizace vybrané metody analýzy EEG pomocí prostředí Matlab

Pro realizaci metody zpracovávání získaných informací byla využita data naměřena ve spolupráci s Ústavem automatizace FEKT VUT v Brně (projekt je podpořen grantem GA 102/09/1897 – BAD) podle navrženého protokolu (viz 5.1).

Program pro spektrální analýzu a výpočet relativního výkonu spekter EEG byl realizován v programovém prostředí MATLAB. Následně bylo vytvořeno grafické uživatelské prostředí (GUI) pro snadnější zpracovávání většího množství dat (minimalizace chyby vzniklé přepisováním parametrů ve skriptech). Program se skládá z pěti skriptů (soubory ve formátu .m) a dvou grafických souborů (formátu .fig).

Program se spouští skriptem výběrového okna (*fileSelect.m*) – viz obr 5. Zde je nutné zadat cestu k souboru dat (ve formátu .DAT) a cestu k souboru s parametry měření (ve formátu .xls⁴). Dále je nutné vybrat kanál (elektrodu), který chceme zpracovávat. Stisknutím tlačítka „Nahrát data“ se spustí v pozadí výpočet, jehož výsledky budou prezentovány v novém okně.



Obrázek 5: Výběrové okno - ukázka nastavení.

Nejprve jsou načteny parametry měření (funkce *parseAlienFile.m*) a signál pro zvolenou elektrodu dle informací vložených do výběrového okna. Zobrazení neupraveného signálu pro vybraný kanál včetně poznámek o událostech je na obr 4.

4 Elektroencefalografický systém ukládá parametry měření do souboru formátu .ini. Pro účely zpracování sestaveným programem je nutné převést tento soubor do formátu .xls (např. pomocí OpenOffice).

Poté je vypočítáno spektrum signálu rychlou Fourierovou transformací (angl. Fast Fourier transformation, FFT) – (funkce *splitEegSpectre.m*). Pro spektrum je použito vzorkovací okno s šířkou 1024 a krokem dlouhým 128 vzorků. Spektrum je následně rozděleno do čtyř pásem: delta, theta, alfa a beta. Je vypočítán relativní výkon (funkce *spectralAnalysis.m*).

Výpočet relativního výkonu jednotlivých spekter je počítán dle [20]:

$$\delta_{rel} = PSD_{\delta} / TP \quad , \quad (1)$$

$$\theta_{rel} = PSD_{\theta} / TP \quad , \quad (2)$$

$$\alpha_{rel} = PSD_{\alpha} / TP \quad , \quad (3)$$

$$\beta_{rel} = PSD_{\beta} / TP \quad , \quad (4)$$

přičemž relativní výkon spekter je značen příslušným řeckým písmenem s dolním indexem *rel*, *PSD* je výkon jednotlivého spektra a *TP* je celkový výkon signálu. Níže je zobrazen zápis výpočtu v realizovaném programu.

```
samp05Hz = 0.5/baseFreq + 1;
samp4Hz = 4/baseFreq + 1;
samp8Hz = 8/baseFreq + 1;
samp13Hz = 13/baseFreq + 1;
samp30Hz = 30/baseFreq + 1;

samples = size(spectre, 1);

for i = 1:samples
    power = sum(abs(spectre(i, samp05Hz:samp30Hz)));
    delta(i,:) = sum(abs(spectre(i, samp05Hz:(samp4Hz - 1)))) / power;
    theta(i,:) = sum(abs(spectre(i, samp4Hz:(samp8Hz - 1)))) / power;
    alpha(i,:) = sum(abs(spectre(i, samp8Hz:(samp13Hz - 1)))) / power;
    beta(i,:) = sum(abs(spectre(i, samp13Hz:samp30Hz))) / power;
end
```

Relativní výkony pásem jsou zobrazeny v samostatném grafu v novém okně s označením „spectre“ (obr 6A). Jsou zde uvedeny i poznámky vložené během měření, které jsou automaticky načítány ze souboru ve formátu .xls. Ačkoliv jsou v grafu zobrazeny pouze relativní výkony pásem, v pozadí jsou vypočítány další parametry EEG signálu – poměry výkonů, které jsou uchovávány v paměti:

$$\alpha_{rel} / \beta_{rel} = PSD_{\alpha} / PSD_{\beta} \quad , \quad (5)$$

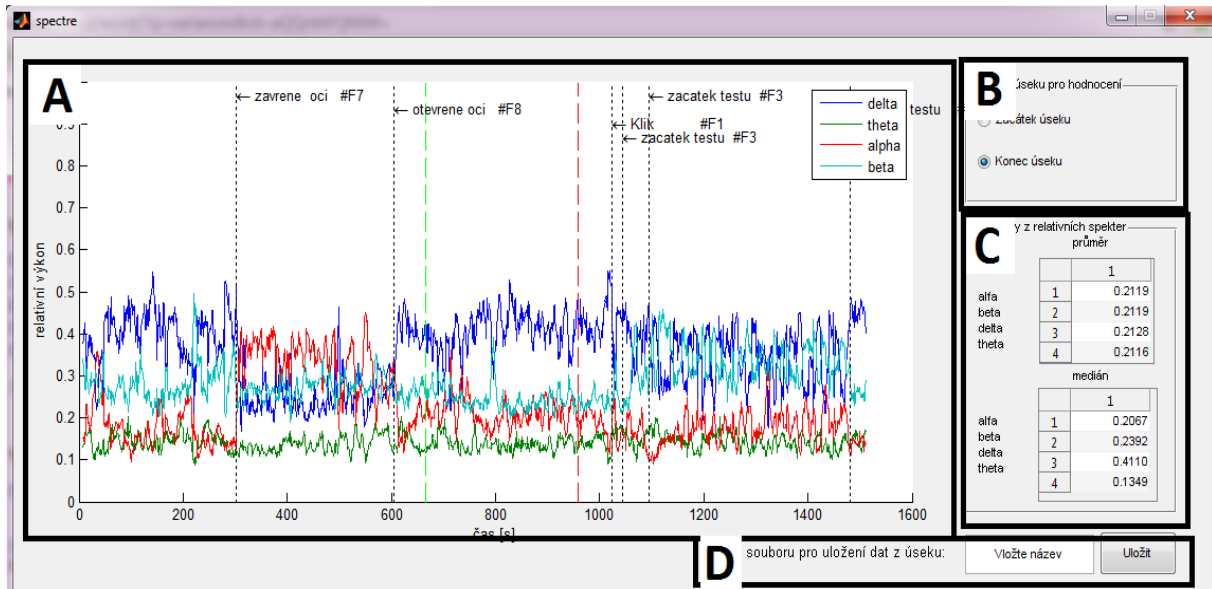
$$\alpha_{rel} / \delta_{rel} = PSD_{\alpha} / PSD_{\delta} \quad , \quad (6)$$

