

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Biomechanické charakteristiky nestacionárních
respiračních režimů jako možných identifikátorů únavy
při monotónní hypokinetické zátěži**

Referát k disertační práci

Vedoucí práce
Doc. Ing. Monika Šorfová, CSc.

Vypracovala
Mgr. Martina Lopotová

PRAHA 2013

Abstrakt

Obecným tématem této práce je odhalení potencionálního vztahu mezi únavou doprovázející hypokinetickou monotónní zátěž a dechem. Cílem bylo zjistit, zda existují vhodné respirační parametry, které by tuto únavu indikovaly. Následně pak ověřit jejich validitu pro predikci nebezpečných situací, které mohou nastat při únavě.

Experimentu se zúčastnilo 5 dobrovolníků, kteří absolvovali měření za současného monitorování elektrické aktivity mozku, dechu a změn objemů hrudního koše. Po celou dobu experimentu byli natáčeni na videokameru. V první části každého experimentu měli provádět zadaný monotónní úkol (Tracking Task), při kterém stíhali na monitoru terčík pohybující se psudonáhodným směrem a rychlostí. Tento úkol současně odrážel míru spolehlivosti a kvalitu prováděného úkolu. V druhé části měli probandi pouze relaxovat a sledovat film. Obě části byli měřeni ve dvou variantách – čilý a unavený (po 24h spánkové deprivaci). Získané data byli vzájemně porovnány a vyhodnoceny.

Provedená měření a dosažené výsledky prokázaly, že míra únavy může být spolehlivě hodnocená prostřednictvím monitorování výskytu objemových a frekvenčních respiračních nestacionarit, objevujících se v jinak ustáleném dechovém režimu sledovaných osob. Tento jev vykazoval vysokou inter-a intraindividuální variabilitu.

Výstupem práce je návrh parametru umožňujícího odhadnout nástup navozené senzomotorické únavy subjektů při monotónní hypokinetické zátěži, několik jednotek až desítek minut předem. Tento parametr byl provedeným experimentem úspěšně prověřen při praktické aplikaci.

Klíčová slova

Respirace, nestacionarita, únava, hypokinetická zátěž, EEG, tracking task, videozáznam, spirometrie,

1. Úvod

Předkládaná práce se dotýká v poslední době stále častěji diskutované otázky, kterou je monitorování únavy člověka. Tato vede ke snižování pracovního výkonu, či k poklesu spolehlivosti, ve smyslu zvýšení výskytu chyb v průběhu výkonu. Tyto chyby mohou mít významné důsledky jak v rovině osobní (ztráta zaměstnání, snížení sebevědomí, depresivní stavy), tak v rovině zdravotní (invalidita, smrt), nebo v rovině celospolečenské (finanční ztráty). Typickým příkladem denních lidských činností s možnými zmíněnými důsledky může být např. řízení automobilu, které v případě nehody zasáhne jedince i společnost.

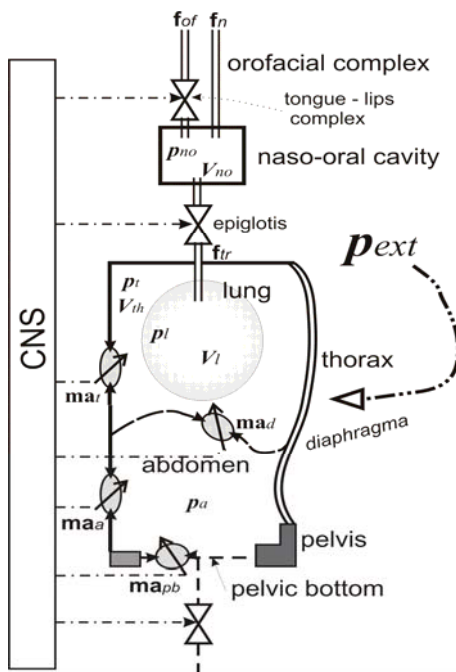
Protože nástup únavy je ovlivněn mnoha činiteli a každý jedinec se s nimi vypořádává "po svém", ukazuje se jako velmi potřebné nalezení spolehlivé detekce blížící se únavy, která by účinně varovala před jejím nástupem a pomohla zabránit potenciálním negativním účinkům, příp. fatálního pochybení.

V současnosti patrně nejdál je v této oblasti vývoj systémů pro monitorování pozornosti řidičů, které jsou již sériově instalovány ve vozidlech některých výrobců (Volvo, Mercedes, atd.). Většina z těchto systémů je založených na sledování chování řidiče, sledování očních pohybů, elektrické aktivity mozku, srdeční frekvence apod., přičemž změny respiračních parametrů nebyly dosud široce zkoumány [55].

Zdůvodněním předkládané práce mohou být mimo jiné právě statistiky nehodovosti, ze kterých vyplývá, že vlivem ztráty pozornosti je způsobeno až 80% nehod, z toho pak cca 40% má na svědomí mikrosnpánek ([http://\[1\]](http://[1]))

2. Teoretické zdůvodnění práce

Charakter respirace je výsledkem současného působení mnoha vlivů a vzájemného působení jednotlivých subsystémů dle obr. 1.



Obr. 1: Biomechanické vztahy mezi jednotlivými systémy (převzato z [51])

Průtokové změny jsou za běžných podmínek dány nastavením a funkcí aktivních prvků systému (svaly břicha, bránice, mezižeberní svaly, svaly hrudníku a pánevního dna), ovlivňované zevním prostředím, modulované změnami průměrů horních a dolních dýchacích cest (trachea, glottis, ústní dutina) a řízeny CNS. Místem, kde můžeme projevy těchto procesů neinvazivně zaznamenávat je noso-ústní dutina - efektor.

Problém respirace při monotónní hypokineticke zátěži lze chápat jako otázku vzájemných vztahů jednotlivých subsystémů, kdy se zevní vlivy výrazně nemění a jejich vliv tak zůstává více-méně konstantní. Aktivní prvky

(svaly břicha, bránice, mezižební svaly, svaly hrudníku a pánevního dna) zůstávají rovněž ve stavu, kdy nedochází k výrazným změnám, stejně jako v oblasti horních i dolních dýchacích cest. Zbývá tedy CNS, který na principu zpětné vazby získává informace o aktuálních potřebách organismu a řídí jeho kompenzaci. Jak již bylo řečeno, projevy této činnosti jsou zaznamenatelné v oblasti noso-ústní dutiny jako změny průtoku, tlaku, nebo objemu. Otázkou zůstává míra ovlivnění sledovaných parametrů vlastnostmi této oblasti.

3. Metody indikace snižování pozornosti a nástupu únavy

Otázkou, jak zaznamenávat a vyhodnocovat nástup, výskyt, nebo průběh únavy se zabývá řada výzkumných týmů využívajících nespočet přístupů pro pozorování a hodnocení těchto jevů. V následujících řádcích krátce popíšu pouze ty, které byly použité v předkládané práci jako referenční, nebo doplňkové. Výčet ostatních je podrobněji uveden v samotné publikaci.

3.1. Tracking Task

Patrně nejčastěji používaným způsobem hodnocení pracovního výkonu jako indikátoru únavy je hodnocení úspěšnosti při provádění definovaného úkolu [95]. Zpravidla se používají tzv. sledovací úlohy (anglicky „tracking task“ a dále tedy jen TT). Základem těchto úloh je kontinuální zaměstnávání probandovy pozornosti po celou dobu vykonávání úlohy.

