

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU**

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

Disertační práce

Vedoucí práce

Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD.

Vypracovala

Mgr. Martina Lopotová

PRAHA, 2013

Věnování

Práci věnuji památce Prof. Ing. Stanislava Otáhala, CSc., jehož konzultace pro mě byly, jsou a budou nekončící životní inspirací, a který mě naučil, že i těžko překonatelné problémy jsou řešitelné, když člověk neztrácí hlavu.

Děkuji in memoriam.

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala Doc. Ing. Monice Šorfové, PhD. za odborné vedení disertační práce po smrti původního školitele Prof. Ing. Stanislava Otáhala, CSc. a za cenné rady při jejím zpracování.

Za konzultace a nesmírně důležité kontakty, bez kterých by práce nebyla realizovatelná, děkuji konzultantovi Ing. Ladislavu Siegrovi PhD.

Prof. Ing. Mirko Novákovi DrSc., Doc. Ing. Petrovi Vysokému Csc. a prof. MUDr. Josefu Faberovi DrSc. Patří zvláštní dík za velmi inspirativní a podnětné konzultace především v oblasti zpracování dat.

Další poděkování patří Ing. Petru Kubovému, Ing. Pavlu Smrčkovi, PhD., všem jeho kolegům z laboratoře FBMI ČVUT a 1. LF UK na Albertově a kamarádům z řad probandů a techniků za obětavou pomoc při realizaci experimentu a při výrobě speciálních softwarů pro zpracování dat, kteří veškerou práci odvedli bez nároku na honorář.

V neposlední řadě patří dík firmě MR-Diagnostic za bezplatné zapůjčení spirometru a technickou podporu při realizaci měření.

Závěrem bych chtěla poděkovat rovněž svojí rodině za trpělivost a podporu, kterou mi v průběhu studia poskytla.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury.

Praha, 2013

Martina Lopotová

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 a pokud ano, pak ověřit jejich validitu pro predikci únavových jevů doprovázejících řadu každodenních lidských aktivit.

Provedeného 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 terčik pohybující se pseudonáhodným 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 měřené ve dvou variantách – čilý a unavený (po 24h spánkové deprivaci). Získaná data byla vzájemně porovnána a vyhodnocena.

Provedená měření a dosažené výsledky prokázaly, že míra únavy může být poměrně spolehlivě hodnocena monitorováním zejména objemových respiračních nestacionarit, které se objevují v jinak ustáleném dechovém režimu sledovaných osob. Je ovšem třeba podotknout, že tento jev je zatížen značnou interindividuální variabilitou a je tedy třeba aplikovat vždy individuální přístup k vyhodnocení dat každého měřeného subjektu.

Výstupem práce je návrh parametru umožňujícího odhadnout nástup navozené senzomotorické únavy subjektů za definovaných podmínek monotónní hypokinetické zátěže několik jednotek až desítek minut předem, který byl provedeným experimentem současně úspěšně prověřen.

Klíčová slova

dýchání, respirace, nestacionarita, únava, hypokinetická zátěž, EEG, tracking task, spirometrie

Summary

The general topic of this work is to reveal the potential relationship between tiredness caused by hypokinetic monotonous loading and breathing. The aim was to determine if there are suitable respiratory parameters that would indicate this tiredness and, if so, then verify their validity for predicting the tiredness phenomena accompanying a huge range of everyday human activities.

The performed experiment was attended by five volunteers who absolved measurements of electrical activity of brain, of breathing and of chest volume changes. The course of the experiment and the behaviour of probands were recorded by a camera. In the first part of each measurement, a specified monotonous task (Task Tracking) was performed. The probands had to follow the target moving with pseudocausal direction and speed by the cursor on the monitor. This task currently reflected the level of reliability and quality of the performed activity. In the second part of measurement, the probands had just to relax and watch a movie. Both parts were measured in two conditions – alert and tired (after 24 hours of sleep deprivation) proband. The data were compared with each other and evaluated.

The measurements and the results showed that the rate of the tiredness can be fairly reliably assessed by monitoring of the volume respiratory nonstationarities that occur in an otherwise steady breathing of the measured subjects. It must be noted that this phenomenon is loaded with high interindividual variability and therefore it is always necessary to apply an individual approach to the evaluation of the measured data of each subject.

The main outcome of this work is to design a parameter usable to estimate the onset of induced sensorimotoric tiredness under defined monotonous hypokinetic loading conditions several units or tens of minutes in advance. The validity of this parameter was also successfully verified by the performed experiment.

Keywords

breathing, respiration, nonstationarity, tiredness, hypokinetic load, EEG, tracking task, spirometry

Obsah

Obsah.....	3
1. Úvod	7
2. Cíl práce	9
3. Teoretická východiska	10
3.1. Teoretické zdůvodnění práce	10
3.1.1. Mikrospánek.....	11
3.1.2. Bdělost.....	12
3.1.3. Pozornost.....	12
3.1.3.1. <i>Neurofyziologické mechanismy a projevy únavy</i>	12
3.1.4. Monotonie.....	13
3.1.4.1. Dělení monotonie	14
3.1.4.2. Fyziologické aspekty zvládnání monotonie	14
3.1.4.3. Výzkum monotonie	15
3.1.4.4. Aplikované prostředky pro vyrovnání se s monotonií.....	17
3.1.5. Senzomotorická únava a hypokinetická zátěž.....	18
3.1.6. Fyziologické řízení dýchání	19
3.2. Metody indikace snižování pozornosti a nástupu únavy	20
3.2.1. Dotazníkové metody	20
3.2.2. Výkonnostní hodnotící metody	21
3.2.2.1. Reakční doba	21
3.2.2.2. Tracking task.....	22
3.2.2.3. Psychomotorické testy	23
3.2.3. Monitoring fyziologických projevů.....	23
3.2.3.1. Elektroencefalografie (EEG).....	24
3.2.3.2. Elektrokardiografie (EKG)	26
3.2.3.3. Elektrodermální aktivita (EDA)	27

3.2.3.4.	Elektrookulografie (EOG).....	28
3.2.3.5.	Videorating.....	29
3.2.3.6.	Hodnocení dechu.....	29
3.2.3.6.1.	Vztah mezi dechem a elektrickou aktivitou mozku.....	29
3.2.3.6.2.	Hodnocení dechu využitím metod nelineární analýzy.....	31
3.2.3.6.3.	Dechová nestacionarita.....	32
4.	Hypotézy.....	34
5.	Experimentální část.....	35
5.1.	Výzkumný soubor.....	36
5.2.	Personální zabezpečení experimentu.....	36
5.3.	Měřicí protokol.....	37
5.4.	Přístrojové vybavení.....	40
5.4.1.	Tracking task.....	40
5.4.2.	Polygraf.....	42
5.4.3.	Spirometr.....	44
5.4.4.	Tenzometrické pásy.....	45
5.4.5.	Videokamera.....	45
5.4.6.	Uspořádání pracoviště a ostatní technické zázemí experimentu.....	46
6.	Zpracování dat.....	47
6.1.	Videozáznamy.....	47
6.2.	Tracking task.....	48
6.3.	Polygraf.....	52
6.4.	Spirometr.....	54
6.5.	Tenzometrické pásy.....	58
6.6.	Synchronizace záznamů.....	58
7.	Vyhodnocení dat.....	60
7.1.	Porovnání TT s videem.....	60

7.2.	Porovnání EEG s videem.....	61
7.3.	Výsledky vzájemného porovnání referenčních signálů	64
7.4.	Analýza dýchání.....	65
7.4.1.	Proband č. 1.....	65
7.4.1.1.	Unavený, TT.....	65
7.4.1.2.	Unavený, relaxace	66
7.4.1.3.	Čilý, TT	67
7.4.1.4.	Čilý, relaxace.....	68
7.4.1.5.	Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný).....	68
7.4.2.	Proband č. 2.....	69
7.4.2.1.	Unavený, TT.....	69
7.4.2.2.	Unavený, relaxace	70
7.4.2.3.	Čilý, TT	70
7.4.2.4.	Čilý, relaxace.....	71
7.4.2.5.	Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný).....	72
7.4.3.	Proband č. 3.....	73
7.4.3.1.	Unavený, TT.....	73
7.4.3.2.	Unavený, relaxace	73
7.4.3.3.	Čilý, TT	74
7.4.3.4.	Čilý, relaxace.....	75
7.4.3.5.	Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný).....	76
7.4.4.	Proband č. 4.....	76
7.4.4.1.	Unavený, TT.....	76
7.4.4.2.	Unavený, relaxace	77
7.4.4.3.	Čilý, TT	78
7.4.4.4.	Čilý, relaxace.....	78
7.4.4.5.	Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný).....	79

7.4.5.	Proband č. 5.....	80
7.4.5.1.	Unavený, TT.....	80
7.4.5.2.	Unavený, relaxace	80
7.4.5.3.	Čilý, TT	81
7.4.5.4.	Čilý, relaxace.....	82
7.4.5.5.	Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný).....	83
7.5.	Shrnutí výsledků	84
8.	Diskuse.....	86
8.1.	Spirometrie.....	86
8.2.	Tracking task.....	86
8.3.	Elektroencefalografie	87
8.4.	Kamerový záznam.....	88
8.5.	Synchronizace dat.....	88
8.6.	Vyhodnocení dat	88
9.	Závěr.....	89
10.	Literatura.....	90
11.	Přílohy.....	96
12.	Seznam zkratek.....	99
13.	Seznam tabulek	101
14.	Seznam obrázků	102

1. Úvod

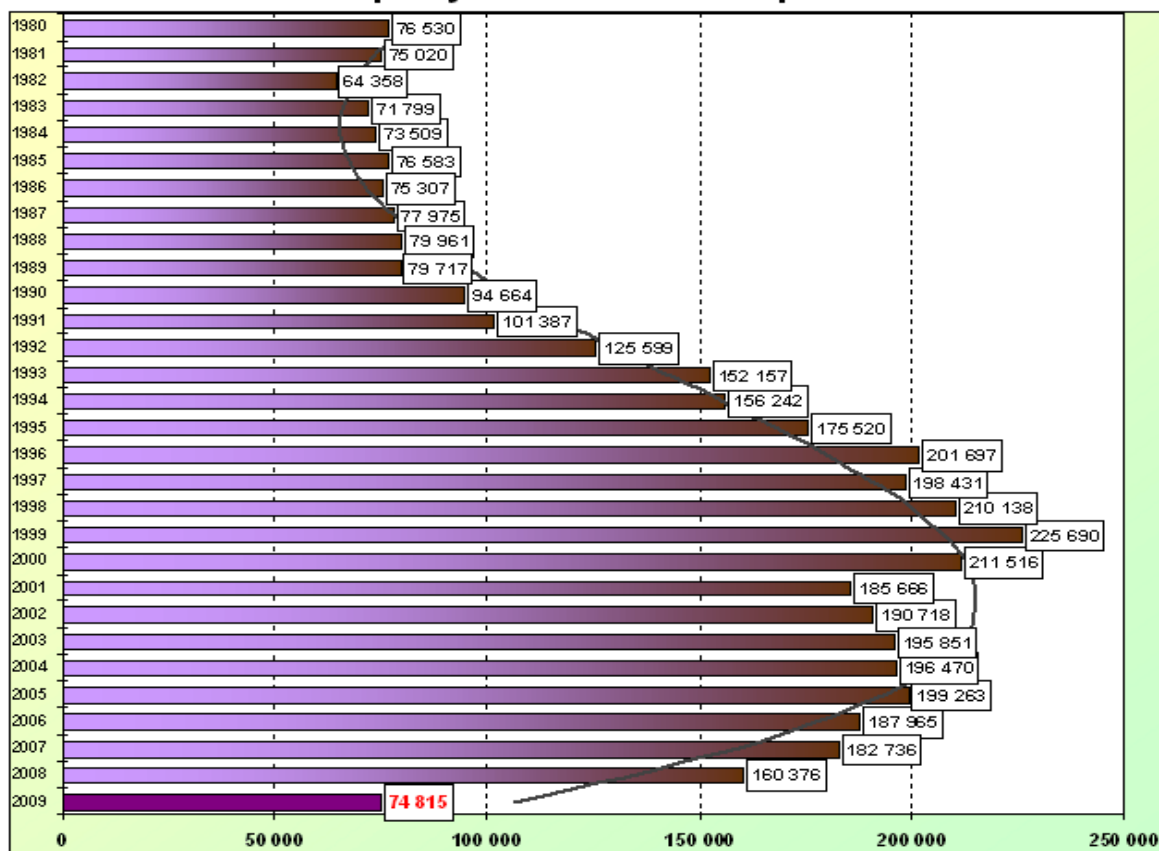
Předkládaná práce se dotýká v poslední době stále častěji diskutované otázky, kterou je monitorování únavy člověka. Tato vede ke snižování pracovního výkonu, či k poklesu spolehlivosti, ve smyslu zvýšení výskytu chyb v průběhu výkonu. Tyto chyby mohou mít významné důsledky jak v rovině osobní (ztráta 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 Benz, atd.). Většina z těchto systémů je založených na sledování chování řidiče, sledování očních pohybů apod., přičemž změny respiračních parametrů nebyly dosud široce zkoumány [61].