$$\alpha_{rel} / \theta_{rel} = PSD_{\alpha} / PSD_{\theta} \quad , \quad (7)$$

$$\alpha_{rel} / (\alpha_{rel} + \theta_{rel} + \beta_{rel}) = PSD_{\alpha} / (PSD_{\alpha} + PSD_{\theta} + PSD_{\beta}) \quad , \quad (8)$$

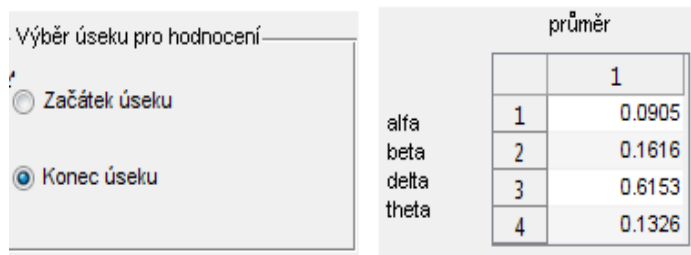
$$(\alpha_{rel} + \theta_{rel}) / \beta_{rel} = (PSD_{\alpha} + PSD_{\theta}) / PSD_{\beta} \quad , \quad (9)$$

přičemž indexem *rel* je značen relativní výkon jednotlivých spekter, *PSD* je výkon jednotlivého spektra. Při ukládání vybraných úseků dat (oblast D v obr 6) se uloží všechny hodnoty parametrů - rovnice (1)-(9).



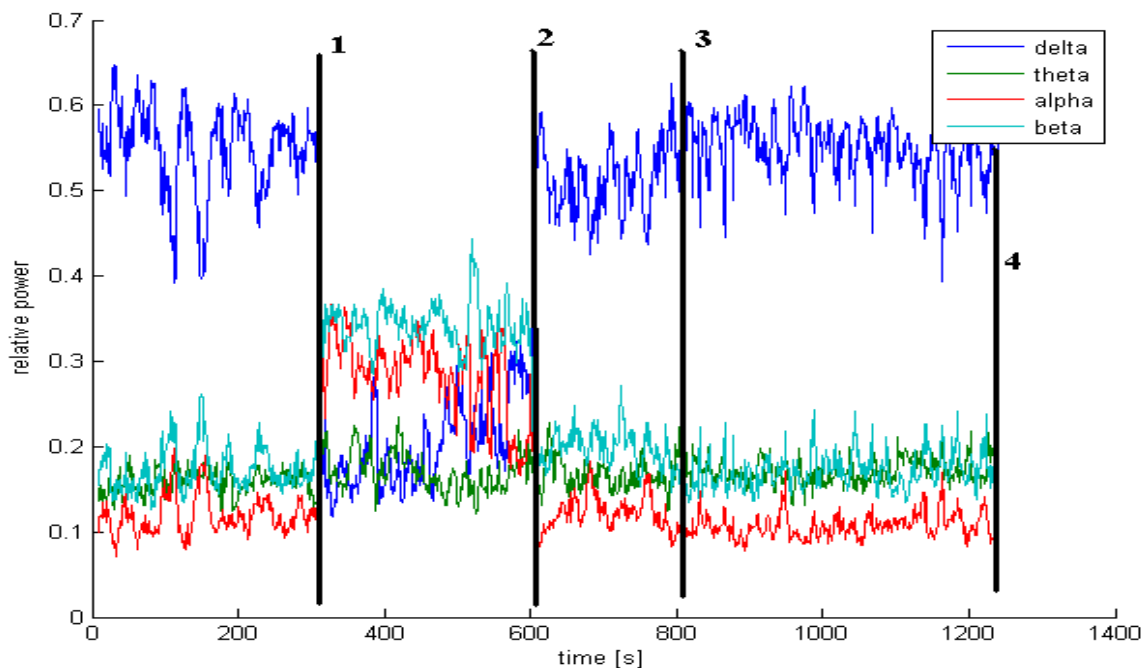
Obrázek 6: Ukázka okna "spectre" s vyznačenými částmi: A) graf relativního výkonu jednotlivých pásem, B) panel pro výběr úseku pro výpočet, C) tabulky s vypočtenými hodnotami, D) část sloužící k uložení dat z vybraného úseku.

Okno „spectre“ slouží k analýze signálu. Je zde možné vybrat úsek, který bude používán pro statistickou analýzu. Z vybraného úseku se okamžitě spočítá průměr a medián jednotlivých pásem (obr 6C). K výběru oblasti pro výpočet slouží panel v pravé části okna (obr 6B), kde lze vybrat začátek a konec úseku (zvolen pomocí kliknutí do horní části grafu). Hranice oblasti jsou barevně odlišeny (zeleně počátek, červeně konec) od poznámek (značených černě) získaných během měření. Vypočtené statistické hodnoty jsou pro jednotlivá pásma (v pořadí alfa, beta, delta, theta) zobrazeny v tabulkách vpravo dole, viz obr 7.