TT úlohy, ačkoli nepřímá metoda, mohou být dle řady autorů [68, 55, 30, 92, 11] spolehlivým indikátorem ztráty koncentrace. Nejsou ale schopny dostatečně spolehlivě zachytit přechodové stádia mezi bdělostí a spánkem. Nelze je tedy bezpečně použít pro predikci těchto stavů a prozatím se tak jeví vhodné pouze jako simulátory monotónní činnosti, popřípadě jako indikátory únavy [27].

3.2. Elektroencefalografie (EEG)

EEG je další, úspěšně používaná metoda pro odhad stavu bdělosti. Umožňuje kvantitativní měření elektrické aktivity mozku, kterého činnost vytváří vlny v pásmu frekvencí v rozmezí 0 až 100 Hz. K hodnocení bdělosti jsou vhodné frekvence 0 až 30 Hz [16]. Jde o rozmezí, které je rozděleno do čtyř základních frekvenčních pásem [20]: Alfa: 8 - 13 Hz, Beta: 14,0 - 30,0 Hz, Delta: 0,5 - 3,5 Hz, Theta: 4 - 7 Hz.

Z praktického hlediska jsou hlavními nevýhodami EEG

- 1) fakt, že není možné tyto metody zobecnit a aplikovat na neznámou osobu. Je tedy nevyhnutelný individuální přístup ve smyslu nalezení optimální oblasti k umístění elektrod na povrchu lebky, zaznamenat signály pro jednotlivé přechodové stavy vědomí (pozornost, nastupující únavu, usínání, myšlenkovou činnost, soustředění se) a ze získaných dat nastavit a vypočítat stanovené parametry individuálně [55]
- 2) omezování pohybu měřeného subjektu, náročná instalace zařízení,
- 3) citlivost na pohybové artefakty svalů očí a šíje,
- 4) reaktivita na okolní magnetické pole,
- 5) iterindividuální variabilita vyžadující individuální přístup k danému subjektu a v neposlední řadě
- 6) složitost analýzy získaného signálu

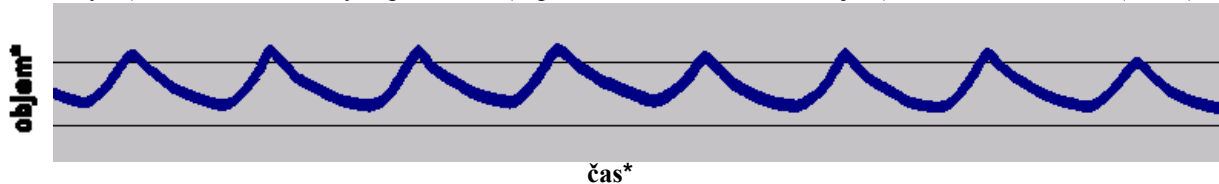
3.3. Videorating

Videorating je metoda založená na hodnocení videozáznamu celého těla nebo jen obličeje měřeného probanda. Předmětem zájmu této metody jsou typické pohybové projevy, mimika obličeje, pohyb očí a očních víček, zívání, mnutí si očí apod. Metody videoratingu jsou často založené na softwarovém zpracování záznamů. Jako velmi vhodné se ukazuje použití této metody a její hodnocení založené na vícenásobném subjektivním hodnocení záznamu různými pozorovateli.

4. Definice pojmu „dechová nestacionarita“

Před formulováním definice dechové nestacionarity pro účely této práce je nezbytné definovat z tohoto pohledu celou dechovou křivku, aby byl určen vztažný prvek (systém).

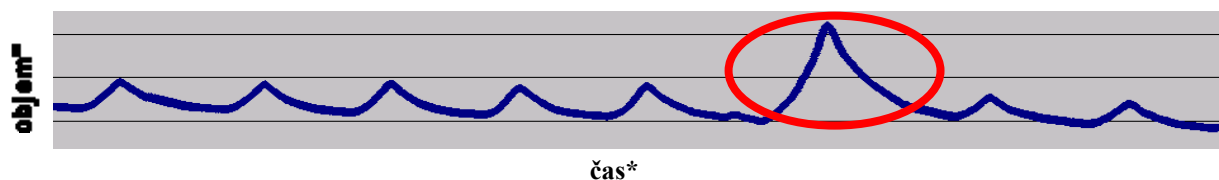
Stacionární (ustálená, klidová) respirace je proces, který lze charakterizovat stabilními (v čase neměnnými) hodnotami dechových parametrů (např. frekvence a ventilační objem) ve sledovaném čase (obr. 2).



Obr. 2: Stacionární respirace (*ilustrační obr., bez číselných a jednotkových údajů)

Na takový signál lze pohlížet jako na deterministický stacionární a periodický. Praktický výskyt je možný pouze v umělých podmínkách (vědomá respirace dle metronomu, umělá plicní ventilace). Přírodní klidová respirace vykazuje u jednotlivých subjektů větší či menší odchylky od zmíněné kontrolované, nicméně v dostatečně dlouhém časovém období ji lze rovněž považovat za zmíněný stacionární děj.

Nestacionární respirace je charakteristická odklonem od ustáleného dechového rytmu (obr. 3).



Obr. 3: Nestacionární respirace (*ilustrační obr., bez číselných a jednotkových údajů)

Takový signál lze obecně označit za neperiodický, protože se mění jeden, nebo více parametrů (frekvence, amplituda, nebo fázový posun s časem), a stochastický, kdy stav systému v čase (t) lze předpokládat pouze s určitou pravděpodobností. Důvodem je proměnlivost respiračního signálu ve frekvenci a objemu a mnoho vzájemně náhodných vstupů, které nelze s jistotou předpokládat.

S ohledem na výše uvedené je **nestacionarita** definována jako krátký izolovaný úsek záznamu, který se svým průběhem vymyká z jinak ustáleného průběhu (červeně zakroužkováná oblast v obr. 3).

5. Cíle práce

Cílem práce bylo analyzovat a popsat respirační projevy, které by mohly být charakteristické pro únavu a čilý stav jedince v podmínkách hypokinetického zatížení typického pro řadu denních lidských činností.

Základním řešeným vědeckým problémem je otázka, zda je možné dech a jeho změny v čase využít k predikci nástupu únavy (mikrospánků).

S ohledem na uvedené, lze dále vymezit zúžený problém, kterým je stanovení parametrů pro predikci nastupující únavy v uvedeném režimu a nalezení vhodné metodiky k jejich spolehlivé detekci.

V rámci plnění tohoto úkolu bylo stanoveno pořadí činností s ohledem na jejich logickou návaznost:

1. provedení rešerše dostupné literatury
2. stanovení konkrétních hypotéz
3. návrh a realizace potřebných experimentů
4. zpracování experimentálních dat
5. interpretace výsledků
6. formulování závěrů

6. Hypotézy

Za účelem snazší a přehlednější formulace závěrů práce byly na základě studia dostupné literatury a ostatních zdrojů s přihlédnutím k technickým možnostem spolupracujících laboratoří formulovány následující hypotézy:

Hypotéza 1

Respirační dynamika (vývoj respiračních parametrů v čase – v literatuře často používaný termín - pozn. aut.) je závislá na potřebě udržení pozornosti.

Hypotéza 2

Respirační dynamika je výraznější u unavených (spánkově deprivovaných) subjektů.