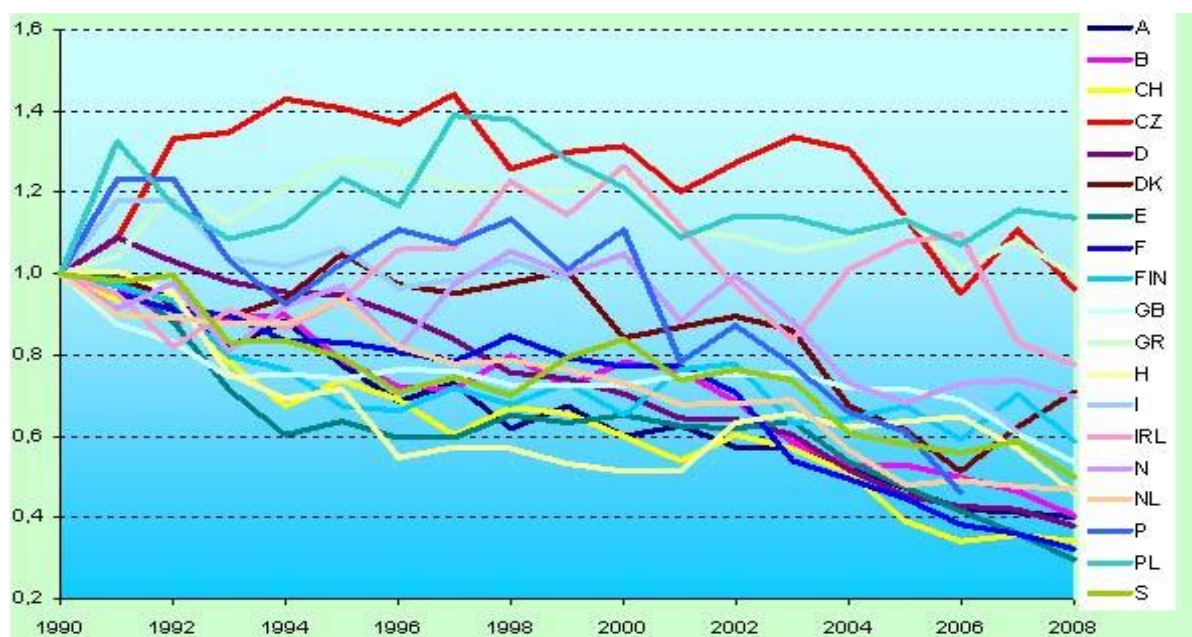
Zdůvodněním předkládané práce mohou být mimo jiné právě statistiky nehodovosti, ze kterých vyplývá, že vlivem ztráty pozornosti je způsobeno až 80% nehod, z toho pak cca 40% má na svědomí mikrosnání ([http://\[1\]](http://[1])). Zaměříme – li se blíže na statistiky nehodovosti v automobilovém průmyslu v České republice a pohlédneme na vývoj obecné nehodovosti na českých silnicích od roku 1980 do konce roku 2009 (obr. 1), vidíme, že celkový počet nehod byl nejvyšší v roce 1999 (celkem 225 690) a od té doby má tendenci klesat. Tento pokles do roku 2008 není tak markantní jak byl vzestup nehodovosti od roku 1989. Statistiky za rok 2010, za období leden – říjen ukazují, že Policie ČR za 10 měsíců tohoto roku šetřila celkem 61 928 nehod. Je důležité podotknout, že uvedená statistika může být ovlivněna faktem, že v letech 2001, 2006 a naposledy v roce 2009 se postupně zvyšoval finanční limit pro povinné hlášení nehody, který spolu se zavedením bonusového programu v systému povinného ručení může vést ke snížení počtu šetřených nehod.

Absolutní počty nehod v silničním provozu ČR



Obr. 1: Absolutní počty nehod v silničním provozu ČR
(převzato z [http:// \[2\]](http:// [2]))

Obr. 2 uvádí vývoj počtu smrtelných nehod v evropských zemích v letech 1990 až 2008.



Obr. 2: Vývoj počtu usmrcených účastníků v osobních automobilech v evropských zemích
(převzato z ([http:// \[3\]](http:// [3])))

Z průběhů je zřejmý celkový pokles počtu usmrcených a tento výsledek musí být jistě považován za pozitivní, nelze však opomenout ekonomické důsledky, kdy dochází k destrukci komplikovaných bezpečnostních systémů náročných na opravy, dále pak k nárůstu finanční náročnosti akutní a následné zdravotnické péče. Když např. v roce 2000 činily celkové ekonomické ztráty v důsledku dopravní nehodovosti v ČR 41 332 miliónů korun ([http:// \[4\]](#)), tak v roce 2006, i přes markantní pokles nehodovosti byla tato částka 48 259 miliónů korun ([http://\[5\]](#)).

Podobné statistiky lze nalézt i v jiných odvětvích lidských činností, především pracovních, kde se stávají základem pro úpravu vytížení pracovníků.

Nicméně systematický celosvětový výzkum zatím není organizován a chybí tedy standardizovaná terminologie a detekční i hodnotitelské metody.

2. Cíl 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:

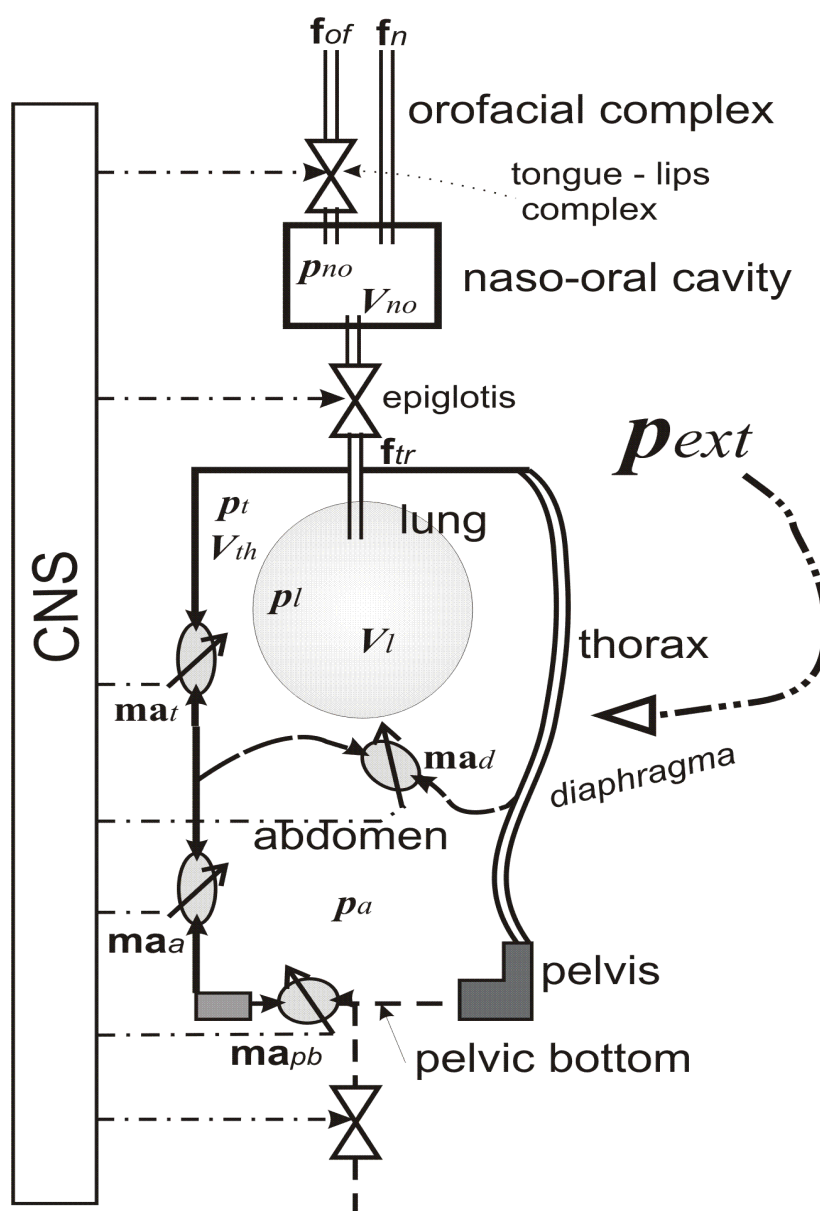
1. provedení rešerše dostupné literatury
2. stanovení konkrétních hypotéz
3. návrh a realizace potřebných experimentů
4. zpracování experimentálních dat
5. interpretace výsledků
6. formulování závěrů

3. Teoretická východiska

Následující kapitoly jsou věnovány teoretickému zdůvodnění práce a vytvoření kvalitního informačního základu, jako východiska pro vlastní následnou experimentální činnost.

3.1. Teoretické zdůvodnění práce

Charakter respirace je výsledkem současného působení mnoha vlivů a vzájemného působení jednotlivých subsystémů dle obr. 3.



Obr. 3: 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), ovlivňovány 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 hypokinetické zátěži lze chápat jako otázku vzájemných vztahů jednotlivých subsystémů, kdy se zevní vlivy výrazně nemění a jejich vliv tak zůstává víceméně konstantní. Aktivní prvky (svaly břicha, bránice, mezižeberní 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.

3.1.1. Mikrospánek

V literatuře můžeme najít množství zcela různých popisů mikro-spánku jako zvláštního stavu člověka.

Může být např. charakterizován jako stav organismu, ve kterém jsou oči zavřené a bdělost se blíží nule [1].

Jiné zdroje [34, 28, 29, 19] rozumí pod pojmem mikro-spánek stav člověka, při kterém bdělost klesá pod určitý limit (hranici).

Současně existují další definice, které se pohybují mezi uvedenými dvěma.

Pro účely této práce je využita definice Nováka:

“Mikrospánek je takový stav lidského organismu, ve kterém je mentální bdělost výrazně snižená a pozornost lidského operátora řídicího libovolný umělý systém klesá po určitou dobu pod daný limit, specifický pro ten který případ jeho interakce s umělým systémem” [21].

Tato definice se zřejmě blíží druhému z výše uvedených pojetí a ponechává stranou otázku otevřených, nebo zavřených očí.

Uvedená definice pracuje s dalšími pojmy, které je třeba rovněž definovat, aby nedocházelo k nejednoznačným výkladům a rozdílnému chápání sdělených informací.

3.1.2. **Bdělost**

Bdělost (vigilance) je pro potřeby této práce charakterizována opět definicí Nováka:

“Bdělost je takový stav mozku, ve kterém je většina jeho mentálních funkcí prováděna správně a včas a kdy signály z jeho smyslových receptorů jsou přijaty bez zkreslení, bez zpoždění a jsou správně vyhodnoceny.” [60].

Ve stavu bdělosti je schopen lidský operátor reagovat na všechny přijímané nadprahové signály.

3.1.3. **Pozornost**

Pozornost je pro potřeby této práce definována dle Svobody jako

“schopnost jedince udržet soustředění po delší časový úsek za účelem reagovat na kritické signály nebo změny v informacích nebo podnětech” [88].

V jistém smyslu může tedy být pozornost uvažována jako speciální případ bdělosti. kdy je operátor obvykle koncentrován pouze na sledovanou skupinu přijímaných signálů, které jsou dominantní pro vykonávané činnosti a je schopen ovlivňovat libovolný umělý systém, být jím zpětně ovlivňován a zároveň jej dostatečně přesně a spolehlivě řídit. Ve stavu pozornosti může být citlivost operátora k ostatním, nedominantním (sekundárním) signálům snížena.

Zvýšení úsilí ve snaze udržet pozornost a výkon při trvalé duševní práci pak vede k fyziologické reakci - únavě označované v literatuře také jako ospalost nebo spavost.