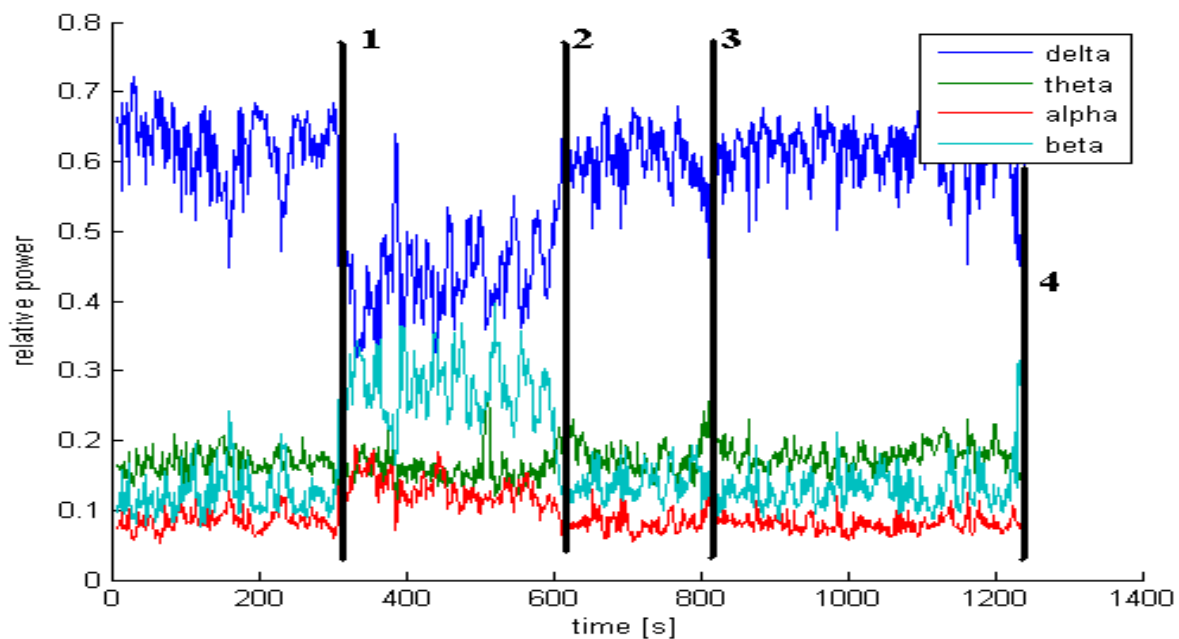


Obrázek 7: Výřezy z okna "spectra": vlevo ukázka výběru oblasti pro výpočty, vpravo ukázka zobrazení spočtených hodnot průměru.

Vzhled křivek relativního výkonu (zašumění), rychlost a přesnost jejich výpočtu závisí na zvolených parametrech při zpracovávání signálu – jako je například právě šířka vzorkovacího okna či délka kroku. Relativní výkon pro jednotlivá spektra závisí i na volbě elektrody respektive jejího umístění na hlavě. Například u elektrody umístěné na týle hlavy (elektroda O1 v systému 10/20) došlo ke vzrůstu relativního výkonu u pásma alfa a beta a k poklesu delta; změny v relativním výkonu theta pásma nejsou znatelné (viz obr 8). Kdežto pokud je elektroda umístěná na přední části hlavy (F2 v systému 10/20) je změna relativního výkonu u alfa i delta o něco menší (viz obr 9). Na grafu je též jasně patrné, kdy měla pokusná osoba zavřené oči.



Obrázek 8: Zobrazení relativních výkonů spekter v čase - elektroda O1. Čísla v grafu označují jednotlivé události: 1 - otevření očí, 2 - zavření očí, 3 – začátek FF testu, 4 – konec FF testu. Záznam osoby 'P701', z kanálu 18 (celkem 22 kanálů), vzorkovací frekvencí 128 Hz, pořízen dne 6.4.2011 v 17:13. Osoba spala na tento den pouze 4 hodiny.



Obrázek 9: Zobrazení relativních výkonů spekter v čase – elektroda F2. Události: 1 - otevření očí, 2 - zavření očí, 3 – začátek FF testu, 4 – konec FF testu. Záznam osoby 'P701' ze dne 6.4.2011 v 17:13.

5.3 Statistické vyhodnocení parametrů EEG a FF testu pro různé úrovně bdělosti

Pro analýzu byly vybrány signály elektrod z oblasti týla a temene hlavy (okcipitální a parientální oblasti), kde se předpokládá nejmenší vliv interferenčních jevů pocházející z obličeje (pohyby očí, jazyka atd.), přičemž za primární byly považovány elektrody O1, O2 a Pz.

EEG signály z jednotlivých měření pokusných osob byly zpracovány pomocí sestaveného programu uvedeného v předchozí podkapitole. Hodnoty takto získaných parametrů spolu s údaji z FF testu byly dále posouzeny statistickými metodami a byla hledána souvislost mezi hodnotami z EEG měření a FF testu s ohledem na úroveň bdělosti.

Nejprve byl proveden párový t-test EEG parametrů pro jednotlivé osoby, přičemž byly vůči sobě porovnávány vždy dvojice stavů: odpočínutý-unavený (S0-S1), odpočínutý-velmi unavený (S0-S1) a unavený-velmi unavený (S1-S2) pro signály z elektrod O1, O2 a Pz. Byla testována nulová hypotéza, že jednotlivé vybrané úseky jsou tvořeny náhodnými hodnotami s normálním rozložením se shodnou střední hodnotou a shodnými avšak neznámými odchylkami. T-test byl prováděn pro 95%-ní a 99%-ní interval spolehlivosti. K výpočtu byla využita funkce *ttest2* z Toolboxu Statistics programu MATLAB. V tabulce 2

jsou vyznačeny parametry, pro které byla nulová hypotéza shodně zamítnuta u všech měřených osob.