Hypotéza 3

S rostoucí mírou navozené senzomotorické únavy bude klesat spolehlivost synchronizace sumované EEG aktivity s dechovou křivkou.

Hypotéza 4

Z hlediska možnosti využití dechu k predikci nastupující senzomotorické únavy, bude hrát hlavní roli výskyt dechových nestacionarit.

V případě, že hypotéza č. 4 bude vlastním měřením potvrzena, bude zkoumána ještě následující doplňková pracovní hypotéza:

Hypotéza 4.1

Zvýšený výskyt nestacionarit nastává dříve než mikrospánek.

7. Experimentální část

Před vlastním měřením byl proveden „předexperiment“ na dvou dobrovolnicích, ženách ve věku 27 a 31 let. Na jeho základě byla ověřena volba a spolehlivost navržených měřících zařízení, stanovení způsobu synchronizace záznamových dat a úprava původně stanovených rámcových podmínek, které se dále uplatnily při návrhu měřícího protokolu následujícího experimentu.

7.1. Výzkumný soubor

Experimentu se zúčastnilo pět dobrovolníků ve věku 25 – 38 let, z toho čtyři byli studenti PhD studia a jeden je zaměstnancem FBMI ČVUT. Všichni jsou tedy při své práci či studiu běžně vystavováni hypokinetické monotónní zátěži v délce trvání 6-8 hodin denně, kterou se ve volném čase snaží kompenzovat běžnou pohybovou aktivitou (plavání, kolo, lyže, apod.).

Do výzkumného souboru byli zařazeni výhradně nekuřáci a před jejich zařazením proběhly u všech kineziologické rozbory pro odhalení možných dechových anomálií vlivem poruch pohybového aparátu. Předmětem rozboru byla především analýza tvaru páteře, hrudního koše a rozbor respirační mechaniky.

Všichni dobrovolníci byli podrobně seznámeni s průběhem měření, souhlasili s ním a podepsáním informovaného souhlasu současně potvrdili, že neužívají dlouhodobě žádné léky a i jejich okamžitý zdravotní stav je bez problémů.

7.2. Měřicí protokol

Pro navození dvou extrémních stavů člověka z hlediska únavy byl experiment navržen jako vícedenní s následujícím schématem měření:

fáze 1: cílý proband (po kvalitním a dostatečném spánku)

- délka spánku nebyla s ohledem na interindividuální variabilitu tohoto údaje předepisována, zákaz konzumace povzbuzujících nápojů apod. 24 h před měřením, povolena běžná snídaně

etapa 1: operátorská činnost

- vykonávání úlohy na počítači
- proband byl instruován, aby s případnou únavou v každém případě bojoval
- doba trvání vlastního měření: 90 min

etapa 2: pasivní odpočinek

- sledování filmu
- proband byl instruován, aby se případnému spánku nebránil
- doba trvání vlastního měření: 90 min

fáze 2: unavený proband (po 24 hodinové deprivaci)

- proband byl instruován aby neomezoval svoji denní činnost a současně, aby 24 h (1 noc) před měřením nespál
- zákaz konzumace povzbuzujících nápojů apod. 24 h před měřením
- povolena běžná snídaně
- etapa 1: operátorská činnost
- vykonávání úlohy na počítači
- proband byl instruován, aby s případnou únavou v každém případě bojoval
- doba trvání vlastního měření: 90 min
- etapa 2: pasivní odpočinek
- sledování filmu
- proband byl instruován, aby se případnému spánku nebránil
- doba trvání vlastního měření: 90 min

Každá fáze byla u každého probanda měřena samostatný den s tím, že měření jednotlivých odpovídajících si etap probíhalo v přibližně stejnou denní dobu. Mezi etapami byla cca 30 min. přestávka pro přípravu dalšího měření, během které měl proband možnost navštívit toalety, byl se projít a měl k dispozici drobné občerstvení (minerální vodu a dietní sušenky).

Čistý čas měření byl tedy na jednu fázi a jednoho probanda 2x4 h + 30 min na pochopení a naučení se vykonávání úlohy v rámci měření operátorské činnosti. Celkový čas měření obou fází byl cca 10 h.

Před začátkem každé etapy byl proband vyzván k třikrát opakovanému provedení jednotlivých nestacionarit, které se v průběhu měření mohou vyskytovat. Na základě zaznamenaných průběhů těchto projevů pak bylo možné ze záznamu dechové křivky rozeznat a extrahovat artefakty, které by jinak komplikovaly vyhodnocení, nebo by mohly být zdrojem chybné interpretace.

Samotné měření bylo zahájeno provedením synchronizačního manévru. Proband na povel obsluhy měřicího zařízení provedl opakovaně několik hlubokých respiračních cyklů, v případě operátorské činnosti - etapa 1. u obou fází měření, provedl několik pohybů joystickem o velké amplitudě, čímž vyslal významný signál do připraveného počítače. Synchronně se zmíněnými činnostmi klepal obsluhující personál na senzory EEG na hlavě probanda. Všechny uvedené synchronizační manévry byly rovněž zaznamenány na kameru.

7.3. Přístrojové vybavení

Návrh instrumentace, jako výsledek diskuse s odborníky ze zmíněných pracovišť byl zpracován tak, aby bylo možné navodit požadované prostředí a podmínky experimentu a zaznamenat potřebná data. Výsledné použité vybavení bylo pak dáno především možnostmi spolupracujících subjektů.

7.3.1. Tracking task

Pojem tracking task (TT) se používá pro označení specifických úloh, které jsou využívány ke zjištění, nebo ověření odezvy probanda, na úkol, který je vykonává.

Pro účely této práce byl použit stíhací TT, kdy zadáním pro probanda bylo, co nejpřesněji a s minimálním zpožděním, sledovat kurzorem pseudonáhodný, obsluhou předem zadaný, pohyb cíle na obrazovce počítače. Cursor byl ovládán pomocí joysticku, kterým proband kontroloval jak směr, tak rychlost pohybu kurzoru.

Výše popsaná úloha, která je poměrně složitá při nastavení i konečném zpracování dat, byla použita především proto, že probanda zaměstnává kontinuálně po celou dobu měření. Z tohoto pohledu se tedy jedná o poměrně extrémní případ monotónní hypokinetické zátěže vyžadující probandovu pozornost, která povede k výskytu výrazných únavových projevů

7.3.2. Polygraf

Použitý přístroj, polygraf Brainscope typ EADS 221, pro účely této práce posloužil k záznamu elektrické aktivity mozku (EEG). Pro účely experimentu bylo využito zapojení a rozmístění dle mezinárodního standardu 20/10 doplněného o jeden zemnicí kanál.

Podobně, jako využití metody tracking task, je i EEG záznam zaznamenán jako referenční signál pro monitorování nástupu únavy. Nalezení zjevných projevů nastupující únavy v EEG bylo provedeno srovnáním právě s výsledky analýzy TT v prvních etapách měření. Ve druhých etapách pak tracking task chyběl a EEG tak byl jediným referenčním signálem.

7.3.3. Spirometr

Pro získání záznamu dechu byl použit spirometr ZAN 600 USB firmy Spiro. Měření dechu probíhalo s využitím běžně používané masky vybavené moderním obousměrným membránovým snímačem, který eliminuje nedostatky vrtulkových senzorů v oblasti malých a pomalých průtoků.