3.1.3.1. **Neurofyziologické mechanismy a projevy únavy**

Rozbor dostupné literatury naznačuje, že až dosud nejsou zcela objasněné mechanismy udržení a poklesu pozornosti lidského subjektu, jeho únavy a postupného přechodu do spánku. Lze soudit, že při procesu udržování pozornosti se v lidském mozku významně uplatňují signálové oscilace, probíhající neustále mezi neurony cortexu (kůra mozková) a thalamem. Thalamo-cortikální signály mají složitý vnitřní synchronismus, který se liší podle úrovně bdělosti a pozornosti. Při přechodu do spánku i při něm v tomto synchronismu dochází ke změnám. Neurologové soudí, že při poklesu pozornosti se tento

synchronismus zjednodušuje. Thalamo-cortikální oscilace signálů však probíhají neustále, za bdění i ve spánku a to po celou dobu života lidského subjektu. Navenek se projevují složitým elektromagnetickým polem, vyzařovaným z mozku. To se na povrch hlavy promítá jednak elektrickým potenciálem, který je ovšem místně i časově značně proměnný. Zatímco na povrchu svazků axonů spojujících neurony cortexu s neurony thalamu dosahují po nich se šířící impulsy amplitudy asi 70 mV, na povrch hlavy se elektrické pole jimi vytvořené promítá s útlumem přes 60 dB a tam je taky neinvazivně snímáno jako signál EEG.

3.1.4. Monotonie

Monotonie je v kontextu řešené problematiky popisována jako činnost, při které je jedinec vystaven charakteristickým opakujícím se podnětům a její dlouhodobé působení vede ke snížení bdělosti a souvisejícího pracovního výkonu [36]

Berger tvrdí, že ve skutečnosti však dochází spíše k rychlé adaptaci na monotónní úlohu, k nástupu „nudy“, ospalosti nebo ke ztrátě zájmu o prováděný úkol [5].

Psychologické výzkumy kvalifikují monotónnost jako ryze exogenní faktor. To znamená, že monotónní úkol není spojený s mentálním stavem jednotlivce [6]. V důsledku toho může být monotonie definována jako úloha prováděna za podmínek nízkého mentálního nároku na operátora a za podmínek malé variability prováděné činnosti.

Nařízení vlády 523/2002 Sb. [58] definuje monotonii jako pracovní činnost, pro níž je charakteristické opakování stále stejných úkonů, pohybových či, úkolových s omezenou možností zásahu zaměstnance do průběhu této činnosti. V § 10 odst. 2. tohoto nařízení je taxativně dán i systém pracovních přestávek k zabránění monotonie. Výklad faktoru monotonie v příloze 7 (část B) rozlišuje pohybovou (malý počet úkonů) a úkolovou monotonii (malá proměnlivost úkolů) a určuje pro zařazení fixní kritéria - kombinaci trvání a počtu opakovaných operací.

Definici monotonie z ergonomického hlediska podala Hrubá. Monotónní označuje takovou činnost, která je *“charakterizovaná jednoduchými, rytmickými, stereotypně se opakujícími pohyby.”* Pracovní operace jsou krátkodobé, pozornost pracovníka je soustředěna na úzký a stále stejný rozsah a jednostranně je zatěžován některý smyslový orgán [35].

3.1.4.1. Dělení monotonie

Z hlediska práce jako stresoru rozeznáváme tyto druhy monotonie:

1. Repetitivní práce u pásu
 - operace se opakují se stejnou sekvencí, je vnucené tempo práce, které pracovník nemůže ovlivnit
2. Manuální činnosti s jednoduchými úkony v operaci, vkládání dat, obsluha automatů
 - jde o krátké, opakované úkony, kdy si pracovník může do jisté míry sám určit tempo
3. Monitorování - sledování signálů, které se mohou objevovat v delších nepravidelných intervalech
 - např. v kontrolních centrech (tzv. vigilanční úlohy s nutností bdělosti)
4. Řízení dopravních prostředků
5. Sledování chyb ve výrobcích

Podle Gilbertové je pro zjišťování vlivu monotonie důležité rozlišit tzv. monotónní situace a monotónní operace. Z tohoto pohledu lze první dvě z výše uvedených činností, které vykazují malou variabilitu úkonů a jejichž základním principem jsou pohybové stereotypy, klasifikovat jako monotónní operace. Ostatní tři pak patří spíše k monotónním situacím, které jsou typicky chudé na počet podnětů, resp. informací s nepravidelným rozložením signálu [25].

3.1.4.2. Fyziologické aspekty zvládnání monotonie

V průběhu činností, které vyžadují pozornost operátora (řízení dopravního prostředku, nebo stroje) dochází díky monotonii k postupnému poklesu pozornosti. Bdělost a teorie habituace (návyku - adaptace) se navzájem doplňují při vysvětlování dopadů monotonie na pozornost jedince, když tvrdí, že opakované podněty vyvolávají vznik návyku (habituace) doprovázeného snížením bdělosti, která vede k poklesu výkonu. Z hlediska teorie zpracování informací, je tento pokles důsledkem posunu směrem k automatickému režimu zpracování informací [74].

Pracovník vystavený monotonii zaujímá většinou neměnnou pracovní polohu, převažuje statické zatížení s nízkým energetickým výdejem. Gilbertova a Matoušek zdůraznili ve svých přehledových pracích o monotonii nejen obsah činnosti, ale také její dopad na nervový systém člověka. Monotonii označují jako stav snížené aktivační úrovně CNS v důsledku stále stejných a opakujících se jevů v podnětovém poli, na který je nutno reagovat striktně určeným algoritmem pohybů, či jiných úkonů [24, 25, 54].

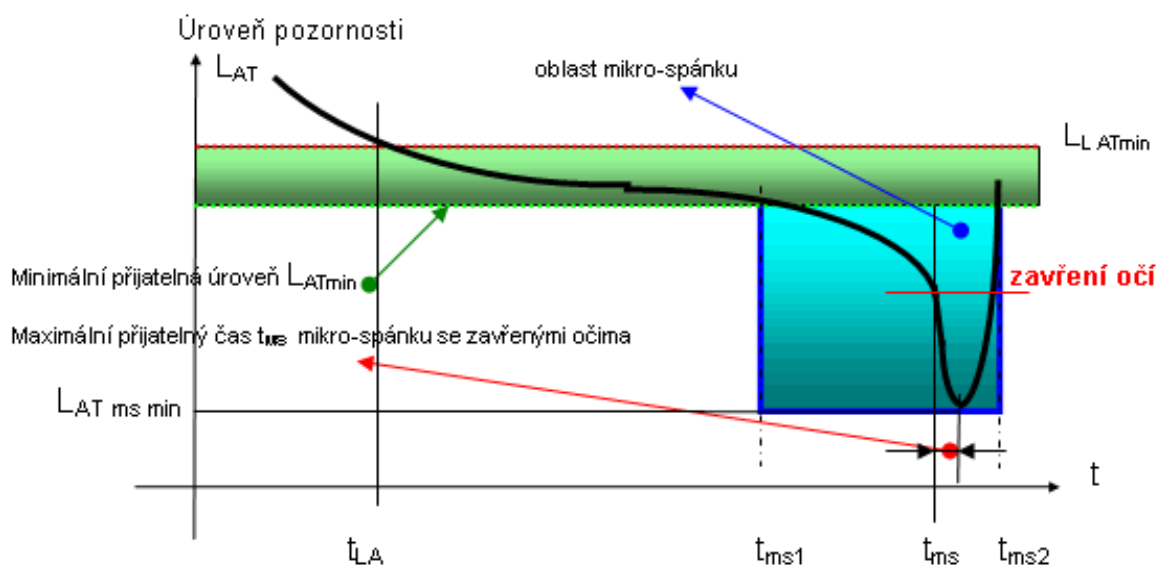
V automobilizmu monotónnost a únava způsobují nehody vyznačující zvýšenou četností v průběhu noci (22:00-6:00am), nebo odpoledne (02:00-16:00). Lze uvažovat o souvislosti s cirkadiálním rytmem spánku, který osciluje v průběhu dne a v těchto časech generuje útlum [61]. Dopravní nehody související s monotonií se nejčastěji podle statistik vyskytují na dálnicích a komunikacích 1. třídy (<https://> [1]). Již třicet minut jednotvárné jízdy [61] dokáže vyvolat únavu během jízdy. Existují ale i studie, které toto tvrzení nepotvrzují, resp. udávají mnohem delší časový interval, potřebný k narušení a snížení pracovního výkonu [78]. To je v rozporu s teorií ryze exogenního vlivu monotonie na jedince [18] a dává prostor pro diskuzi o vysoké interindividuální variabilitě. Jak uvádí Dočkalová, různí jedinci mohou reagovat na jednotvárnou, opakující se činnost negativně, neutrálně, ale i pozitivně. Rozhodující je přitom jejich individuální schopnost monotonii zvládat [15].

3.1.4.3. Výzkum monotonie

Patrně z důvodu mimořádného společensko-ekonomického významu, zřejmě především kvůli stále rostoucímu počtu vozidel ve spojení se značnou mírou nejistoty plynoucí z významné role lidského faktoru, je v dostupné literatuře zdaleka největší prostor v oblasti výzkumu monotonie věnován problematice řízení automobilu.

Jak již bylo výše řečeno, řízení automobilu patří mezi monotónní operace se všemi zmíněnými fyziologickými důsledky. Řízení způsobuje únavu vedoucí k poruchám spolehlivosti řidičů bez ohledu na jejich stav před usednutím za volant [62]. Monotonie u řidičů vyvolává nástup mikro-spánku, který je, podobně jako spánek, velmi složitým neurofyziologickým jevem. Při širším pojetí problematiky detekce, analýzy, predikce mikro-spánků a jejich prevence je hlubší poznání jejich podstaty a mechanismů nezbytné [15].

Situaci průběhu nástupu mikro-spánku lze schematicky znázornit podle obr. 4, kde t je čas a L_{AT} vyjadřuje „úroveň pozornosti“ (z anglického "Level of Attention").



Obr. 4: Schematický průběh poklesu pozornosti a nástupu mikro-spánku (převzato z [60])

V závislosti na intenzitě poklesu pozornosti L_{AT} mohou zde být rozlišeny následující dva základní stavy [60].

1. Lehký pokles pozornosti (mikrospánek s otevřenými očima; zeleně označená oblast)
2. Hluboký pokles pozornosti (mikrospánek se zavřenými očima; modře označená oblast)

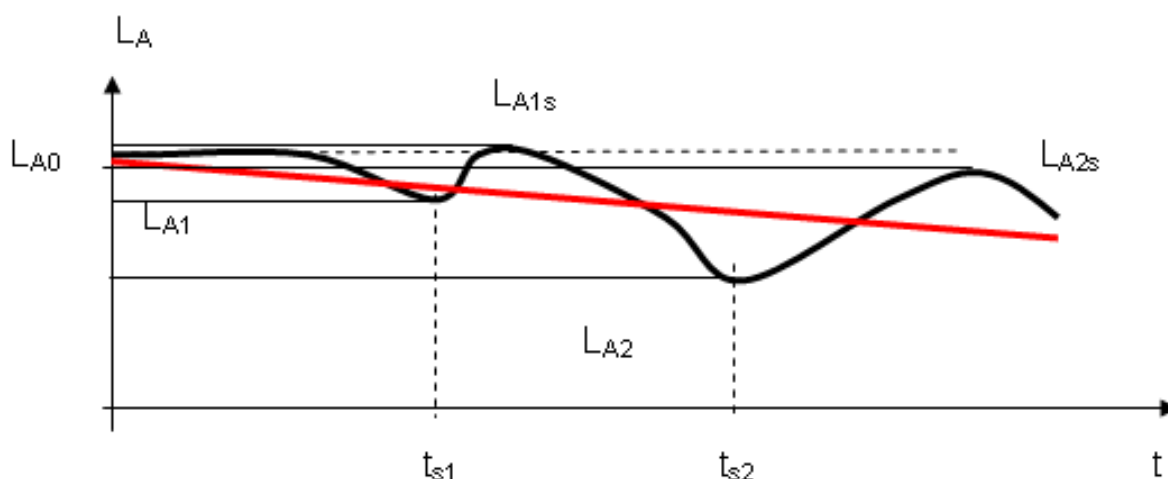
V oblasti lehkého poklesu pozornosti, které může trvat poměrně dlouho - mezi časem t_{LA} a časem t_{ms1} - se již začínají projevovat některé negativní důsledky únavy operátora, zejména prodloužení jeho reakční doby a zvýšení pravděpodobnosti chybné reakce. V medicínské terminologii se toto období označuje jako stav "relaxace" (operátor zde počíná podvědomě odpočívat). Rovněž zorný úhel, ve kterém je schopen dobře vnímat sledovanou scénu se zmenšuje. Lze soudit, že jisté změny mohou nastat i v jeho schopnosti reagovat na akustické stimuly.