Parametr / elektroda	O1			O2			Pz			
	stav	S0-S1	S0-S2	S1-S2	S0-S1	S0-S2	S1-S2	S0-S1	S0-S2	S1-S2
alfa	*	**		**	*			**		
beta	*	**		**	*			**		
delta	*	**		**				**		
theta	*	**		**	*			**		
alfa/delta	*	**			**		**			
alfa/theta		**								
alfa/beta	**				*	**				
alfa/(alfa+beta+theta)				**			**	*		
(alfa+theta)/beta		*		**			**			

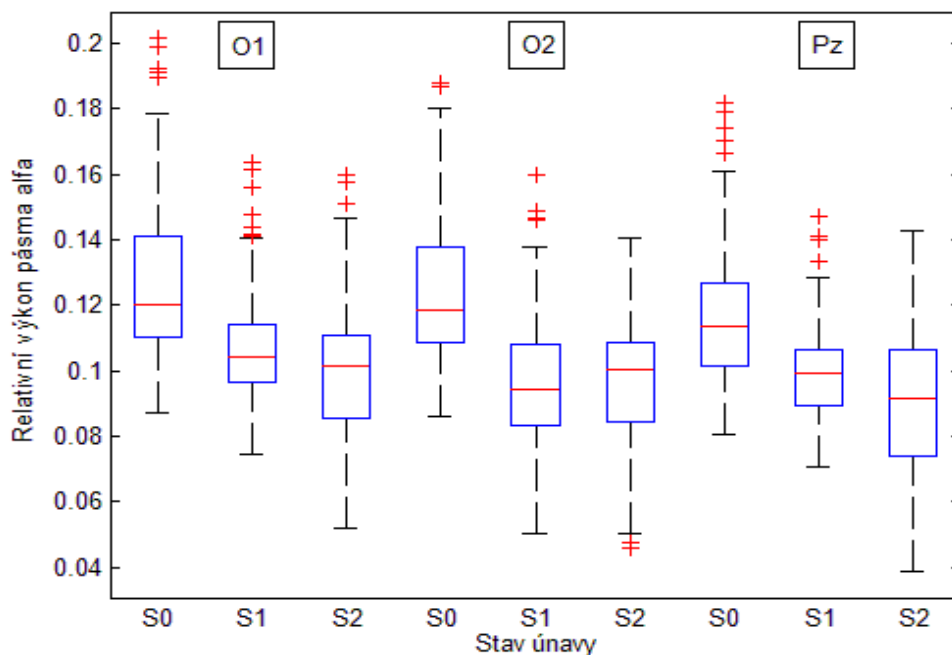
* 95%-ní interval spolehlivosti

**99%-ní interval spolehlivosti

Tabulka 2: Výsledky párového t-testu pro EEG parametry - kombinace dvou různých stavů.

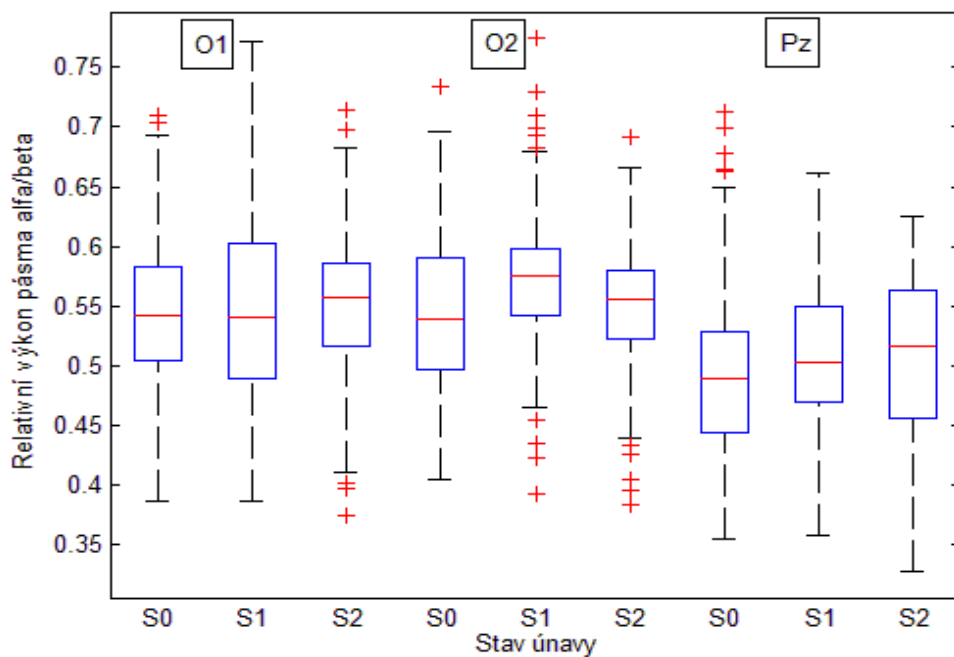
Z tabulky párového t-testu pro EEG parametry je patrné, že hodnoty spektrálních parametrů se statisticky významně liší pro různé stavy především u relativních výkonů jednotlivých pásem. Odvozené poměry výkonů pásem dokáží rozlišit rozdíly mezi stavy únavy pouze vyjíměčně. Dále z tabulky plyne, že u signálu z elektrod O1 a O2 lze zaznamenat větší rozdíl mezi stavy únavy oproti elektrodě Pz. Signál z elektrody Pz registruje změnu významněji pouze mezi stavem S0 a S1.

Jak lze vidět v tabulce, EEG parametry dokáží zaznamenat rozdíl mezi odpočínutým stavem a unaveným (S0-S1) či velmi unaveným (S0-S2) stavem. Rozdíly mezi úrovněmi únavy (S1-S2) nebyly povětšinou patrné. Tento poznatek je patrný i na datech zobrazených v grafu na obr 10.