7.3.4. Tenzometrické pásy

Pro získání doplňkových záznamů průběhu klidové respirace jsme použili dva gumové pásy umístěné na trupu probanda. Tyto pásy nám umožnili snímání průběhu dýchání a následné sestavení kompletní dechové křivky.

Deformační prvek horního pásu tvořil proužek gumy, která při protažení měnila svůj elektrický odpor. Tento pás byl připojen v pľlmůstkovém zapojení jako klasický tenzometr. Spodní pás byl vybaven piezo-snímačem s nábojovým výstupem.

7.3.5. Videokamera

Pro obrazový záznam experimentu, především aktivity, mimiky a dalších fyziologických projevů měřeného probanda byla nad monitor pracovního počítače instalována kvalitní HD kamera Panasonic HDC-SD40 Full HD.

7.3.6. Ostatní technické zázemí experimentu

Pro případnou komunikaci probanda s obsluhou laboratoře byla použita web kamera StarCam clip II (MSI) s mikrofonem, která byla připojena k pracovnímu počítači. Pro případ jakýchkoliv komplikací, byl s probandem domluven bezpečnostní signál, na základě kterého obsluha mohla měření přerušit a komplikace odstranit.

8. Zpracování dat

Jedním z největších problémů, především kvůli značnému objemu a časové délce záznamů, bylo provedení přípravy a zpracování dat tak, aby bylo následně možné efektivní a jasné vyhodnocení dosažených výsledků..

8.1. Videozáznamy

Základem zpracování videozáznamů byla identifikace významných dechových nestacionarit a únavových projevů měřených probandů.

Ke každému nalezenému jevu byl vytvořen záznam, který obsahoval čas, klasifikaci a případnou slovní poznámku. Tyto záznamy byly následně srovnány chronologicky do tabulky, které tak byla výstupem této etapy práce.

Vlastní zpracování proběhlo ve dvou po sobě jdoucích fázích:

1. Identifikace stavu měřeného subjektu z hlediska unavenosti
2. Identifikace viditelných dechových nestacionarit

8.2. Tracking task

S ohledem na řešenou problematiku práce bylo zpracování dat z TT zaměřeno na nalezení vhodné metody, resp. vhodných metod pro popis vývoje rozdílů trajektorie, příp. pohybů cíle a kurzoru v čase.

Z hlediska přístupu ke zpracování naměřených dat lze nalézt řadu možností. Pro účely práce byly hlubší analýze podrobeny následující:

Tab. 1: Možnosti přístupu

1.	výpočet rozdílů poloh cíle a kurzoru v daném časovém okamžiku:	
	- samostatně v ose x :	parametr dx
	- samostatně v ose y :	parametr dy
	- porovnáním velikosti průvodičů:	parametr dr
2.	výpočet reakčního času:	parametr rt
	- časové zpoždění změn pohybu kurzoru za změnami pohybu cíle	
3.	statistický přístup:	
	- porovnání souborů:	Pearsonův korelační koeficient
	o souřadnic cíle a kurzoru v ose x	
	o souřadnic cíle a kurzoru v ose y	
	- stanovení určujícího parametru:	rozptyl (směrodatná odchylka)
	o využití výše definovaných parametrů	

S výjimkou parametrů z bodu 3 tab. 1, byl pro práci se všemi ostatními stanoven principiálně stejný postup:

1. výpočet okamžitých hodnot
2. volba velikosti dílčího souboru
3. rozdělení dat do souborů dle bodu 2 při respektování chronologie záznamu
4. výpočet aritmetického průměru pro dílčí soubory
5. vytvoření výsledného souboru z hodnot z bodu 4

Pro práci s parametry z bodu 3 tab. 1. byl nastaven postup podle uvedeného pozměněného schématu:

1. příprava dat pro výpočet statistických parametrů
2. volba velikosti dílčího souboru
3. rozdělení dat do souborů dle bodu 2 při respektování chronologie záznamu
4. výpočet statistických parametrů pro dílčí soubory
5. vytvoření výsledného souboru z hodnot z bodu 4

8.3. Polygraf

Základem vlastního zpracování bylo rozložení zaznamenaného signálu na komponenty dle kap. 3.2, které umožnilo provedení rozboru signálu pro následné hodnocení založené na sledování poměrů zastoupení komponent alfa, beta a theta na určených kanálech.

Z důvodu značného objemu dat byl pro zpracování vytvořen speciální program v prostředí softwaru MatLab. Dále popsáním postupem byla zpracována data ze všech měřených kanálů.

Prvním krokem zpracování bylo rozdělení záznamů na úseky (okna – často v literatuře používaný termín, pozn. aut.). Doba trvání úseků byla volena na hodnotách 5s, 30s, 1 min, 5 min a 10 min.

V následujícím kroku byla na jednotlivé úseky aplikována rychlá Fourierova transformace (FFT) s využitím definice Gaussova okna a Welshova principu pro eliminaci chyb výpočtu v okolí krajních hodnot vlivem faktu, že se nejedná o periodický signál. Výsledkem tohoto kroku byla výkonová frekvenční spektra signálu pro dané úseky.

8.4. Spirometr

Z výstupních souborů ovládacího softwaru spirometru byly v prostředí tabulkového procesoru MS Excel vytvořeny komplexní semi-automatizované výpočtové tabulky pro každou měřenou etapu každého probanda. Z uvedených dat byly vypočítávány parametry pro další analýzy popsané detailně v předkládané práci.

Primárním výstupem této etapy tak byly především grafy zobrazující vývoj objemových a frekvenčních nestacionarit v průběhu měření jednotlivých probandů

Sekundárním výstupem byly grafy vývoje plovoucích rozptylů. Jejich konkrétní podoba byla určena až v průběhu vyhodnocení dat, kdy na základě porovnání s výsledky ostatních analýz byla stanovena nejvýhodnější velikost výpočtového okna.

Grafy byly vytvořeny posouváním výpočtových oken po časové ose záznamu s krokem odpovídajícím délce konkrétních dechových cyklů. Tím je docíleno zajištění přiměřeně velkého souboru pro výpočet relevantní hodnoty při současném zachování dostatečné citlivosti metody ke změnám monitorovaných nestacionarit. Zároveň je vysvětlen fakt, že průběhy začínají až od určitého nenulového času, jehož hodnota je dána velikostí výpočtového okna.

8.4.1. Tenzometrické pásy

Primární zpracování dat bylo proto provedeno na pracovní stanici laboratoře BEZ určené pro takto náročné úkoly. V rámci této fáze byla doplňkovým měřením stanovena funkce, podle které se měnil poměr signálů obou pásů při jejich stejně velké deformaci

Ve druhé fázi zpracování měl být na základě porovnání částí záznamů s údaji o dechových objemech ze spirometru navržen přepočítání zaznamenaných údajů z mV na litry a podle tohoto přepočtu pak měly být zaznamenaná data graficky zobrazena. Bohužel se tuto fázi nepodařilo uspokojivě dokončit především z důvodu nestabilního signálu z pásů, který byl zatížen řadou artefaktů způsobených největší měrou pohybu probanda a zřejmě creepem pryžových součástí pásů. Z tohoto důvodu nebyla data z pásů v dalším vyhodnocení použita

9. Vyhodnocení

Protože byly v záznamech dýchání hledány parametry, které budou použitelné pro predikci únavy a současně vykážou shodu napříč záznamy ostatních přístrojů, byla problematika vyhodnocení dat velmi široká.