Pokud úroveň pozornosti operátora poklesne až pod hranici L_{ATmin} , mluvíme o stavu usínání, tzv. "somniale". Zde již operátor není schopen pracovat se 100% spolehlivostí. Po tomto období nastává mikro-spánek se zavřenými očima, kdy úroveň pozornosti prudce poklesne až na zbytkovou hodnotu $L_{ATmsmin}$. Zde operátor nereaguje na běžné podněty a tedy jeho reakční doba RT (z anglického reaction time) teoreticky roste nade všechny meze. Možnost jeho kontroly a ovládání vozu (obecně systému) je minimální. Nicméně pokud shodou okolností nedojde k havárii, může podvědomě a automaticky vykonávat některé základní kontrolní funkce (např. zkušený řidič dokáže i za tohoto stavu udržet vozidlo na vozovce v přímém směru).

Mikrospánek s otevřenými očima je obvykle předzvěstí mikrospánku s očima zavřenými. Tento druh mikrospánku je částečně podobný normální (běžné) REM fázi skutečného nočního spánku, přestože na rozdíl od něho trvá zpravidla pouze velice krátkou dobu (obvykle maximálně několik sekund). Intenzita mikrospánků je v obr. 4 vyjádřena stínem ve vyznačených barevných polích.

3.1.4.4. Aplikované prostředky pro vyrovnání se s monotonií

Na obr. 4 v předchozí kapitole má naznačený průběh poklesu pozornosti zcela monotónní charakter. To však je velmi silně zjednodušená modelová situace. Ve skutečnosti je tomu tak v laboratoři (i to ne vždy) a v praxi téměř nikdy. Do reálných průběhů poklesu pozornosti operátora v čase zasahují různé stimuly, které mohou jeho pozornost víceméně náhodně ovlivnit a mnohdy krátkodobě zvýšit. Celý děj pak může mít charakter, jaký je naznačen např. v obr. 5.



Obr. 5: Příklad reálné časové závislosti průběhu pozornosti operátora (převzato z [60])

Červená čára představující střední hodnoty průběhu pozornosti operátora má sice klesající tendenci, vnější stimuly, které působí na operátora v čase t_{s1} a t_{s2} jeho pozornost však dočasně zvyšují. V prvním případě krátkodobě a poměrně málo - oproti hodnotě L_{A1} , kdy stimul počal působit pouze na hodnotu L_{A1s} , která však je dokonce o něco vyšší než výchozí hodnota L_{A0} - zatím co v druhém případě, který nastal v čase t_{s2} byl nárůst pozornosti poměrně pomalý, avšak její relativní zvýšení z aktuální hodnoty L_{A2} na hodnotu L_{A2s} bylo mnohem větší.

Když se řidič cítí unavený, snaží se vyrovnat se s touto situací různými prostředky, např. poslech rádia, otevření okna, mluvení se spolucestujícím, zpěv, protažení se, prodýchnutí, snížení okolní teploty, pití apod. [61].

V případě jednoduché (monotónní) situace, je možná aplikace i jiných protiopatření, které povedou ke zvýšení pozornosti tím, že se přidá do činnosti další úkol, aniž by odváděl pozornost řidiče od úkolu primárního. Při určité mezi náročnosti úkolu však již nemůže dále docházet k navýšení dalších činností bez toho, aby řidičova schopnost zvládat vysoké požadavky nebyla zhoršena. Dalším nedostatkem vyrovnáváním se s ospalostí způsobem „dalšího úkolu“ je fakt, že je efektivní, zejména pokud jde o snižování ospalosti jen v daném okamžiku. Jakmile se sekundární činnost zastaví, její účinky zmizí. Příkladem takového plošně aplikovaného opatření může být fakt, že významné dálkové komunikace jsou úmyslně projektované se zdánlivě zbytečnými zatačkami. To by údajně mělo zvyšovat náročnost řízení úkolů a mohlo tak pomoci předcházet únavě [62].

Nejčastější protiopatření, jako jsou "spánek a odpočinek" jsou velice účinné na únavu vzniklou dlouhodobým bděním, nebo spánkovou deprivací. Jejich účinek na řešení ztráty pozornosti je však mizivý. Důvodem je zřejmě jiný mechanismus vzniku takové únavy, která se v literatuře vyskytuje pod označením „senzomotorická“.

3.1.5. Senzomotorická únava a hypokinetická zátěž

O únavě lze v zásadě hovořit jako o fyziologické reakci organismu na nějaké vnější (práce, pohyb apod.) ale i vnitřní (např. nemoc) zatížení.

Z hlediska příčin pak lze definovat tzv. **motorickou únavu** vzniklou v souvislosti se zatížením pohybového aparátu. Dle způsobu zatěžování ji můžeme dále rozdělit na dynamickou, statickou a polohovou [42].

Další možnou příčinou je zátěž psychická, která vede k **únavě senzorní**, mentální a emoční.

Kombinací uvedených příčin pak lze definovat řadu různých možností. Monotónní činnosti bývají spojené s hypokinetickou zátěží. Tu chápeme prakticky jako zmíněnou zátěž polohovou spojenou s omezením možnosti pohybu somatického orgánu, který je běžně popisován jako systém tvořený muskuloskeletálním aparátem (svaly, kosti, klouby, vazy...),

neuromuskulárním řídicím systémem, neuroendokrinním systémem, energetickým metabolismem a transportním systémem (oběhový a dýchací systém, metabolismus vody a minerálů aj.). Omezením uvedených složek dochází k motorické deprivaci, která je dále doprovázená omezením informačních vstupů ze sensorů (proprioceptory a exteroceptory), tedy senzoričkou deprivací. Uvedené mechanismy lze považovat za hlavní příčiny tzv. **senzomotorické únavy**.

Z neurofyziologického hlediska jsou příčiny senzomotorické únavy spatřovány ve střídání nadprahového a podprahového dráždění receptorů, kdy dochází k jejich adaptaci na dané podněty doprovázené snížením jejich dráždivosti. Další fází pak může být i porucha synaptického přenosu, nebo postupné převažování inhibičních synapsí nad excitačními.

Praktickým projevem popisované únavy v oblasti silničních a dopravních situací je podle Browna postupná „nechut“ až neschopnost pokračovat v plnění úkolu a pozvolné stažení pozornosti [7].

3.1.6. Fyziologické řízení dýchání

Dýchání je řízeno centrálním nervovým systémem (CNS) a vykonáváno pomocí dýchacích svalů inervovaných z krční a hrudní páteře. Jejich střídavá činnost je daná regulací z prodloužené míchy, kde se nacházejí inspirační a expirační neurony, jejichž činnost je řízena řadou faktorů (hormony, svalová činnost, kýčání, kašel, zívání, polykání, spánek, zpěv, řeč, teplota krve), které ovlivňují pH vnitřního prostředí. To je dáno zejména parciálními tlaky O_2 a CO_2 v krvi a likvoru a jeho regulace funguje na principu zpětné vazby.

Periferní chemoreceptory v oblouku aorty a karotidě (krkavici) detekují tlak O_2 . Při jeho poklesu pod aktuálně nastavenou hranici, je dýchání stimulováno s cílem tlak O_2 opět zvýšit. Vzestup tlaku CO_2 (a pokles pH) v krvi má podobně stimulační efekt.

Pokles tlaku O_2 může být dán např. snížením svalové práce, kdy se nemůže vydýchat nahromaděný CO_2 , dále pak ischemií (snížení prokrvení určité tkáně), poklesem O_2 v okolí (vydýchaný vzduch), nebo při mělkém dýchání atd. [79].

3.2. Metody indikace snižování pozornosti a nástupu únavy

Otázkou, jak zaznamenávat a vyhodnocovat nástup, výskyt, nebo průběh únavy se zabývá řada výzkumných týmů a v současné době existuje nespočet přístupů pro pozorování a hodnocení těchto jevů. Následující text přináší systematické rozdělení nejčastěji a v nejširší míře používaných metod řazených chronologicky od nejstarších po nejnovější.

3.2.1. Dotazníkové metody

Historicky nejstarší jsou pro hodnocení subjektivního vnímání bdělosti dotazníkové metody, které jsou zpravidla založené na využití stupnic hodnotících míru ospalosti apod. Tyto dotazníky rovněž umožňují získat informace o únavě z hlediska jejího působení na subjekt. Jedná se tedy o ty faktory, které subjekt vnímá jako únavné, resp. naopak jako povzbudivé.

Příkladem může být tzv. „škála ospalosti podle Karolínské“, která je ukazatelem subjektivně vnímané míry bdělosti, resp. ospalosti. Tuto škálu používá AWAKE projekt [4] zaměřený na výzkum a vývoj metodiky pro monitorování únavy řidičů posledních 10 minut bdělosti před výskytem mikrosnánku.

Únavě často předchází pocit nepohodlí, nutnost změny polohy – tzv. diskomfort [2]. Právě na hodnocení tohoto projevu je založena řada dotazníků, je však nezbytné podotknout, že se jedná o nepřímé hodnocení sledovaného jevu.

Obecně je zásadním limitem těchto metod také fakt, že nezachytí přechodová stádia pocitů (momenty, kdy se diskomfort mění v únavu, únavu v usínání a usínání ve spánek), protože ta jsou subjekty vnímána podvědomě. Dokladem tohoto tvrzení je nekonzistence výsledků těchto metod s výsledky záznamů fyziologické odezvy subjektu [3].

Metodou hodnocení dotazníkových testů je nejčastěji statistická analýza.

3.2.2. Výkonnostní hodnotící metody

Výkonnostní hodnotící metody využívají skutečnosti, že nástup únavy je doprovázen poklesem spolehlivosti a tedy výkonu subjektu při provádění daného úkolu. Stejně jako v případě dotazníků hodnotících míru diskomfortu, se i zde jedná o nepřímé metody.

3.2.2.1. Reakční doba

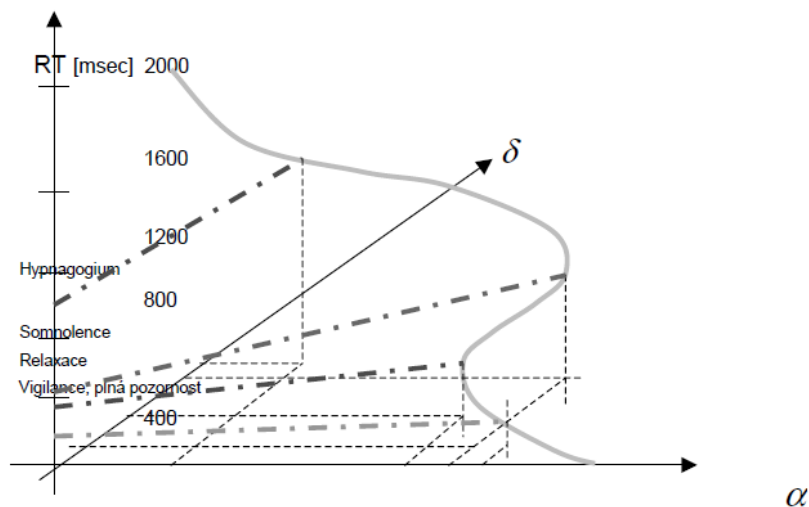
Reakční doba se ukazuje jako prakticky nejjednodušší a současně jako jedna z nejspolehlivějších veličin použitelných pro objektivní hodnocení míry koncentrace a tedy únavy subjektu.

Vztahem reakční doby v souvislosti s únavou se zabývala a zabývá řada autorů a v současné době je tak k dispozici spousta úloh a testů od jednoduchých po velice komplexní, které stanovují okamžitou reakční dobu a/nebo mapují její vývoj v průběhu výkonu dané činnosti.

Novák, Faber, Tichý a kol. [60] hodnotili reakci probanda na zvukový signál. Úroveň pozornosti klasifikovali prostřednictvím délky trvání odpovědi na stimul:

- 200 – 400 ms: plná pozornost (vigilance)
- 400 – 600 ms: uvolnění s nastupující únavou (relaxace)
- 600 – 800 ms: ospalost (somnia)
- nad 800 ms: usínání, mikrospánek (hypnagogium)

Současně popsali vztah těchto časů s komponentou *alfa* a *delta* v EEG signálu (obr. 6).