Obrázek 10: Graf relativního výkonu alfa pásma z vybraného úseku osoby Pe5 pro různé stavy únavy (S0, S1, S2) pro tři elektrody (O1, O2, Pz).

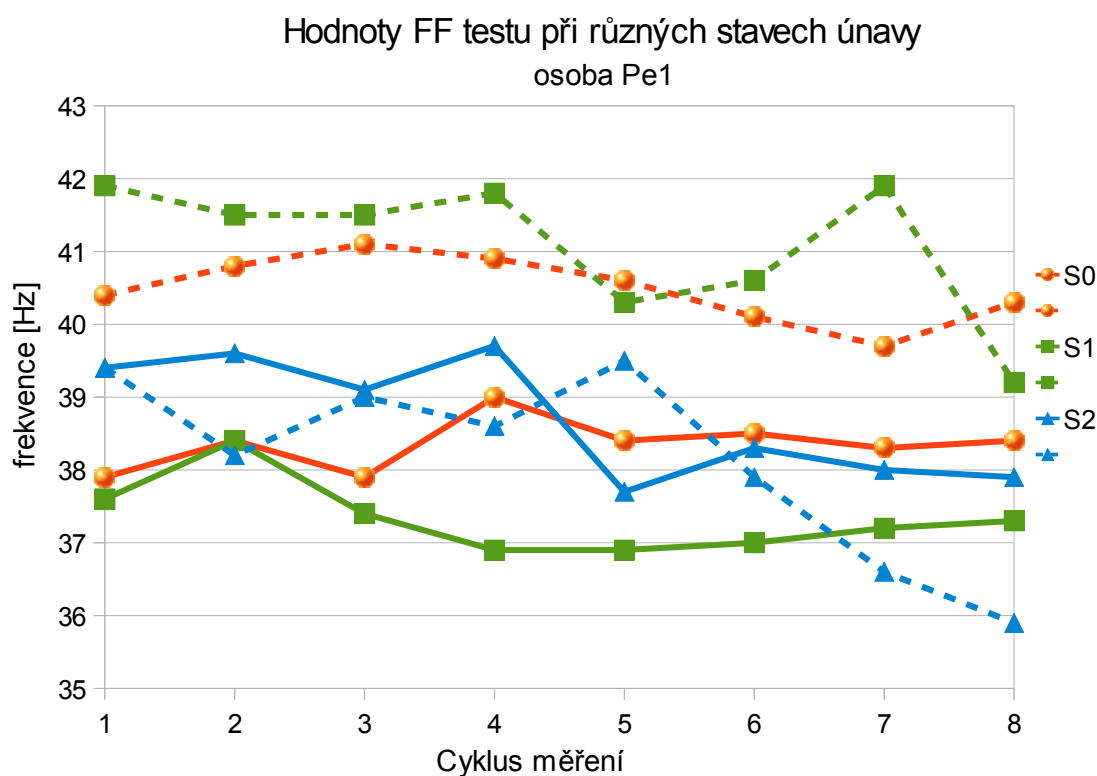
Medián relativního výkonu alfa pásma pro odpočínutý stav S0 se výrazně liší od stavů únavy S1 i S2. Naproti tomu mediány jednotlivých úrovní únavy nelze jednoznačně odlišit, neboť se k sobě jejich hodnoty velmi blíží. V případě poměrů výkonů se však rozdíl mezi mediány pro stavy S0, S1 i S2 téměř ztrácí – viz obr 11, kde je zobrazen poměr výkonů alfa/beta.



Obrázek 11: Graf poměru výkonů pásem alfa/beta z vybraného úseku osoby Pe5 pro různé stavy únavy (S0, S1, S2) pro tři elektrody (O1, O2, Pz).

Hodnoty frekvencí pro oba módy FF testu (zábleskové i fúzní) byly přepsány z jednotlivých protokolů (automaticky tvořených na konci měření ve formátu .pdf) do tabulkového procesoru Open Office, kde byly následně zpracovány.

Z průběhů měření frekvencí zábleskového i fúzního módu byly pro jednotlivé osoby sestaveny grafy a byla hledána závislost na stavu únavy. Zaznamenané sady fúzních frekvencí měly u většiny osob velmi podobný hodnoty pro stav bdělosti i stavy únavy. Naproti tomu sada hodnot zábleskových frekvencí stavu bdělosti se u většiny osob lišila pro bdělý a velmi unavený stav. Hodnota zábleskové frekvence pro velmi unavený stav byla nižší oproti hodnotám získaným při odpočínutém stavu. Jednotlivé úrovně únavy však nebylo možné od sebe prokazatelně odlišit. Příklad naměřených hodnot z FF testu pro jednu osobu je uveden na obr 12 (grafy hodnot z FF testu pro všechny osoby jsou uvedeny v Příloze D).



Obrázek 12: Zobrazení jednotlivých naměřených hodnot u FF testu pro jednotlivé módy (flicker neboli záblesková frekvence – značena přerušovanou čarou, fusion neboli fúzní frekvence značena plnou čarou) pro jednotlivé stavy únavy (S0, S1, S2).

Hodnoty z jednotlivých FF testů byly též podrobeny zkoumání t-testu pro nulovou hypotézu shodné střední hodnoty. Výsledky pro jednotlivé osoby jsou uvedeny v tabulce 3.

Osoba	Typ FF testu	Stav		
		S0-S1	S0-S2	S1-S2
Pe1	fusion	**		**
	flicker		**	**
Pe2	fusion		**	
	flicker		**	*
Pe3	fusion	*	**	
	flicker			**
Pe4	fusion	**		
	flicker		*	**
Pe5	fusion			
	flicker	**	**	

* 95%-ní interval spolehlivosti

**99%-ní interval spolehlivosti

Tabulka 3: Výsledky párového t-testu pro FF u jednotlivých osob - kombinace dvou různých stavů únavy dle podmínek měření.