Práce tak proběhly v několika fázích, které měly zprvu za úkol prověřit výpovědní hodnotu referenčních signálů pro monitoring únavy a teprve pak zkoumat souvislosti se záznamem dýchání.

Jednotlivé fáze vyhodnocení jsou přestaveny podrobně v předkládané práci

9.1. Porovnání TT s videem

Smyslem této fáze práce bylo ověřit, zda lze použít TT uplatnit jako prostředek k monitorování únavy, jak bylo na základě výsledků rešerše předpokládáno.

Za referenční bázi byl položen videozáznam, který lze považovat za spolehlivý.

Z porovnání časů výskytu významných změn hodnoty nebo trendu zobrazeného parametru a časů výskytu únavových projevů je zřejmé, že existuje velmi dobrá shoda.

Příklady uvedenými v práci, je poukazováno na fakt, že pro případné použití dat z TT k monitorování únavy je důležitá volba vhodného parametru.

Z tohoto důvodu byly u každého probanda provedeny porovnání průběhů všech předem definovaných parametrů.

Výsledkem tohoto procesu je konstatování, že u různých probandů vykazovaly nejlepší shodu různé parametry a v případě použití TT jako indikátoru únavy je potřeba uplatnit individuální přístup. Dále lze ve

shodě s většinovým názorem autorů dostupných studií potvrdit, že data z TT dokáží únavu poměrně spolehlivě indikovat, především ve spojení s dalším porovnávacím signálem pro vyloučení náhodné složky.

9.2. Porovnání EEG s videem

Stejně jako v předchozím případě byl i signál EEG vyhodnocován z hlediska jeho citlivosti k únavě. Předmětem vyhodnocení byla opět míra shody s analýzou videozáznamu.

Vyhodnocování muselo být s ohledem na teoretické množství kombinací porovnávaných kanálů a sledovaných frekvencí provedeno ve více krocích, které vyústily v definování použitelných kanálů a frekvencí, které má smysl z daného hlediska sledovat.

Na základě výsledků literární rešerše a konzultací se specialisty byly ze sledování vyloučeny frekvence, které se v přechodových před-spánkových a spánkových stavech bdění nevyskytují, a kanály, které jsou významně zatíženy artefakty (mrkání, pohyby hlavy apod.).

První fáze vyhodnocení tak byla založena na porovnání průběhů sledovaných frekvencí s údaji z časové osy stanovené analýzou videozáznamu pro každý kanál a každého probanda zvlášť. Výsledkem této fáze byl přehled o změnách daných frekvencí na daných kanálech v okamžiku (či jeho blízkém okolí cca 1 min před a/nebo po) únavových projevů, pro každého probanda zvlášť.

EEG se ukázalo být poměrně spolehlivým indikátorem únavy, pokud existovala jen jedna možná interpretace stavu probanda. Konzultací s odborníky i na základě rešerše literatury však byla potvrzena nejednoznačnost výkladu a signál tak nemohl být samostatně použit jako spolehlivý indikátor únavy.

9.3. Analýza dýchání

S využitím výsledků předchozích kroků práce bylo hodnocení dechových křivek založeno na porovnání s údaji ze zpřesněných časových os jednotlivých měření.

Východiskem pro vyhodnocení byly grafy vývoje plovoucího rozptylu objemových a frekvenčních nestacionarit. Předmětem analýz pak byly specifické změny průběhů sledovaných veličin v okolí úseků s výskytem zjevných únavových projevů.

Vzhledem ke značné variabilitě průběhů byly záznamy každého probanda hodnoceny samostatně s tím, že jako první byly s ohledem na očekávání, že vlivem spánkové deprivace budou veškeré únavové projevy zvýrazněné, hodnoceny záznamy unavených probandů vykonávajících TT. Následovaly záznamy unavených relaxujících probandů, čilých probandů provádějících TT a čilých relaxujících probandů.

Prakticky byl proces vyhodnocení proveden ve více fázích. První fáze sloužila ke kritickému zhodnocení nastavení procesu zpracování dat a k jeho případným úpravám. Teprve poté bylo přistoupeno k vlastnímu vyhodnocení všech měření.

10. Závěrečné shrnutí výsledků

V rámci plnění úkolu této práce byly provedeny dvě fáze (každá měla dvě etapy) původních experimentů, které čítaly dohromady 8 hodin na jednoho probanda, celkem tedy 40 hodin čistého času na pořízení záznamů od všech 5ti probandů. Z tohoto počtu vniklo tedy 165 hodin záznamů ze všech použitých měřicích zařízení, které byly následně zpracovány a použity pro vyhodnocení.

S ohledem na dosažené výsledky lze konstatovat, že cíle práce se v rámci možností podařilo dosáhnout a použité detekční technologie a metody zpracování a vyhodnocení dat umožnily vyslovení komentářů ke stanoveným hypotézám, které jsou zároveň interpretovány jako dílčí závěry předložené práce.

Provedené analýzy ukázaly, že z hlediska změn dýchání během měření je třeba dané průběhy posuzovat velmi individuálně.

Hypotézu 1 (časový vývoj respiračních parametrů souvisí s potřebou udržet pozornost) nelze zcela jednoznačně potvrdit.

Hypotézu 2 (časový vývoj respiračních parametrů je výraznější u unavených subjektů) lze potvrdit u probandů, kteří v průběhu měření neusnuli.

V rámci provedeného základního vyhodnocení EEG signálu lze

Hypotézu 3 (s rostoucí mírou navozené senzomotorické únavy bude klesat spolehlivost synchronizace sumované EEG aktivity s dechovou křivkou) potvrdit, ale pouze v časově omezených úsecích v rozsahu max. několik minut.

Na základě provedených porovnání všech vypočítaných respiračních parametrů z hlediska jejich citlivosti k přítomnosti únavových projevů byly pro finální vyhodnocení vybrány parametry vypočítané z počtu výskytů a velikosti dechových nestacionarit. Tímto faktem je

Hypotéza 4 (z hlediska možnosti využití dechu k predikci nastupující senzomotorické únavy, bude hrát hlavní roli výskyt dechových nestacionarit) potvrzena

Protože hypotéza 4 je potvrzena, je možné vyjádřit se k **hypotéze 4.1** (zvýšený výskyt nestacionarit nastává dříve než mikrosnání). Danou formulaci nelze potvrdit, protože analýzami bylo zjištěno, že sledováním pouze četnosti výskytu únavu predikovat nelze.

Na základě analýzy dechu, lze konstatovat, že z navržených a použitých parametrů je z hlediska monitorování nástupu únavy spolehlivější rozptyl objemových nestacionarit. Použitím tohoto parametru jsou dobře identifikovatelné oblasti s výskytem mikrosnání nebo jiných aktivit spojených s objemovými změnami dýchání, např. hledání nové polohy na židli apod.

V případě identifikace mikrosnání lze potvrdit, že u všech probandů jsou dané oblasti ohraničené významnými skokovými změnami průběhu sledovaného parametru s troj- až deseti-násobným navýšením hodnoty v průběhu oblastí vzhledem k hodnotám v jejich okolí.

Důležité je zjištění, že použitím rozptylu objemových nestacionarit lze nástup únavy spojený s výše zmíněnými projevy odhadnout dopředu.