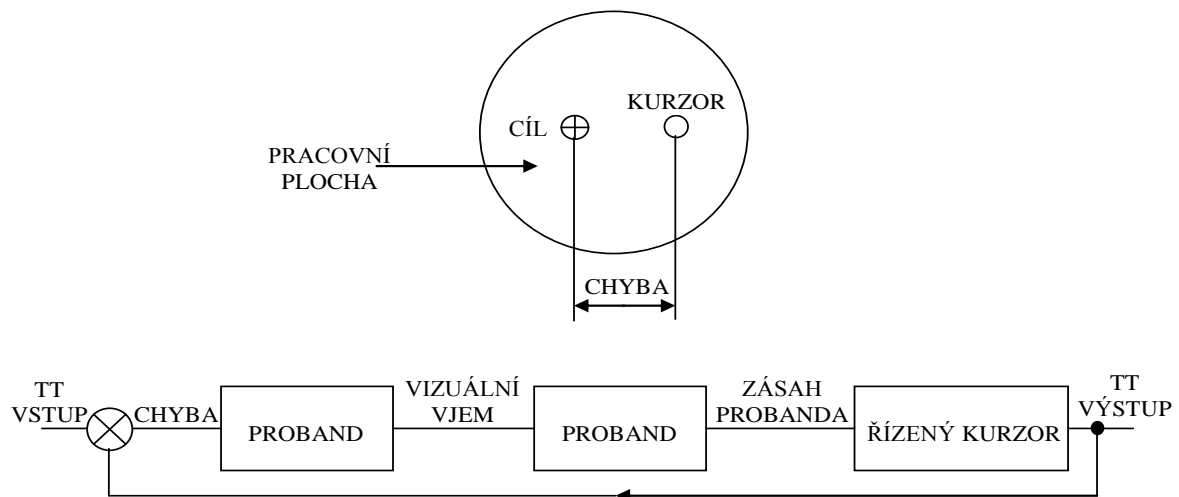
Obr. 6: Problémy spolehlivosti interakce řidiče (pilota) a dopravního systému (převzato z [60])

Z grafu je vidět, že v hodnocení EEG signálu je pro stanovení stavu subjektu z hlediska bdělosti nezbytné sledovat obě zmíněné komponenty (frekvence), mezi kterými existuje zjevný vztah. Šedivá křivka zobrazuje souvislost reakční doby s komponentou *alfa* s tím, že parametrem grafu je hodnota komponenty *delta*. Lze soudit, že subjekt může jednotlivými stavy procházet na různých hodnotách zmíněných komponent a klasifikace vychází z jejich vzájemné velikosti (blíže kap. 3.2.3.1).

3.2.2.2. Tracking task

Patrně nejčastěji používaným způsobem hodnocení pracovního výkonu jako indikátoru únavy je hodnocení úspěšnosti při provádění definovaného úkolu [94]. 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. Typickým představitelem tohoto souboru úloh je sledování na obrazovce se pohybujícího terčík kursorem, který je ovládán probandem pomocí daného hardwaru.

Názorně je princip TT prezentován na obr. 7, ze kterého je rovněž zřejmé, že hodnocenými veličinami může být nejen reakční doba na změnu polohy terčíku (cíle), ale rovněž např. chyba, se kterou proband pohyb cíle kopíruje apod. [12].



Obr. 7: Schéma procesu TT (převzato z [12])

Řada autorů [68, 55, 30, 92, 11] potvrzuje pomocí TT vliv alkoholu na výrazné snížení reakčních schopností operátora (řidiče). Z tohoto pohledu lze oprávněně usoudit, že TT úloha, ačkoli opět nepřímá metoda, může být spolehlivým indikátorem ztráty koncentrace (a tedy nastupující únavy).

Grillingerová ve své studii o TT uvádí, že v prvotní fázi nácviku je chybovost velká a navíc vykazuje poměrně velkou interindividuální variabilitu. Cca po 45 minutách dochází k adaptaci na úkol a až teprve po více než hodině lze mluvit o zachycení chybovosti následkem ztráty pozornosti, pokud k ní nedošlo již ve fázi adaptace na úkol. Tento závěr je závažným protiargumentem a z hlediska využitelnosti TT pro sledování únavy, bude patrně zásadní, dobu nutnou ke zvládnutí úlohy omezit na minimum. Dále dodává, že TT úlohy nejsou schopny dostatečně spolehlivě zachytit přechodové stádia mezi bdělostí a spánkem. Nelze je tedy bezpečně použít pro predikci těchto stavů a prozatím se tak jeví pouze jako vhodné indikátory únavy [27].

Nejčastěji používané metody pro hodnocení dat získaných z TT jsou statistická a/nebo frekvenční analýza.

3.2.2.3. Psychomotorické testy

Další významnou skupinou prostředků, které se zabývají hodnocením různých schopností testovaných subjektů a které jsou použitelné i pro monitoring únavy, jsou tzv. psychomotorické testy.

Limitací těchto testů je fakt, že stimuly jsou reprezentovány v náhodném čase a tak nejsou spolehlivé v každém okamžiku (rozptýlené vzorkování). Další nevýhodou psychomotorických testů je, že vedle motorického úkolu, např. zmáčknutí tlačítka po změně směru terčíku, nebo po zaznění zvukového signálu, vzniká i potřeba psychické výkonnosti a tak se vytvoří sekundární úkol, který musí subjekt provést. Tím dojde ke zvýšení úrovně mozkové činnosti, co může dočasně maskovat případné příznaky únavy [26].

Výstupy testů jsou nejčastěji hodnocené metodami statistické analýzy.

3.2.3. Monitoring fyziologických projevů

Monitorování fyziologických projevů únavy prezentované ztrátou koncentrace při vykonávání zadaného či svěřeného úkolu, je založeno na hodnocení změn fyziologických parametrů a projevů činnosti vybraných subsystémů lidského organismu. Nejvýraznější změny parametrů jsou měřitelné v elektromagnetické aktivitě mozku, srdce a svalů, či změnách vodivosti kůže. Významným, dobře měřitelným projevem, je např. pohyb očí nebo změny chování subjektu.

3.2.3.1. Elektroencefalografie (EEG)

EEG je metoda, která umožňuje kvantitativní měření elektrické aktivity (rytmická oscilace v napětí) ve sledované oblasti mozku v místě přiložených elektrod na povrchu lebky.

Mozkové činnosti vytváří vlny v pásmu frekvencí v rozmezí 0 až 100 Hz, ale pouze frekvence 0 až 30 Hz jsou vhodné k hodnocení bdělosti [16]. Jde o rozmezí, které je rozděleno do čtyř základních frekvenčních pásem [21]:

- Alfa: 8 - 13 Hz
- Beta: 14,0 - 30,0 Hz
- Delta: 0,5 - 3,5 Hz
- Theta: 4 - 7 Hz

Výkonnosti během monotónního úkolu s nutností trvalé pozornosti souvisí se změnami ve spektru energie EEG ve více frekvencích. Tento vztah vykazuje poměrně vysokou interindividuální variabilitu. To znamená, že je poměrně variabilní mezi jednotlivými subjekty, ale intraindividuální variabilita je poměrně nízká [40].

Výzkumný tým Katedry informatiky a výpočetní techniky FAV ZČU [31], ve spolupráci s Fakultou dopravní ČVUT v Praze se rovněž jako jeden z mnoha týmů zabývá problematikou „*predikce mikrosnánku*“ na základě analýzy EEG signálu ve snaze objektivizovat krátkodobé snížení pozornosti. Předmětem výzkumu je mimo jiné zachycení a kvantifikace tzv. přechodových stavů vědomí. Pro vyjádření míry pozornosti je použita klasifikace podle reakční doby na akustický stimul (kap. 3.2.2.1) a definovaná tak klasifikace usínání. Informaci o snížené vigilitě získávali autoři syntézou dat z obou zdrojů, tedy komparací křivky EEG se záznamem s reakčních časů. Jelikož pro přechodová stadia je charakteristická rozdílná elektrická aktivita, a vysoká interindividuální variabilita, zavedli způsob jak hodnotit změnu stavu (přechodové stádium) poměry jednotlivých frekvencí (kap. 3.2.2.1). Je-li koeficient mozkových frekvencí alfa/delta > 1 , definují tento stav jako *vigilitu* (bdění). Je-li tento koeficient < 1 , jde o tzv. *hypnagogium* (usínání). Dále pak určili rozdíly a způsob hodnocení mezi *mentací* (myšlenková činnost, soustředění se) a *somnolencí* (ospalostí) prostřednictvím hodnocení EEG signálu - alfa, delta a theta aktivity a jejich vzájemných poměrů. Dle jejich závěrů ale 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 *vigilitu* (pozornost), *relaxaci* (nastupující únavu), *hypnagogium* (usínání) a *mentací* (myšlenkovou činnost, soustředění se) a ze získaných dat nastavit a vypočítat stanovené parametry individuálně [32].

Gála a Mohylová se zaměřili na interpretaci EEG signálu pro detekci spánkového stavu u spících dětí a na počítačové zpracování dat. Zvolili metodu „*clusterové analýzy*“ a využití *neuronových sítí*. EEG signál považovali za stochastický a nestacionární. Jako parametry použili průměrnou amplitudu EEG signálu, její variabilitu a průměrnou frekvenci signálu. Díky clusterové analýze pak vytvořili pěti-stupňovou klasifikaci ve snaze klasifikovat spánkové stavy. Následně pak sestavili program „Slep EEG analyser“, který byl schopen rozlišit ale pouze dva stavy (bdělý a Non REM spánek). Ostatní stavy se nepodařilo spolehlivě rozlišit [22].

Matoušek zpracoval studii s cílem charakterizovat přechodové stavy mezi bdělým stavem a povrchním spánkem u psychiatrických pacientů. Data získané z EEG byla zpracovávána pomocí spektrální a regresní analýzy. Jako ukazatel bdělosti byla určena základní aktivita na frekvenci 8 - 12 Hz, která s klesající hladinou bdělosti postupně mizí. Výsledkem byl údaj o trendu, tj. o postupných změnách amplitudy v průběhu celého vyšetření. V této souvislosti se ukázal jako úspěšný postup, při kterém byli sledovány dynamické vlastnosti EEG signálu. Výpočet trendu umožnil sledovat změny mozkové aktivity v průběhu záznamu. Takto získaný ukazatel pak informoval o hladině bdělosti ve standardní vyšetřovací situaci. Nutno dodat, že šlo ale o vyšetření v trvání 5 min a nešlo zaručit plnou bdělost na začátku vyšetřování, protože u psychiatrických pacientů je častým projevem deprese, únavnost a výskyt spánkové aktivity v denní době [53]

Pro vyhodnocení rychlých únavových změn (v řádu min.), navrhl De Waard relativní energetické parametry $[(\text{alfa} + \text{theta}) / \text{beta}]$ jako indikátor aktivace úroveň řidiče. [13]

Bittner, Smrčka a Pavelka pro zachycení rychlých únavových změn zkoumaly chování šesti spektrálních indexů: alfa, beta, theta, ind1, ind2 a ind3. Parametry alfa, beta a theta byly vypočteny jako integrál energie odpovídající danému frekvenčnímu pásmu. Další tři parametry vycházeli z uvedených tří a jsou definovány takto: $\text{ind1} = (\text{alfa} + \text{theta})/\text{beta}$, $\text{ind2} = \text{alfa}/\text{beta}$ a $\text{ind3} = \text{theta}/\text{beta}$. Pro hodnocení krátkodobých změn neprokázaly významný rozdíl mezi testovanými indexy, protože informace o únavě je rozložena do širokého spektra frekvencí [6]. Ukázalo se, (stejně jako udává i Hoffmann [32]), že oblast v okolí parietální elektrody P3 je pro hodnocení únavy vhodnější, než elektrody v jiných regionech. Na druhou stranu elektrody v oblasti frontální mozkové kůry (F1), se ukázaly jako nevhodné pro hodnocení únavových jevů, protože jejich signál je zatížen řadou artefaktů (např. mrkání očních víček).

Že EEG signál pravděpodobně obsahuje dostatečné informace pro kvalitní odhad stavu bdělosti řidiče-operátora, dokazují i jiní autoři (Kecklung, Makeig, Juang a Wierwille), kteří pro hodnocení ospalosti řidiče a jeho čilosti použili analýzu velkých segmentů EEG (půl hodiny a více) [41, 52, 39, 96].

Z praktického hlediska jsou hlavními nevýhodami EEG omezování pohybu měřeného subjektu, náročná instalace zařízení, citlivost na pohybové artefakty svalů očí a šíje, reaktivita na okolní magnetické pole, interindividuální variabilita vyžadující individuální přístup k danému subjektu a v neposlední řadě složitost analýzy získaného signálu.

Konvenční metody lineární analýzy lze uplatnit pouze za předpokladu, že neočekáváme přesný výsledek. Tyto metody nutně nejsou schopny zachytit „náhodnou“ složku v signálu, která má bez sporu velice vysokou výpovědní hodnotu. Jako nejvýhodnější se tedy jeví použití nelineárních metod. Nejčastěji úspěšně užívanými metodami této skupiny různé variace na Fourierovu transformaci, Waveletová analýza a Matching Pursuit. Srovnání uvedených metod provedli ve své studii Merta a Matoušek [56]. Nespolehlivější se ukázala metoda Matching pursuit, dále pak Waveletová transformace. Nejméně spolehlivá se ukázala být metoda Fourierovy Transformace. Nevýhodou této metody je její neschopnost spolehlivě zachytit variabilitu signálu, protože se nejedná o stacionární a ani zcela periodický signál. Tuto komplikaci lze řešit použitím Gaussova okna s překrytím [56] nebo použitím Welshovy metody, která poskytuje vyhlazený spektrální odhad [89].