Z uvedených výsledků vyplývá, že rozdíl mezi hodnotami zábleskové frekvence FFq pro dvojice odpočínutý-velmi unavený a unavený-velmi unavený stav je statisticky významný. Rozdíly v hodnotách fúzních frekvencí pro různé stavy únavy nebyly prokázány.

Průměrné hodnoty fúzních frekvencí byly obvykle menší oproti zábleskovým pro všechny stavy únavy i bdělosti, což odpovídá poznatkům z literatury [12].

Výsledky z dotazníků únavy včetně subjektivního zhodnocení míry únavy jsou shrnuty v tabulce 4:

Osoba	Stav (S0 odpočínutý, S1 unavený, S2 velmi unavený)	Dotazník únavy				Celkové skóre (0-64)	Subjektivní pocit
		Únava CNS (0-20)	Úbytek motivace (0-20)	Somatické příznaky únavy (0-20)	Lži-skóre (0-4)		
Pe1	S0	4	3	0	0	7	1
	S1	3	0	1	0	4	1
	S2	8	5	2	0	15	3
Pe2	S0	0	0	0	0	0	1
	S1	10	4	1	0	15	3
	S2	7	1	2	0	10	2
Pe3	S0	9	15	2	0	26	2
	S1	12	15	12	2	41	3
	S2	12	15	11	0	38	4
Pe4	S0	4	0	0	0	4	2
	S1	7	5	2	0	14	4
	S2	15	10	6	0	31	5
Pe5	S0	1	1	0	0	2	1
	S1	11	3	2	0	16	3
	S2	7	1	1	0	9	2

Tabulka 4: Výsledky z dotazníků

Stavy únavy měřených osob stanovených dle podmínek měření (S0, S1, S2) jsou shodné s výsledky z obou dotazníků pouze u jedné osoby Pe4. Větší shoda stanovení míry

únavy je mezi subjektivním pocitem a výsledky dotazníku únavy. Předpoklad vrcholu únavy u měření v období poledne po spánkové deprivaci je tedy dle výsledků z ostatních hodnocení sporný – viz tab. 5.

Měřená osoba	S0, S1, S2 - subjektivní pocit	S0, S1, S2 - dotazník únavy	subjektivní pocit - dotazník únavy
Pe1			
Pe2			*
Pe3	*		
Pe4	*	*	*
Pe5			*

* shoda výsledků

Tabulka 5: Shoda výsledků pro různé hodnocení míry únavy.

5.4 Parametry vhodné pro popis úrovně bdělosti

Z výše uvedených výsledků vyplývá, že pro vhodné rozlišení stavů únavy od stavu odpočínutého poskytují s jistým omezením jak EEG parametry, tak i vhodně zvolené parametry FF testu.

Pomocí relativních výkonů jednotlivých EEG pásem lze rozlišit odpočínutý (bdělý) stav od stavů únavy za předpokladu, že jsou získány z elektrod na týlu hlavy (O1 či O2). Rozdíly již však nejsou dostatečně velké pro rozlišení různých úrovní únavy.

Užitím FF testu lze rozlišit pouze stav odpočínutý od stavu velmi silné únavy a to pouze při módu pro získání zábleskové frekvence FFq.

Parametry vhodné pro popis úrovně bdělosti jsou uvedeny v tabulce 6.

EEG	FF test
rel α	FFq
rel β	
rel δ	
rel θ	

Tabulka 6: Parametry pro rozlišení stavu bdělosti od stavů únavy

5.5 Diskuse získaných výsledků

Na EEG signál, respektive na hodnoty relativních výkonů pásem a jejich poměrů, má nezanedbatelný vliv odpor elektrody a kůže. Jestliže během měření kolísá odpor na elektrodách i během jedné fáze měření, může zavést chybu do výsledných dat. Tyto chyby se jen těžko odhalují během dalšího statistického zpracování. Pro přesnější výběr vhodných

úseků pro zpracování by bylo vhodné zaznamenávat současně během měření i hodnoty odporů jednotlivých elektrod, čímž by se následně dali vybrat pouze úseky signálu s ustálenou hodnotou odporů v jednotlivých fázích. Velmi závažné je právě kolísání odporu referenčních elektrod, které může způsobit pokles či vzrůst signálu od všech elektrod a tím ovlivnit průběh jednotlivých pásem.

Dalším problémem během měření byly rychle za sebou se střídající epizody mikrosnávků (především v třetí fázi, která byla právě určena pro statistickou analýzu). Při mikrosnávků se mění poměr jednotlivých pásem a pokud se střídají rychle za sebou, mohou zanést opět chybu do měření.

Každý jedinec má unikátní souhrn vlastností, neboli díky biologické diverzitě lze jen s obtížemi – zvláště pak při nízkém počtu měřených osob – porovnávat naměřené hodnoty mezi různými jedinci. Subjektivní hodnocení použité jak ve stupnici pocitů únavy, tak i v dotazníku únavy, lze též zahrnout do biologické diverzity. Subjektivní hodnocení silně závisí na aktuálním fyzickém i psychickém stavu dané osoby – hodnocení při dodržení stejných podmínek se může lišit s časem. Přesto, že u všech osob byly častější epizody mikrosnávků v měření v období poledne po spánkové deprivaci (tedy při předpokládaném maximu únavy) se shodují výsledky subjektivního hodnocení únavy pouze u některých osob.

Pomocí EEG či FF parametrů nebyl prokázán rozdíl mezi stavy s různou úrovní únavy (tedy mezi S1-S2). Vzhledem k tomuto zjištění se nabízí otázka, zda by se nemělo používat v budoucnu při obdobných experimentech rozdělení pouze na dva stavy: odpočínutý a unavený (příčemž do únavy by spadaly všechny její úrovně).