V případě klidného dlouhodobě stacionárního dýchání byly ve většině hodnocených průběhů nalezeny typické konkávní úseky drobného nárůstu a poklesu sledovaného parametru před výskytem únavy identifikované zmíněnou skokovou změnou jeho hodnoty. Doba trvání těchto konkávních úseků se pohybuje od 15 do 30 min. Bezpečnou identifikaci úseku lze tedy provést po nalezení jeho lokálního maxima, predikci únavy tak lze učinit cca v polovině uvedené doby, tedy cca 7 až 15 min předem.

Není bez zajímavosti, že zmíněný konkávní charakter vykazuje průběh rozptylu objemových nestacionarit rovněž ve všech nalezených případech usínání. Vlastní průběh snání je charakteristický periodickým kolísáním rozptylu frekvenčních nestacionarit.

V případě spíše nestacionárního průběhu dýchání, předcházely ve většině nalezených případů výskytu únavových projevů v průběhu rozptylu objemových nestacionarit, krátké a různě strmé rostoucí úseky, které umožňovaly predikci v řádu max. jednotek minut.

Bohužel je potřeba průběh posuzovat vždy v kontextu konkrétní situace, protože podobné grafické projevy jako oblasti mikrosnání vykazovaly rovněž rychlé probuzení probanda. Stejně tak v případě dlouhodobě ustáleného dýchání nelze použitím pouze popisovaného parametru rozlišit snání od soustředěného bdělého stavu.

Zmíněné pohybové aktivity spojené s projevy únavy znamenaly zpravidla poměrně nízký max. trojnásobný nárůst hodnot popisovaného parametru.

Zajímavé je také porovnání šířky pásem frekvencí a objemů použitých k identifikaci nestacionarit, kde je zřejmé, že pro tři z pěti probandů byly pro zajištění identifikace nestacionarit na potřebné úrovni použity shodné hodnoty definičních směrodatných odchylek. Současně je vidět, že tyto hodnoty vyhovovaly mužům. Pro obě měřené ženy bylo potřeba pro zajištění identifikace na stejné úrovni jako v případě mužů nastavit v případě objemů mírně nižší a v případě frekvencí mírně vyšší hodnoty.

Podobně lze porovnat i průměrné hodnoty vypočítaných variačních koeficientů průběhů rozptylů objemových a frekvenčních nestacionarit. Z uvedených dat je vidět, že mají značně individuální charakter, nicméně v rámci jedné individuality je lze z hlediska vlivu únavy ve smyslu snáňové deprivace charakterizovat změnou stejného charakteru.

Zásadním výstupem předkládané práce je návrh parametru umožňujícího odhadnout nástup navozené senzomotorické únavy subjektů za podmínek monotónní hypokinetické zátěže. Tento odhad je několik jednotek až desítek minut předem a byl provedeným experimentem úspěšně prověřen při praktické aplikaci.

V rámci provedených analýz byla nalezena řada zajímavých a inspirativních faktů, ze kterých mnohé mohou mít značný aplikační potenciál. Práce je tak východiskem pro další studie, které by měřeními na větším počtu probandů mohly předložené výsledky ověřit a dále rozšířit jejich platnost.

11. Literatura

- [1] Akin, M., Kurt, M., B., Sezgin, N., Bayram, M. Estimating vigilance level by using EEG and EMG signals, *Neural Computing & Applications*, vol.17, 2008, pp 227-236.
- [2] Amarenco, G. et al. Cough Anal Reflex: Strict Relationship Between Intravesical Pressure And Pelvic Floor Muscule Electromyographic Activity During Cough. *Urodynamic and Electrophysiological Study. The Journal of Urology*, vol. 173, 2005, pp 149- 152.
- [3] Barman, S. m. et al. Basis for synchronisation of sympathetic and pheneric nerve discharge. *Am. J. Physiol.*, 231, 1976, pp 1601 - 1607.
- [4] Bekiaris, E., Amditis, A., Wevers, K. Advanced Driver Monitoring: The AWAKE Project, In *Proceedings 8th World Congress on ITS, Sydney, Australia, 2001.*
- [5] Berger, H. Uber das Elektroencephalogramm des Menschen. *J. Physiol. Neurol*, vol. 40, 1930, pp 160-179.
- [6] Bittner, R., Smrčka, P., Pavelka, M., Vysoký, P. a kol. ECG. EEG. And EOG Based Fatigue indicators, ve sbor. *Adlassing K.P. (ed.): Inteligent Systéme in Patient Care, EUNITE, Sien (Austria) 2001*
- [7] Brown, I., D. Driver fatigue, *Human Factors*, vol.36, 1994, pp.298-314.
- [8] Bruce, J., West, B., J., Lori, A. *Biodynamics*, Print ISBN: 9780471346197, John Wiley & Sons, Inc. Nešpory, 2004.
- [9] Cohen, M., I.: Neurogenesis of respiratory rhytm in mammals. *Physiological Review*, 1979, str. 1105-1173.
- [10] Critchley, H.D., Elliott, R., Mathias, C., J., Dolan, R.,J. Neural activity relating to generation and representation of galvanic skin conductance responses: A functional magnetic resonance imaging study, *Journal of Neuroscience*, vol.20, 2000, pp.3033-3040.
- [11] Dalrymple-Alford, J., Kerr, P., Jones, R. The effects of alcohol on driving-related sensorimotor performance across four times of day. *Journal of Studies on Alcohol*, 2003, pp 93-97.
- [12] Davies, D., R., Parasuraman, R. *The psychology of vigilance*, London, Academic Press, 1982.
- [13] De Waard, D. *The Measurement of Drivers' Mental Workload*. PhD thesis. University of Groningen, Traffic Research Centre, ISBN 90-6807-308-7, 1996.
- [14] Dejours, P., Puccinelli, R., Armand, J., Richard, M.]Breath-to-breath variations of pulmonary gas exchange in resting man. *Respir. Physiol.* vol. 1, 1966, 265-280.
- [15] Dočkalová, A. *Primární dyskomfort při řízení automobilu, problém identifikace a ocenění*. Praha: FTVS UK, 2005.
- [16] Duta, M., Alford, C., Wilson, S., Tarassenko, L. Neural Network Analysis of the Mastoid EEG for the Assessment of Vigilance, *International Journal of Human Computer Interaction*, vol.17, 2004, pp.171-195.
- [17] Evans, L. *Traffic safety*, Bloomfield, Mich., Science Serving Society, 2004.
- [18] Eysenck, M., W. *Cognitive psychology : a student's handbook*, Hove, Psychology Press, 2005.
- [19] Faber, J., Tichý, T. et. al. Vigilance and hypnagogium determination of drivers by eeg analysis, *ICS AS ČR*, 2008, pp 89 - 104.
- [20] Faber, J. Synchronizace EEG a dechu, In: *Československá neurologie*, 33-6, 1970, pp 296 – 301,
- [21] Faber, J., Novák, M., Přenosil, V., Vydra, L. *Diagnostika, detekce a predikce mikrospánků*. Výzkumná práce č. LSS 58/99. Praha, 1999.
- [22] Gála, M., Mohylová, J. Automatic sleep status detection, In: *Lékař a technika*, ISSN 2157-5879, vol. 38, No 2, 2008, pp 138-141
- [23] Gerdes, A. (2006). *Driving Manoeuvre Recognition*, In *Proceedings 13th World Congress and Exhibition on Intelligent Transport Systems and Services*, London, UK
- [24] Gilbertová, S.: *Ergonomie. Optimalizace lidské činnosti*. Grada Publishing, 2002.
- [25] Gilbertová, S.: *Fyziologické a psychologické aspekty monotónní práce*. Dizertační práce, LFH, UK v Praze, 1986.
- [26] Grandjean, E. Fatigue in industry, *Br. J. Internal Med.*, vol.36, 1979, pp.175-186.
- [27] Grillingerová, V. *Application of Tracking Task in Discomfort Detection*, diplomová práce, Praha: FTVS UK, 2005.