3.2.3.2. Elektrokardiografie (EKG)

Elektrokardiografie je další z metod používaných ve snaze posuzovat stupeň ospalosti operátorů.

Oron - Gilard ve své studii ukazuje, že při namáhavé duševní práci srdeční frekvence (SF) prokazuje buď neměnnost, nebo lehké zvýšení svých hodnot a variabilita srdečního rytmu (HRV – heart rate variability) se snižuje [62].

Jap a Fischer prokázali, že na rozdíl od namáhavé duševní práce se srdeční frekvence (SF) během monotónní jízdy výrazně snižuje [37]. Proti tomu Steele udává, že srdeční činnost zaznamenaná prostřednictvím EKG, nevykazuje signifikantní změny průběhu monotónního úkolu [86]. Je tedy zřejmé, že výsledky zjevně velmi závisí na sledovaném subjektu

a podmínkách měření. Johansson dodává, že přes detekovatelné změny srdečního rytmu (HRV), je rozlišovací schopnost EKG rozlišovat různé úrovně obtížnosti namáhavého duševního úkolu nedostatečná [38].

Smrčka uvádí, že je vhodné zkoumat HRV metodami fraktální analýzy, popřípadě pomocí aplikací multifraktálního formalizmu. Důvodem je fakt, že se jedná o biosignál, kterého charakter vykazuje vysokou míru nestacionarity závislé na externích i interních vlivech s tím, že některé z těchto vlivů jsou zachytitelné právě prostřednictvím změny měřítka (scaling) fraktálních vlastností biologických časových řad. Smrčka ve své práci použil pro hodnocení vybraných fraktálních vlastností variability srdečního rytmu detrendovanou flukтуаční analýzu (DFA), aby pozoroval a popsal rozdíly mezi spánkově deprivovanou a čilou skupinou dobrovolníků účastnících se experimentu. Tato metoda hodnocení se stejně jako ostatní, ukázala za určitých okolností vhodná pro indikaci a popis únavových jevů, ale jako prediktivní metoda se neosvědčila [80].

3.2.3.3. Elektrodermální aktivita (EDA)

EDA je metoda založená na měření a sledování změn hodnoty elektrické kožní vodivosti a jedná se často používanou metodu, která odráží nepřímo míru pozornosti, kognitivního úsilí, nebo emocionálního vzrušení [10].

EDA pozůstává z tzv. tonické a fázické části. Stupeň (hodnota) kožní vodivosti určuje tonickou hodnotu a odráží aktivitu subjektu v čase. Rychlost změny kožní vodivosti označujeme jako fázickou část. Ta odhaluje změny kožní vodivosti v krátkém časovém úseku [77] a může být způsobená nespecifickým podnětem. Zvýšení tonické EDA indikuje připravenost k akci a nárůst fyzické EDA indikuje zaměření pozornosti směrem k podnětu [76, 85]. Fakt, že vodivost kůže v průběhu monotónního úkolu v obou uvedených částech klesá, potvrzuje i McWorthův hodinový Test [86].

Obtíže při hodnocení bdělosti pochází ze skutečnosti, že změny stavů jsou zachytitelné více či méně postupně, tudíž nelze určit jasnou hranici mezi pozorností, ospalostí a spánkem. Z tohoto důvodu se jeví jako vhodné doplnění EDA o elektromyografické měření (EMG), protože v průběhu ospalosti, usínání a spánku klesá elektrická postupně aktivita svalů až na minimum. Obě metody se obvykle pro přesnost doplňují navíc o EEG záznam [1].

3.2.3.4. Elektrookulografie (EOG)

EOG je technika pro měření pohybu očí. Záznam z EOG je některými autory považován za ukazatel nástupu únavy. Okulomotorická činnost při únavě, bývá především studována prostřednictvím amplitudy mrknutí očního víčka, trvání jednotlivých mrknutí a celkové frekvence mrkání. Pohyby očí poskytují informace o nástupu únavy, kdy rychlé oční pohyby a běžné mrkání jsou nahrazeny momenty bez pohnutí oka a malými, rychlými rytmickými mrknutími v situaci při přechodu k únavě [45]. Současně s nástupem ospalosti se prodlužuje čas mrknutí, zatímco klesá jeho amplituda, a zvyšuje se frekvence [73].

Vymizení mrkání, resp. relativní klid pohybů oka jsou považovány ve starších publikacích za první známky ospalosti, které předcházejí pomalé pohyby očních bulbů a EEG alfa frekvenční a amplitudové změny [73].

Pavelka analyzoval 1026 minut záznamů od pěti řidičů, přičemž porovnával okulogramy čerstvých řidičů se sadou dat získaných od těch samých řidičů po 24 hodinové spánkové deprivaci. Cílem bylo nalezení algoritmu, který by umožnil odlišit čerstvého a unaveného řidiče ze záznamu okulogramu. Výsledkem bylo zjištění, že počet mrknutí, výška mrknutí, délka náběžné a týlové hrany a existence „salev“ (několik mrknutí následujících rychle za sebou) nepředstavují faktor indikující únavu spolehlivě. Data navíc vykazovala výraznou interindividuální variabilitu. Na druhou stranu za spolehlivé indikátory únavy označil: směrnici náběžné a týlové hrany, které zhruba odpovídaly rychlosti mrkání, dále pak šířku vrcholu mrknutí, která odpovídala době plného uzavěru víčka při mrknutí a šířku báze mrknutí, která odpovídala zhruba době trvání mrknutí [63].

EOG obecně není považováno za tak spolehlivou metodu jako EEG. Přesto ale funguje poměrně dobře jako doplňková, referenční metoda [81]. Dle [Pavelky et. al] je tato metoda funkční s přesností více jak 70% [63].

K vyhodnocení se nejčastěji využívají metody Kohenovy neuronové sítě, různé varianty frekvenční a časově-frekvenční analýzy a pochopitelně metody statistické analýzy [54].

Velmi zajímavé jsou výsledky studie Dostálka a Krásy, které potvrzují závislost víčkového reflexu na fázi dechu ([http://\[6\]](http://[6])). Uvedené závěry potvrdil ve své studii Stančák, který konstatoval, že frekvence spontánních pohybů víček (mrkání) je modulována rytmem dýchání [84].

3.2.3.5. 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 založené buď na vícenásobném subjektivním hodnocení záznamu různými pozorovateli, nebo na softwarovém zpracování.

Efektivní způsob vyhodnocování získaných dat vyvinul Bittner, který společně s polygrafickým záznamem (EEG a EKG) natáčel pohled na obličej řidiče. Vyhodnocované záznamy trvaly mezi 50 a 130 min. Na počítači se každý videozáznam segmentoval na jedno-minutové úseky, které byly v náhodném pořadí promítány pěti hodnotitelům. Každý hodnotitel pro minutový úsek zapsal samostatné (subjektivní) hodnocení (od 0 – čilý do 5 – extrémně unavený) a zaškrtnal výskyt různých jevů spojených s únavou (zívání, protahování, přimhouření očí, mrkání atd.). Odhady jednotlivých hodnotitelů byly překvapivě konzistentní s tím, že stabilnější výsledky poskytly hodnotitelky. Výsledné hodnocení úseků daného videozáznamu bylo provedeno výpočtem mediánu z hodnocení jednotlivých hodnotitelů. Seřazením těchto hodnot byl sestaven průběh vývoje únavy v čase měření [6].

3.2.3.6. Hodnocení dechu

Dýchání je ovlivňováno těžko bezpočtem vnějších i vnitřních faktorů (kap. 3.1) a je tedy více než pravděpodobné, že nástup únavy se projeví změnou dechových parametrů subjektu. Dále jsou k dispozici výsledky souvisejících zmíněných studií, které prokazují souvislost některých fyziologických parametrů a projevů s dýcháním. Z fyziologie člověka je dále známá tzv. respirační sinusová arytmie, kdy rytmus srdeční činnosti je modulován frekvencí a průběhem dýchání.

3.2.3.6.1. Vztah mezi dechem a elektrickou aktivitou mozku

Spontánní kolísání amplitud různých frekvenčních složek EEG popsal již v roce 1930 Berger [5].

V roce 1953 zjistil Stroup, že alfa aktivita je modulována frekvencí odpovídající frekvenci dechu [87]. Jejich objev pak ve svých studiích potvrdili např. Lehmann s Knausem, nebo Pfurtscheller [50, 65].

Neurofyziologická představa o respirační modulaci EEG se zakládá na existenci dvou oscilátorů [48, 43, 46]. Jedním z nich je centrální respirační generátor lokalizovaný v prodloužené míše a Varolově mostu [9], který způsobuje rytmické inspirační exkurze přibližně každých 5 sekund. Druhý oscilátor je uložen v retikulární formaci, rozsáhlé síti neuronů a jader v mozkovém kmeni. Tento oscilátor působí změny aktivity v neuronech retikulární formace, v sympatickém vasokonstrikčním tonu, a proto se popisuje i v časových průbězích krevního tlaku, nebo monosynaptického reflexu. Frekvence retikulárního oscilátoru je velice často 0,2 Hz, tj. stejná jako je frekvence respiračního generátoru. Přítomnost obou oscilátorů lze demonstrovat na tom, že výboje retikulárních neuronů pokračují na svém vlastním rytmu 0,2 Hz i při náhlé změně respirační frekvence [43, 3]. Spontánní rytmy v retikulární formaci mohou ovlivnit tonus mozkové kůry prostřednictvím tzv. nespecifického ascendentního aktivačního systému [57], a lze se tedy domnívat, že spontánní oscilace EEG parametrů jsou rovněž ve vztahu k respiračnímu rytmu.

Z novějších prací se tematikou vazeb EEG a respirace zabývá např. Stančák, který se zaměřuje na změny rytmů v pásmech alfa, delta a theta. Závěry jsou z pohledu předkládané práce poměrně zajímavé. Např. většina výkonu delta pásma se při klidovém dýchání nachází na frekvencích 0,04 - 0,12 Hz, ale vlivem zrychleného dechu se tento výkon přesouvá do pásma 0,2 - 0,25 Hz. [83]

V roce 1970 popsal Faber [20] synchronní vztah mezi dechem a EEG aktivitou u zdravých lidí. V obalové křivce vrcholů záznamu EEG vyznačil počátky nádechů a graf tak rozdělil svislými čarami na úseky odpovídající dechovým cyklům. Část této křivky po dobu trvání dechového cyklu (nádech-výdech) považoval za celek, který pak dělil na úseky dlouhé 200 ms. Hodnocení prováděl metodou sumace takto stanovených ordinát, kterou účinně potlačil náhodné změny a naopak zdůraznil pravidelné jevy. Výsledkem bylo zjištění, že u psychicky zcela zdravého jedince v průběhu nádechu se hladina sumované EEG aktivity pohybuje vysoko (amplituda), přičemž u výdechu klesá. U psychicky nestabilních jedinců (deprese apod.) není tento efekt bezvýhradně prokazatelný.

Závislost mezi dechem, signálem EEG a současně nalezení klasifikace pro přítomnost somatosenzorického podnětu v záznamu EEG popisuje a potvrzuje Prokš [67]. Pro vyhodnocování dechu použil metodu, kterou ve výsledku potlačil náhodnou část signálu z dechu, aby zvýraznil pravidelné dechové oscilace. Stejným způsobem upravil i záznamy z EEG. Následným porovnáním zjistil, že EEG osciluje na stejné frekvenci jako dech a to

v obou hemisférách stejně. Současně hledal v záznamu EEG odezvu mozku na jednoduchý náhodný a variabilně intenzivní somatosenzorický podnět (krátký elektrický impuls v trvání 0.1 ms přiváděný do ukazováčku dominantní horní končetiny). Pro hodnocení použil spektrální analýzu. Přítomnost somatosenzorického podnětu se projevovala pouze u kontralaterální hemisféry nárůstem energie na vyšších frekvenčních složkách.

Ačkoli studie neprošla systematickým výzkumem, zdánlivě náhodné složky dechu v rámci této práce není možné pominout.

3.2.3.6.2. Hodnocení dechu využitím metod nelineární analýzy

Respirační systém je dynamický systém definován pomocí dynamických podmínek, které určují změnu tohoto systému v čase. Dynamické systémy mohou být deterministické (předvídatelné), nebo stochastické (náhodné). Deterministický dynamický systém lze poměrně přesně popsat, zatímco u systému stochastického jsme odkázáni pouze na statistické vlastnosti takového systému (například střední hodnota, disperze, směrodatná odchylka a jiné).