Významnou komplikací pro zpracování měřených dat je též stanovení přesných hranic jednotlivých stavů únavy a bdělosti. V této práci byla data rozdělena a zpracována podle předpokladu, že maximální únava se vyskytuje několik hodin od probuzení po spánkové deprivaci. Výsledky z dotazníku únavy i hodnoty stupnice subjektivní únavy neodpovídají vždy výše uvedenému předpokladu. Nabízí se hned dvě možnosti řešení tohoto problému: navýšení počtu měřených osob či pomocí pokročilých statistických metod porovnat získané parametry pro všechny možné úrovně únavy stanovené různými metodami. Pomocí zmíněného druhého řešení byla sestavena tabulka 7 obsahující výsledky z FF testu zpracované t-testem a seřazené dle míry únavy zjištěné z použitého dotazníku únavy.

Osoba	Typ FF testu	Skóre z dotazníku únavy		
		Minimální-střední	Minimální-Maximální	Střední-maximální
Pe1	fusion	**	**	
	flicker		**	**
Pe2	fusion	**		
	flicker	**		*
Pe3	fusion	**	*	
	flicker			**
Pe4	fusion	**		
	flicker		*	**
Pe5	fusion			
	flicker	**	**	

* 95%-ní interval spolehlivosti

**99%-ní interval spolehlivosti

Tabulka 7: Výsledky párového t-testu pro FF u jednotlivých osob - kombinace dvou různých stavů únavy dle stavu únavy zjištěného z dotazníku.

Z uvedené tabulky již není možné jednoznačně stanovit, že parametr FFq lze použít jako indikátor únavy.

Závěr

V této práci byly sepsány základy měření bdělosti (či únavy), principy elektroencefalografické metody a FF testu. Byly získány poznatky nezbytné pro uskutečnění měření a zpracování dat. Dále byl sestaven program pro spektrální analýzu EEG, výpočet relativního výkonu jednotlivých spekter – alfa, beta, delta, theta – a výběr parametrů vhodných pro popis úrovně bdělosti měřené osoby.

Pro hodnocení EEG bylo použito signálu získaného z elektrod na týlu či temeni hlavy – O1, O2 a Pz – kde byl předpokládán nejmenší projev interferenčních jevů. K posouzení, zda dochází ke změnám v různé míře únavy byly použity relativní výkony pásem včetně jejich výkonových poměrů. Nejvíce se změny pro různé stavy projeví u elektrod O1 a O2, přičemž se více od sebe lišila data ve dvojicích: odpočínutý-unavený a odpočínutý-velmi unavený. Možnost rozlišení stavů unavený-velmi unavený nebyla potvrzena. Rozeznání extrémních stavů - odpočínutý a velmi unavený - odpovídá výsledkům z literatury [23]. Jako EEG parametry citlivé na rozlišení odpočínutého a unaveného stavu byly zjištěny pomocí statistických metod pouze relativní výkony jednotlivých pásem.

Ze získaných dat FF testu byla stanovena jako vhodný parametr zjištění únavy zábělsková frekvence FF_q , která se prokazatelně lišila pro dvojici stavů odpočínutý-velmi unavený a unavený-velmi unavený.

Pro prokazatelnější výsledky by bylo nutné provést rozsáhlejší studii zahrnující opakovaná měření na více pokusných osobách pro různé stavy únavy. Musel by být kladen důraz na výběr dobrovolníků a jejich rozdělení do skupin, neboť hodnoty FF parametrů závisí nejen na věku, psychickém stavu ale i na kvalitě zraku. Dále by bylo vhodné při takovéto studii spolupracovat s lékařem specializovaným na stanovení míry bdělosti a únavy (např. psycholog či neurolog). Bylo by též vhodné prověřit, zda by pro lepší zhodnocení použití FF testu pro stanovení bdělosti nebylo možné využít i další podpůrné metody, jako je například krátký test pro zjištění reakční doby dané osoby.

Seznam použité literatury a zdrojů

- [1] NOVÁK, M.; FABER, J.; VOTRUBA, Z.; a kol. Problémy spolehlivosti interakce řidiče (pilota) a dopravního systému. Výzkumná zpráva č. LSS 104/01. CVUT. Praha, 2001.
- [2] PICOT, A.; CHARBONNIER, S.; CAPLIER, A.. On-Line Automatic Detection of Driver Drowsiness Using a Single Electroencephalographic Channel. 30th Annual International IEEE EMBS Conference. Vancouver, 2008.
- [3] KHALIFA, K. B.; BEDOUI, M.H.; RAYTCHEV, R.; DOGUI, M. A Portable Device for Alertness Detection. Poster 94, 1st Annual International IEEE/EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology. France, 2000.
- [4] RONZHINA, M.; BUBNIK, K.; GAJDOS, M.; KOLAROVA, J; HONZIK, P; PROVAZNIK, I. Use of EEG for Validation of Flicker-Fusion Test. ISABEL '11, 2011, Barcelona.
- [5] MATHIS, J.; HESS, Ch. W. Sleepiness and vigilance tests. SWISS MED WKLY, 2009, 139(15-16): 214-219p.
- [6] MOLLER, H. J.; DEVINS, G. M.; SHEN, J.; SHAPIRO, C. M. Sleepiness is not the inverse of alertness: evidence from four sleep disorder patient groups. Exp Brain Res, 2006, 173:258-266p.
- [7] HARTL, P.; HARTLOVÁ, H. Psychologický slovník. Praha: Portál, 2000. ISBN 80-7178-303-X. S. 445.
- [8] SÖRNMO, L., LAGUNA, P. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. ELSEVIER Academic Press, 2005. ISBN 978-0-12-437552-9.
- [9] FABER, J.; NOVÁK, M.; SVOBODA, P.; TATARINOV, V.; TICHÝ, T. Spánek za volantem? České pracovní lékařství, číslo 4, 2005.
- [10] VLČEK, M. Studium změn elektrické aktivity mozku vyvolaných poklesem bdělosti. Brno: Vysoké učení technické v Brně, FEKT. ÚBMI, 2011. 39 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina.
- [11] JOHNS, M. W. A New Method for Measuring Daytime Sleepiness: The Epworth Sleepiness Scale. Sleep, 1991, 14(6): 540-545p.
- [12] KOZUMPLÍK, J. AABS_09_EEG1 [přednáška z předmětu Analýza biologických signálů]. 2009. Získáno z www stránky <<https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=60793>>
- [13] KOLÁŘ, R. Lékařská diagnostická technika. [elektronická skripta]. Brno: 2006 . Získáno z www stránky: <<https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?inpopup=true&id=84675>>
- [14] RONZHINA, M. Klasifikace mikrosnánku analýzou EEG: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 69 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Vratislav Čmiel.
- [15] KRUGMAN, H. E. Flicker Fusion Frequency as a Function of Anxiety Reaction; an Explorator study. 1947, vol 9, 269-272 p.