- [28] Gruyer, D., Rakotonirainy, A., Vrignon, J. The use of belief theory to assess driver's vigilance, In Proceedings Australasian Road Safety Research, Policing and Education Conference, Wellington, New Zealand, 2005.
- [29] Healey, J. Road safety, Thirroul, N.S.W., Spinney Press, 2004.
- [30] Hindmarach, F. Trends in the Use of Alcohol and Other Drugs in Cases of Sexual Assault, Human psychopharmacology, vol. 14, 1999, pp 225-231
- [31] Hoffmann, P. a kol. Predikce mikrosnánku na základě analýzy EEG signálu, In: Kognice a umělý život 5., SU Opava, ISBN 80 7248 310, pp 185-194, 2005.
- [32] Hoffmann, P., Maršálek, T., Matoušek, V., Mautner, P., Merta, M.: Predikce mikrosnánku na základě analýzy EEG signálu, KUZV, Opava, 2008.
- [33] Holubář, J. Časový smysl, Babákova sbírka, Praha, 1961.
- [34] Horne, J., Reyner, L. Vehicle accidents related to sleep: a review, Occupational and environmental medicine, vol. 56, 1999, pp. 289-294.
- [35] Hrubá, D. Ergonomie. Lékařská fakulta Masarykovy university, Brno, 1995.
- [36] Idogawa, K. On the brain waves activity of professional drivers during monotonous work, Behaviormetrika, vol. 30, 1991, pp. 23-34.
- [37] Jap, B., T., Lal, S., Fischer, P., Bekiaris, E. Using EEG spectral components to assess algorithms for detecting fatigue, Expert Systems with Applications, vol. 36, 2009, pp. 2352-2359.
- [38] Johansson, E., Engström, J., Cherry, C., Nodari, E., Toffetti, A. et al. Review of existing techniques and metrics for IVIS and ADAS assessment, AIDE, 2005.
- [39] Juang, T., P., Makeig, S., Stensmo, M., Sejnowski, T., J. Estimating Alertness from the EEG Power Spectrum. IEEE Trans. BME, Vol. 44, No. 1, 1997, pp 60-69.
- [40] Jung, T., P., Makeig, S., Stensmo, M., Sejnowski, T., J. Estimating alertness from the EEG power spectrum, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 44, 1997, pp. 60-69.
- [41] Kecklund, G., Akerstedt, T. Sleepiness in Long Distance Truck Driving: An Ambulatory EEG Study of Night Driving. Ergonomics 36, 1993. pp 1007-1017.
- [42] Khardi, S., Hernandez-Gress, N. Validation of a new hybrid system for diagnosing driver state), Recherche - Transports - Securite, vol. 66, 2000, pp. 101-112.
- [43] Koepkchen, H. P. Die Blutdruckrhythmik, Darmstadt, Steinkopf, 1962.
- [44] Kumagai, T., Akamatsu, M. Prediction of Human Driving Behavior Using Dynamic Bayesian Networks, IEICE TRANS. INF. & SYST., vol. E89-D, 2006, pp 857-860.
- [45] Lal, S., K., L., Craig, A. A critical review of the psychophysiology of driver fatigue, Biological Psychology, vol. 55, 2001, pp. 173-194.
- [46] Lamberz, M., Langhost, P. Simultaneous changes of rhythmic organisation in brainstem neurons, respiration, cardiovascular system and EEG between 0,05 Hz and 0,5 Hz. Journal of Autonomic Nervous System, vol. 68, 1998, pp 58-77.
- [47] Landstrom, U., Englund, K., Nordstrom, B., Astrom, A. Sound exposure as a measure against driver drowsiness, Ergonomics, vol. 42, 1999, pp. 927-937.
- [48] Langhorst, P., Schulz, B., Lambertz, R., Schulz, G., Camerer, M. Is there influence of discharge patterns of neurones of the common brain stem system on neuronal activity in the dorsomedial part of the NTS, New York, Springer, 1980, pp 116-122.
- [49] Lehmann, D., Knaus, T. A. Relationship between EEG patterns and the respiratory cycle. EEG, Clin. Neuroph. Journal, vol. 6, 1964.
- [50] Lehmann, D., Knaus, T. A. Respiratory cycle and EEG in man and cat. EEG Clin. Neuroph. Journal, vol. 2, 1976.
- [51] Lopotová Niezgodzka, M., Dolanská, T., Otáhal, S. Respiratory Aspects of the Spinal System: The Formative Influence of Respiratory Mode on Trunk. In Spinal Complexity and its Biomechanical Reflection. Praha : Czech Society of Biomechanics, ISBN 978-80-7399-910-0, 2010, s. 112-121.
- [52] Makeig, S., Jung, T., P. Changes in Allertness are a Principal Component of Variance in the EEG Spectrum, Neuro Report 7, 1995, pp 213-216.
- [53] Matoušek O, Růžička J: K problémům monotonie, Bezpečnost a hygiena práce, 2002, pp 28-33.
- [54] Matoušek, M. et al. Objektivní měření stupně ospalosti pomocí EEG analýzy. In: Psychiatrie, ISSN 1211-7579, vol. 6, Suppl. 4, 2002, pp 25-27.