Respiraci a její vyhodnocování se zabývá bezpočet autorů. Nejčastěji ale pozorují změny dechu v průběhu hyperkinetické (pohybové) zátěže.

V oblasti klidového dýchání za fyziologických okolností bez fyzické zátěže, jich už tolik není. Na druhou stranu valná většina dostupných studií z této oblasti je založena na využití metod fraktální fyziologie a jejich výsledky jsou tak poměrně dobře porovnatelné.

Obecně se udává, že je vhodné přistupovat k biologickým signálům použitím vhodného parametru fraktální dimenze. West tvrdí, že určení fraktální dimenze se obecně zdá být signifikantně lepším indikátorem „zdraví“, než „tradiční přístupy“ [8, 94, 95].

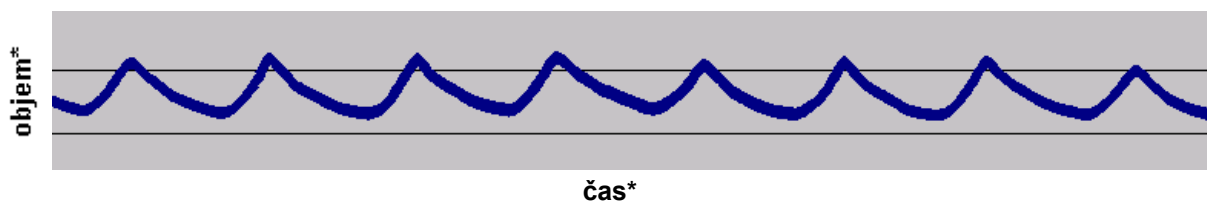
Ukazuje se, že spontánní klidová respirace jako výstup komplexního integrativního kontrolního systému tedy vykazuje fraktální charakter a že tento charakter u starších lidí, speciálně u mužů, klesá [64]. Dejours jako důvod nabízí tvrzení, že stárnutí je spojeno s celkovou involucí, ztrátou pružnosti plicního parenchymu, snížením senzitivity chemoreceptorů a snížením počtu neurálních spojů. Rozdíly mezi pohlavími jsou pak předmětem diskuzí a dohadů. Jako jeden z důvodů se uvažuje vyšší výskyt kardiovaskulárních nemocí u mužů, které mají na respirační systém vliv [14].

Charakter respirační dynamiky savců vykazuje nelineární dynamiku, jak dokazují současně používané ukazatele (korelační dimenze, přibližná entropie, Laypunouv exponent...). Tyto indikátory se ale podle [97] ukazují jako nedostatečné pro určení míry chaosu v respirační dynamice. Pro řešení tohoto problému se autor zabýval kvantifikací chaosu v časových řadách a dokázal, že chování ventilačního toku klidové respirace za fyziologických podmínek má chaotické chování v čase, přičemž se jedná o deterministický chaos.

3.2.3.6.3. 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. 8).

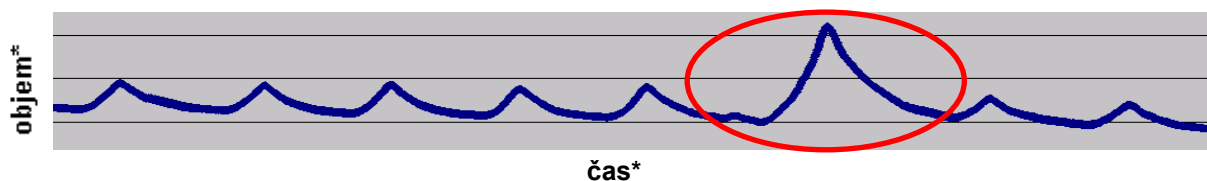


Obr. 8: Stacionární respirace
(*ilustrační obr., bez číselných a jednotkových údajů)

Na takový signál lze pohlížet jako na deterministický stacionární a periodický [69].

Praktický výskyt je možný pouze v umělých podmínkách (vědomá respirace dle metronomu, umělá plicní ventilace). Přirozená 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. 9).



Obr. 9: 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 zakroužkovaná oblast v obr. 9).

Nestacionaritu lze také definovat jako proces, kdy sledované hodnoty časové řady nemají zřetelnou tendenci vracet se k nějaké konstantě. Vezmeme-li v úvahu i ostatní dechové parametry a jejich změny (např. objemy a tlaky), získáme možnost zpřesnit navržené rozlišení dechových režimů v oblasti nestacionárních dějů na:

- explozivní:
 - doprovázené výraznými a rychlými změnami sledovaných veličin
- neexplozivní:
 - bez prudkých změn sledovaných veličin

Explosivní průběh je prudkým, časově krátkým střídáním apnoe, inspirační a expirační fáze. To je obvykle provázeno extrémně velikými rázovými tlakovými a průtokovými jevy. Nejde jen o obranné očistné procesy, kterými se organizmus snaží čelit nevýhodným průtokovým podmínkám (kašel, kýchání). Jsou to rovněž procesy např. komunikačního charakteru (výkřik, prudké zatažení dechu, smích apod.), které odráží aktuální psychický stav. Je evidentní, že explosivní ventilace ovlivňuje téměř všechny orgány a orgánové systémy [59]. Sharpey – Schafer [75] prokázal, že během kašle se objevují změny v srdeční frekvenci, žilním návratu, srdečním výdeji a v pulmonální a periferní cirkulaci krve v závislosti na délce trvání explosivní expirační fáze. Amarengo [2] dále popsal vztah napjatosti systému pánevního dna a pohybu krčku močového měchýře k průběhu kašle.

Příkladem neexplozivních nestacionarit v jinak ustáleném dechovém režimu jsou např. prodýchnutí, či zívnutí. Tyto děje, které jsou rovněž součástí běžného života, nejsou doprovázené výše zmíněným explozivním průběhem a přes to vykazují výše definovaný nestacionární charakter. Podobně jako do předchozí skupiny i sem patří celá škála dalších respiračních režimů spojených s komunikací.

4. 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.

5. Experimentální část

Před vlastním měřením byl proveden „předexperiment“ na dvou dobrovolnicích, ženách ve věku 27 a 31 let, v prostorách nestíněné laboratoře biomechaniky extrémních zátěží FTVS UK v odpoledních hodinách po celodenní pracovní zátěži. Měřicí protokol se opíral o informace z předchozích kapitol a konzultace s odborníky. Cílem bylo ověření dostatečnosti a spolehlivosti navržených měřicích zařízení, stanovení způsobu synchronizace záznamových dat a úprava původně stanovených rámcových podmínek, které se dále uplatnily při návrhu měřicího protokolu následujícího experimentu. Předexperiment ukázal, že pro potřeby experimentu je potřeba zajistit stíněnou laboratoř a přidat další referenční měření (EEG, kamera). Dále se ukázalo, že pro spolehlivé zachycení objemových změn hrudního koše je potřeba další doplňkový hrudní pás. Na základě zkušenosti s uvedeným měřením byl navržen předběžný protokol pro hlavní experiment, který byl dále konzultován s odborníky z FD ČVUT, kde se dlouhodobě zabývají podobnou problematikou z hlediska dopadů na řidiče osobních automobilů a především pak se spánkovou laboratoří nemocnice v Českých Budějovicích, kde mají bohaté zkušenosti s únavovými a spánkovými stavy cílých i unavených jedinců.

Finální měřicí protokol hlavního měření tedy vznikl korekcí předběžného protokolu uplatněním informací ze zmíněných konzultací. Vlastní hlavní experiment (kap.) byl dále navržen a proveden s cílem nalezení jednoznačné odpovědi na položenou vědeckou otázku a jasného potvrzení nebo vyvrácení stanovených hypotéz a spočíval v porovnání dvou extrémních stavů člověka z hlediska únavy při výkonu monotónní operátorské činnosti a při pasivním odpočinku. Vykonávaná operátorská činnost, stejně jako pasivní odpočinek, byly současně navrženy pro navození zřejmé hypokinetické zátěže, které je při praktických denních činnostech často velmi významná. Na experimentu spolupracovaly výzkumná pracoviště kat. AB FTVS, FD ČVUT, FEL ČVUT, FBMI ČVUT a společnost MR-Diagnostic, která zapůjčila spirometr značky SPIROSTIK. Měření bylo realizováno ve speciální, od elektromagnetického rušení odstíněné laboratoři společného výzkumně-vývojového pracoviště FBMI ČVUT a 1.LF UK v Praze na Albertově.

5.1. Výzkumný soubor

Experimentu se zúčastnilo pět dobrovolníků (tab. 1), 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 rozboru pro odhalení možných dechových anomálií vlivem poruch pohybového aparátu. Předmětem rozboru byla především analýza tvaru páteře, hrudního koše a rozbor respirační mechaniky.

Tab. 1: Informace o výzkumném souboru

Proband	Věk	Pohlaví	Zaměstnání	Kineziologický rozbor
1	26	M	Student	Hypotonie břicha, zvýšená L lordóza, DF 15/min
2	27	Ž	Studentka	Lehká skolióza Thp bez vlivu na tvar HK, DF: 16/min
3	32	Ž	Studentka	Mírně zvýšená Th kifóza DF: 17/min
4	38	M	FBMI	Protrakce hlavy, vyhlazená L lordóza DF: 16/min
5	25	M	Student	Protrakce ramen, DF: 17/min

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

5.2. Personální zabezpečení experimentu

Protože experiment vyžadoval poměrně rozsáhlou spolupráci mezi jednotlivými pracovišti a odborně zaškolenou odsluhu jednotlivých měřicích technologií, bylo v přípravné fázi řešeno odpovídající personální zabezpečení. Představu o personální náročnosti provedeného měření si lze udělat z tab. 2.

Tab. 2: personální zabezpečení experimentu včetně úkolů

jméno	funkce	kmenové pracoviště
Ing. Kubový	technická podpora	FTVS UK
Ing. Radim Kliment	technická podpora	FBMI ČVUT
Mgr. Dolanská	konzultace kineziologických rozborů	FTVS
Ing. Sieger, CsC.	konzultace zpracování dat a měřicího protokolu	ČVUT – FEL
Černý, Krátký, Valeš	technická podpora	MR-diagnostic
doc. Vysoký	konzultace metodiky práce a měřicího protokolu	dopravní fakulta
Ing. Huptych, PhD.	technická podpora	FEL
Ing. Fiala	technická podpora	Clever Tech.
Prof. Faber	konzultace metodiky práce a měřicího protokolu	ČVUT – DF

Uvedeným pracovníkům bych na tomto místě ještě jednou ráda poděkovala, protože se experimentu účastnili bez nároku na honorář, ačkoli bez jejich pomoci by měření nebylo možné.

5.3. Měřicí protokol

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

fáze 1: čilý 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 nespal
- 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 přibližně ve 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).

Konkrétní představu o časové ose měření jedné fáze přináší následující tabulka.

Tab. 3: Časová osa měření jedné fáze

začátek	trvání	činnost
07:30	60 min	Nácvik ovládání úlohy nastavení joysticku, trénink úlohy
07:30	10 min	příprava vyšetřovny a přístrojů
07:40	10 min	nastavení zesilovačů polygrafu a tenzometrických pásů
07:50	10 min	nastavení kamery
08:00	15 min	zapnutí počítače se spirostikem, kalibrace
08:15	30 min	nalepení elektrod EEG a spuštění polygrafu
08:45	15 min	nasadit ventilační masku a tenzometrické pásy, spuštění kamery
09:00	20 min	Přípravná fáze: synchronizační manévr prověření činnosti všech přístrojů
09:20	10 min	uložení dat, příprava měření
09:30	90 min	Fáze 1: provádění TT pozorování probanda, zápis poznámek
11:00	30 min	přestávka: ukládání dat fáze 1, toaleta, občerstvení, přepnutí TT na TV
11:30	90 min	Fáze 2: sledování filmu pozorování probanda, zápis poznámek
13:00	60 min	ukládání dat, úklid

Čistý čas měření byl tedy na jednu fázi a jednoho probanda 2x4 h + 2x30 min na pochopení a naučení se vykonávání úlohy v rámci měření operátorské činnosti. Celkový čas měření obou fází byl cca 9-10 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. Uvažovány byly tyto nestacionarity: kašel, kýchnutí (podán pepř intranasálně), prodýchnutí, zívnutí, protažení, předklon a záklon trupu, latero-laterální pohyby trupu - vrtění se na židliče, mluvení (jednotná věta: "měla babka čtyři jablka a dědoušek jen dvě").

Samotné měření bylo zahájeno provedením synchronizačního manévru. Proband na povel obsluhy měřícího 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.

Závěrem této kapitoly prezentuje tab. 4 rozpis měření jednotlivých probandů, ze kterého je zřejmé, že měření si vyžádalo dohromady 10 pracovních dní od probandů a 14 od personálu.