- [16] NEUWIRTH, W.; EBERHARDT, G. Flicker-Fusion Frequency, Release 21.00. Mödling, Austria, 2003. SCHUHFRIED.
- [17] WEBVISION, The Organization of the Retina and Visual System. [cit. 21.12.2011] získáno z www stránky: <http://webvision.med.utah.edu/book/part-viii-gabac-receptors/temporal-resolution/>
- [18] Flicker fusion threshold. Wikipedia, the free encyclopedia. [cit. 2011]. Získáno z www stránky: http://en.wikipedia.org/wiki/Flicker_fusion_threshold
- [19] SHANKAR, H.; PESUDOV, K. Critical flicker fusion test of potential vision. J Cataract Refract Surg, vol 33, 2007. 232-239 p.
- [20] LAL, S. K.L.; CRAIG, A.; BOORD, P.; KIRKUP, L.; NGUYEN, H. Development of an algorithm for an EEG/based driver fatigue countermeasure. Journal of Safety Research, 34, 2003. 321-328 p.
- [21] HIROSHIGE, Z.; DOROKHOV, V. B. Hemispheric asymmetry and regional differences in electroencephalographic alpha activity at the wake-sleep transition. Japanese Psychological Research, 1997, Vol 39, No. 2, 75-86 p.
- [22] YOSHITAKE. Subjective Symptoms of Fatigue. Japan Industrial Safety and Health Association. [cit.18.1.2012] Získáno z www stránky: http://www.psvz.cz/zidkova/doc/dotaznik_subj_pocitu_unavy.doc
- [23] BUBNÍK, K.; RONZHINA, M.; HONZÍK, P.; KOLÁŘOVÁ, J. Analysis of electroencephalogram and flicker-fusion test data in experiments with sleep deprivation. Brno University of Technology, Department of Biomedical Engineering, 2012, 6 p.

Seznam obrázků

Obrázek 1: Znázornění rozmístění elektrod pro systém 10/20 (převzato z [12]).	13
Obrázek 2: Průběh experimentu (převzato z [20]).	23
Obrázek 3: Výstupní graf FF testu.	24
Obrázek 4: Časový průběh EEG pro elektrodu O1 dle systému 10/20.	24
Obrázek 5: Výběrové okno - ukázka nastavení.	25
Obrázek 6: Ukázka okna "spectre" s vyznačenými částmi.	27
Obrázek 7: Výřezy z okna "spectra".	28
Obrázek 8: Zobrazení relativních výkonů spekter v čase - elektroda O1.	28
Obrázek 9: Zobrazení relativních výkonů spekter v čase – elektroda F2.	29
Obrázek 10: Graf relativního výkonu alfa pásma z vybraného úseku osoby Pe5.	31
Obrázek 11: Graf poměru výkonů pásem alfa/beta z vybraného úseku osoby Pe5.	31
Obrázek 12: Zobrazení jednotlivých naměřených hodnot u FF.	32

Seznam tabulek

Tabulka 1: Stupnice subjektivního pocitu únavy.	23
Tabulka 2: Výsledky párového t-testu pro EEG parametry.	30
Tabulka 3: Výsledky párového t-testu pro FF u jednotlivých osob.	33
Tabulka 4: Výsledky z dotazníků.	33
Tabulka 5: Shoda výsledků pro různé hodnocení míry únavy.	34
Tabulka 6: Parametry pro rozlišení stavu bdělosti od stavů únavy.	34
Tabulka 7: Výsledky párového t-testu pro FF u jednotlivých osob.	36

Seznam zkratek

CFF – kritická flicker frekvence (*critical flicker frequency*)

EEG – elektroencefalografie (*electroencephalography*)

FF test – flicker-fusion test

FFq – flicker frekvence (*flicker frequency*)

FFT – rychlá Fourierova transformace (*fast Fourier transformation*)

FVq – fúzní frekvence (*fusion frequency*)

FT – Fourierova transformace

PSD – výkon jednotlivého spektra (*power spectral density*)

S0 – odpočínutý stav měřené osoby

S1 – unavený stav měřené osoby

S2 – velmi unavený stav měřené osoby

TP – celkový výkon celého spektra signálu (*total power*)

Seznam příloh

- A) Dotazníky pro měření
- B) Zdrojový kód pro spektrální analýzu EEG v MATLABu
 - fileSelect.m
 - spectre.m
 - parseAlienFile.m
 - splitEegSpectre.m
 - spectralAnalysis.m
- C) Tabulky párového t-testu EEG signálu z vybraného úseku pro jednotlivé osoby
- D) Grafy hodnot z FF testu pro jednotlivé měřené osoby