- [55] Maylor, E., A., Rabbitt, P., M., James, G., H. and Kerr, S., A.: Effects of alcohol and extended practice on divided-attention performance. *Perception and Psychophysics* 48, pp 445-452, 1990.
- [56] Merta, M., Matoušek, V. Klasifikace vybraných stavu osoby analýzou EEG záznamu, KUZV, Opava, 2008.
- [57] Morruzzi, G., Magoun, H. W. Brain stem reticular formation and activation of the EEG. *Electroencephalograph. Clin. Neurophysiol.* 1949, pp 455-473.
- [58] Nařízení vlády č.523/2002 Sb., kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci před některými riziky plynoucími z pracovních podmínek a požadavky na pracovní prostředí a pracoviště.
- [59] Niezgodzka, M. Piklová K., Lopot, F. *Biofluidics and Alternative Biomaterial Substituitions*, Prague, 2008.
- [60] Novák, M. et al. Problémy spolehlivosti interakce řidiče (pilota) a dopravního systému, výzkumná zpráva č. LSS 104/01, ČVUT fakulta dopravní, Praha, 2001.
- [61] Novák, M. Interakce s lidským subjektem - Přehled problematiky. Výzkumná zpráva č. LSS 133/02, Praha, srpen 2002.
- [62] Oron-Gilad, T., Ronen, A., Shinar, D. Alertness maintaining tasks (AMTs) while driving, *Accident Analysis & Prevention*, vol.40, 2008, pp.851-860.
- [63] Pavelka, M. a kol. Vyhodnocení únavy řidiče na základě analýzy okulogramu s využitím programu matlab. FD ČVUT, Praha, 2006
- [64] Peng, C., K., Mietus, J. E., Yanhui, L., Lee, Ch., Hausdorff, H. M., Stanley, E., Ary, L., Goldberger, L., Lewis, A., Lipsitz. Quantifying Fractal Dynamics of Human Respiration: Age and Gender Effects *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 30, 2002, pp. 683-692
- [65] Pfurtscheller, G., Marusch, H., Schuy, S. Inter and intrahemispheric differences in the peak frequency of rhythmic activity within the alfa band, *EEG Clin. Neuroph.* 3, 1976.
- [66] Philip, P., Sagaspe, P., Moore, N., Taillard, J., Charles, A. et al. Fatigue, sleep restriction and driving performance, *Accident Analysis & Prevention*, vol.37, 2005, pp.473-478.
- [67] Prokš, J. Zpracování a analýza EEG, ČVUT, Praha, 2008
- [68] Prouza, O. 2D Pursuit Tracking Task Method, Assesment under Stable Experimental Conditions, diplomová práce, Praha: FTVS UK, 2007.
- [69] Půst, L.: *Experimentální metody v dynamice*, ČVUT, 1981.
- [70] Ronzhina, M. Klasifikace mikrosněpku analýzou EEG, diplomová práce, VUT Brno, 2009.
- [71] Roth, B. Dýchání u narkolepsie a hypersomnie. *Čs. Neurol.*, 28, 1965, p 324.
- [72] Roth, B. et al. REM sleep and NREM sleep in narcolepsy and hypersomnia, *Elektroenceph. Clin. Neurophysiology*, vol. 26, 1969, pp 176 - 182.
- [73] Santamaria, J., Chiappa, K., H. The EEG of drowsiness in normal adults, *J. Clin. Neurophysiol.*, vol.4, 1987.
- [74] Scerbo, M., W. What's so boring about vigilance?, in *Viewing psychology as a whole: The integrative science of William N. Dember.*, American Psychological Association, 1998, pp. 145-166.
- [75] Sharpey-Shafer, E., P. The Mechanism of Syncope after Coughing. *British Medical Journal*, 1953, vol. 17, no. 2, pp 860-863.
- [76] Schell, A.M., Dawson, M., E., Nuechterlein, K., H, Subotnik, K., L., Ventura J. The temporal stability of electrodermal variables over a one-year period in patients with recent-onset schizophrenia and in normal subjects, *Psychophysiology*, vol.39, 2002, pp.124-132.
- [77] Schmidt, S., Walach, H. Electrodermal activity (EDA): State-of-the-art measurement and techniques for parapsychological purposes, *Journal of Parapsychology*, vol.64, 2000, pp.139-163.
- [78] Siegr, L. : Fatigue and its explanation. *Workshops on Changes of the Polar Ecosystems 2003-2008. Špindlerův Mlýn, CZ, 7. - 9. November 2007. Hradec Králové 2008, ISBN 978-80-86690-61-2, p 57.*
- [79] Silbernagl S., Despopulos, A.: *Atlas fyziologie člověka*, Grada, Praha, 1993, ISBN: 80-85623-79-X, pp 80, 81.
- [80] Smrčka, P. Fraktální a multifraktální analýzy variability srdečního rytmu v extrémních stavech lidského organismu, dizertační práce, ČVUT, Praha, 2002.
- [81] Smrčka, P., Hána, K., Bittner, R., Pavelka, M. Monitoring of Selected Biosignals During Slep Deprivation, ve sbor. *Konf. Workshop 2001*, str. 812-813, Praha, 2001

- [82] Soumar, L. Intraindividual variability of repeated movement and its indicators at drive motor vehicle, dizertační práce, UK, Praha, 2009.
- [83] Stančák, A., Jr., Pfeffer, D., Hrudová, L., Sovka, P., Dostálek, C. Elektroencephalographic correlates of paced breathing. *NeuroReport*, vol. 4, 1993.
- [84] Stančák, A., Jr., Riml, A., Pfurtscheller, G. The effects of external load on movement - related changes of the sensomotor EEG rhythms. *EEG Clin. Neuroph. Journal*, vol. 102, 1997.
- [85] Stanton, N., Hedge, A., Brookhuis, K., A., Salas, E., Hendrich, H., W. *Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods*, London, CRC Press, 2004.
- [86] Steele, T., Cutmore, T., James, D., A., Rakotonirainy, A. An investigation into peripheral physiological markers that predict monotony, 2004 Road Safety Research, Policing and Education Conference (Perth), 2004.
- [87] Stroup, H., Darrow, Ch.: Relation of respiratory changes to EEG. *EEG Clin. Neuroph. Journal*, vol. 4, 1953.
- [88] Svoboda, P. Metody analýzy EEG aktivity, diplomová práce, ČVUT, Praha, fakulta elektrotechnická, 2001
- [89] Tatarinov, V. Klasifikace bdělosti operátora, ČVUT, fakulta dopravní - ústav informatiky AV ČR, výzkumná zpráva č. LSS 107/01, Praha, 2001.
- [90] Thiffault, P., Bergeron, J. Monotony of road environment and driver fatigue: a simulator study, *Accident Analysis & Prevention*, vol. 35, 2003, pp. 381-391.
- [91] Travis, L., Brain potentials and the temporal course of consciousness. *Journal of Experimental Psychology*, vol. 21, 1937, pp 02-309.
- [92] Tzambazis, K., Stough C. alkohol impairs speed of informaton processing and simple choice reaction ti mand differentially impairs, *Alcohol & Alcoholism*, vol. 35, No. 2, pp 197-201, 2000.
- [93] Vysoký, P. Ability to drive of Parkinsons disease patiens, *Journal of neurological sciences*, ISSN 0022-510X, vol. 238, 2005.
- [94] West, B., J. *Fractal physiology and Chaos in Medicine, Studies of Nonlinear Phenomena in life Science*, Vol. 1, World Scientific, New Persey, 1990.
- [95] West, B., J., Griffin, L., A., Frederick, H., J. and Moon, R. E. The Independently Fractal Nature of Respiration and Heart Rate During Exercise Under Normobaric and Hyperbaric Conditions, *Respiratory Physiology & Neurobiology* 145, 2005, pp 219-233.
- [96] Wierwille, W., W., Ellsworth, L., A., Wreggit, S., S., Fairbanks, R., J., Kirn, C., L. *Research on Vehicle-Based Driver Status/Performance Monitoring: Development, Validation, and Refinement of Algorithms For Detection of Driver Drowsiness*. U.S. Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administratlon. DOT HS 808 247, Final Report, Washington, 1994.
- [97] Wysocki, M., Fiamma, M., N., Strause Ch., Chi-Sang, P., Similowski, T. Chaotic dynamics of resting ventilatory flow in humans assessed through noise titration, 27th Annual Conference of the IEEE Engineering, Shanghai, China, 2005.

Internetové zdroje:

- [1] www.policie.cz
- [2] <http://www.autosap.cz/sfiles/a1-95.htm#neh2>
- [3] http://www.ibesip.cz/1060_Zprava-B3-nehody-mopedu-motocyklu-a-osobnich-automobilu
- [4] <http://www.mikrospanky.cz/nehody.html>
- [5] <http://www.cdv.cz/file/clanek-ekonomicke-ztraty-zpusobene-nehodovosti-v-cr-v-roce-2006.html>
- [6] <http://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci-2011-02.pdf>