Tab. 4: Časový harmonogram experimentu

Den	Činnost
Neděle	příprava laboratoře a přístrojů
Pondělí	Měření čilý 1 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Úterý	Pravidelná údržba a úklid laboratoře
Středa	Měření čilý 2 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Čtvrtek	Pravidelná údržba a úklid laboratoře
Pátek	Měření čilý 3 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Sobota	Měření unavený 1 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Neděle	Měření unavený 2 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Pondělí	Měření čilý 4 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Úterý	Pravidelná údržba a úklid laboratoře
Středa	Měření čilý 5 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Čtvrtek	Pravidelná údržba a úklid laboratoře
Pátek	Měření unavený 3 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Sobota	Měření unavený 4 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Neděle	Měření unavený 5 kontrola a příprava dat pro další zpracování
Pondělí	demontáž laboratoře, příprava přístrojů na vrácení
Úterý	vrácení zapůjčených přístrojů

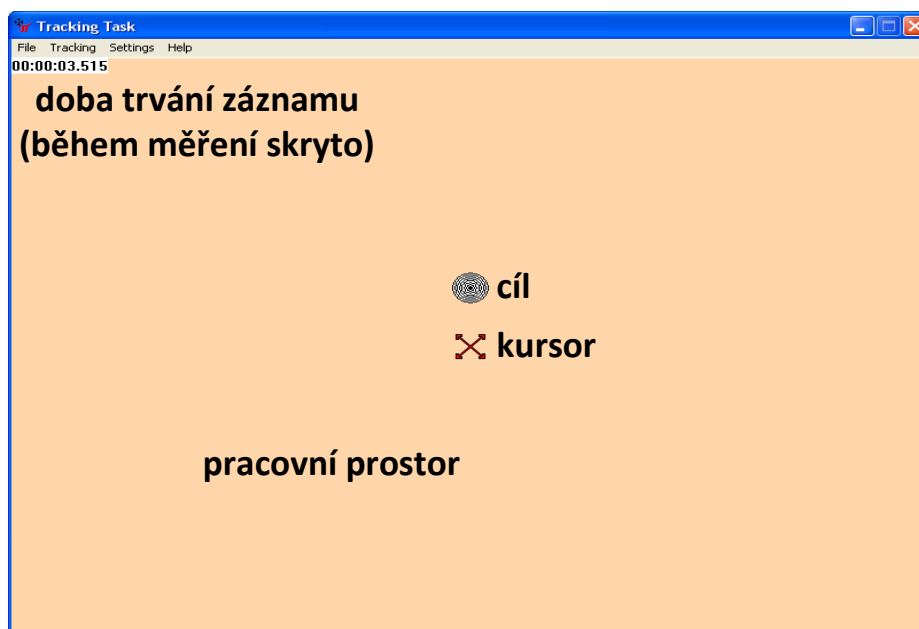
5.4. Přístrojové vybavení

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.

5.4.1. Tracking task

Pojem tracking task se používá pro označení specifických úloh, které jsou využívány ke zjištění nebo ověření odezvy probanda, který je vykonává. Komerčně významnou skupinu tvoří úlohy založené na využití počítače, ke kterým je zpravidla připojený i vyhodnocovací software. Využití tracking tasku (TT) v této práci je opřeno výsledky souvisejících studií uvedených v kap. 3.2.2.2 jako referenčního signálu pro monitorování nástupu únavy.

Pro účely této práce byl použit stíhací TT, kdy zadáním pro probanda bylo co nejpřesněji a s minimálním zpožděním sledovat kurzorem pohyb cíle na obrazovce počítače (obr. 10). Výchozí poloha kursoru a cíle byla shodná.



Obr. 10: Uživatelské rozhraní programu při vykonávání úlohy

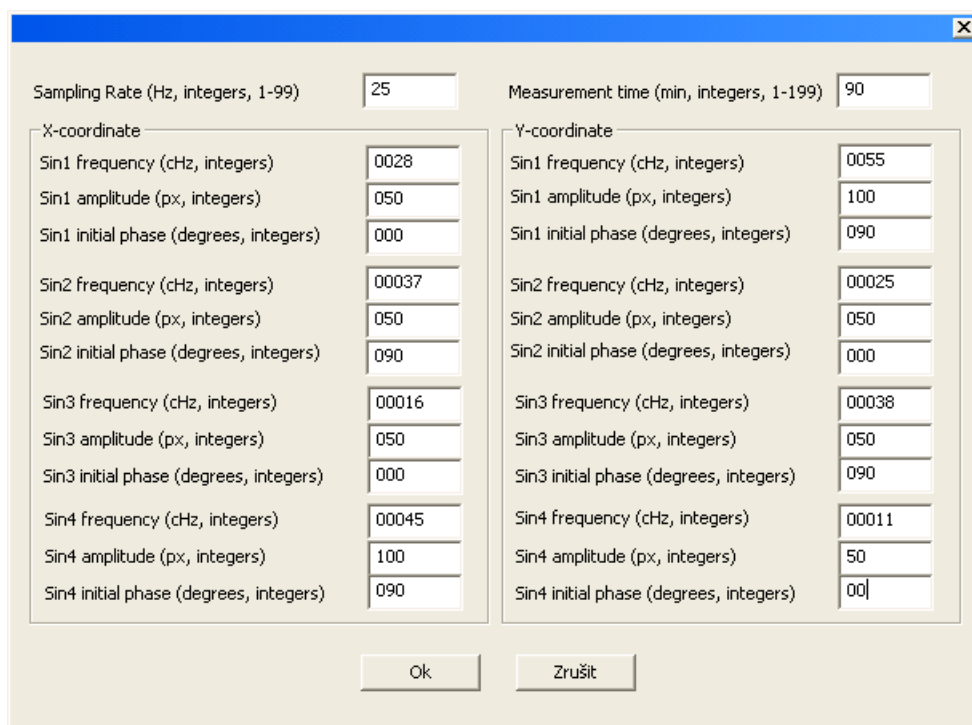
Úloha byla typu tzv. „first order“, kdy kursor byl ovládán pomocí joysticku, kterým proband kontroloval jak směr, tak rychlost jeho pohybu zároveň.

K ovládání byl použit běžně komerčně dostupný joystick SAITEK ST 290 USB, který umožňuje široké uživatelské nastavení úchopu pro pravo i levoruké uživatele (obr. 11).



Obr. 11: Joystick SAITEK ST 290 USB

Naopak unikátní, tedy ne komerčně dostupný, je řídicí a záznamový software úlohy, který byl vyvinut pracovišti kat. AB FTVS, FD a FEL ČVUT v rámci dlouhodobé spolupráce při výzkumu dopadů hypokinetické zátěže člověka a na spolehlivost při vykonávání monotónních činností. Zásadní částí softwaru jsou rovnice pro svislou a vodorovnou osu, na základě kterých je generován pohyb cíle. Ten je daný složením vždy čtyř harmonických funkcí s volitelnými parametry: amplitudou, frekvencí a úhlovým posuvem, podle potřeby obsluhy (obr. 12).



Obr. 12: Uživatelská obrazovka pro nastavení řídicí rovnice

Výsledkem je obecný rovinný pohyb cíle, který se při běžném uživatelském pozorování jeví jako zcela náhodný a tedy prakticky dopředu neodhadnutelný.

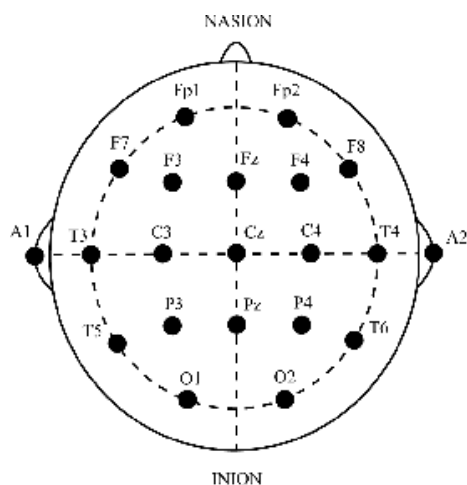
Ovládací software dále umožňuje nastavení vzorkovací frekvence v rozmezí 10 až 500 Hz a doby měření od 1 s do 2 h. Pro účely našeho experimentu byla vzorkovací frekvence stabilně nastavena na 30 Hz (software hodnotu sám ještě upravuje podle parametrů nastavených sinusoid – viz výše, takže reálný počet vzorků v 1 minutě byl 1922) a doba měření byla 90 minut pro všechna provedená měření.

Výstupem ovládacího softwaru je formátovaný textový soubor se záznamem souřadnic cíle a kursoru v čase. Software není vybaven jakoukoli funkcí pro další úpravy těchto dat a zpracování je tak zcela v režii obsluhy, nebo výzkumného pracovníka.

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 (jako je tomu např. u řízení automobilu, kap. 3.1) a zároveň přibližuje podmínky reality.

5.4.2. Polygraf

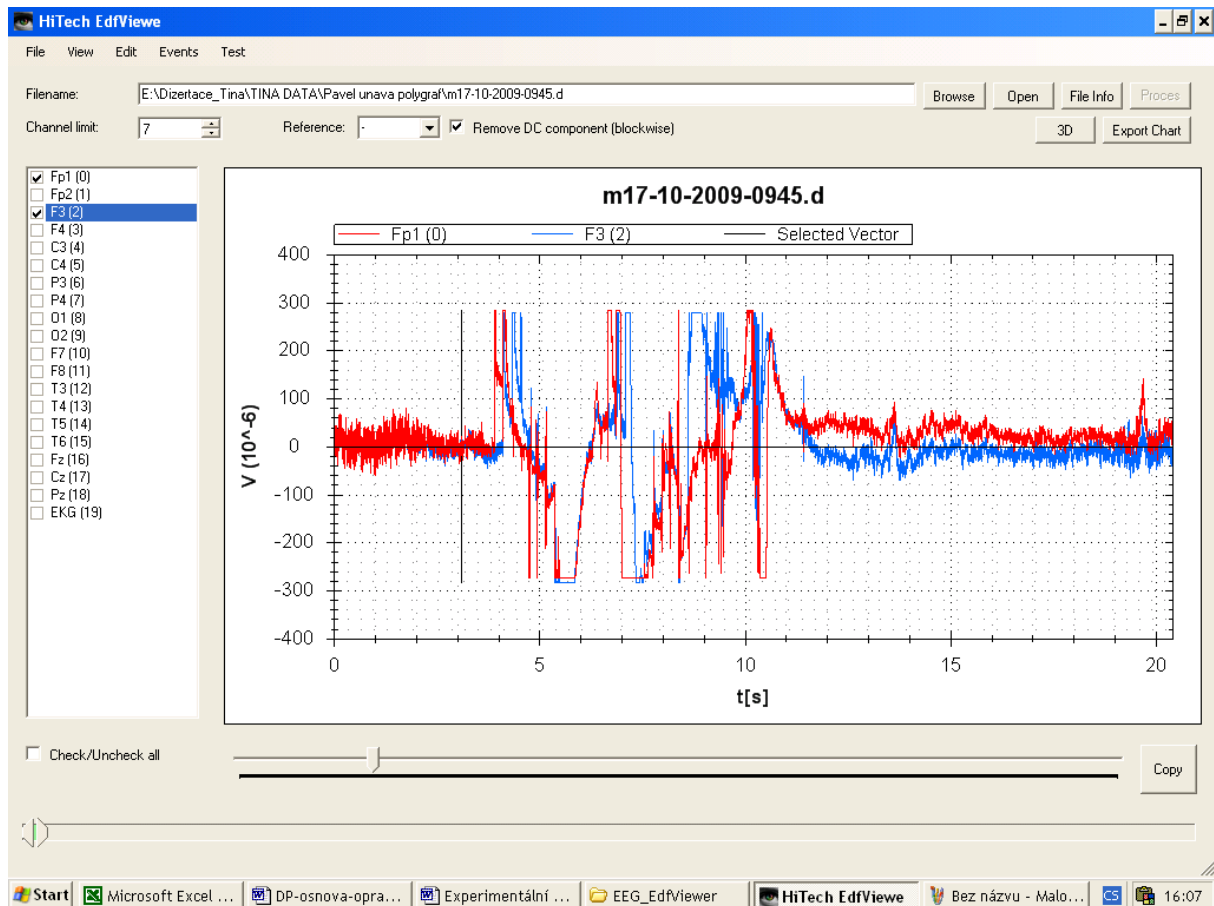
Použitý přístroj, polygraf Brainscope typ EADS 221, slouží k záznamu elektrické aktivity mozku (EEG) až na 32 samostatných měřicích kanálech. Pro účely experimentu bylo využito zapojení a rozmístění dle mezinárodního standardu 20/10 doplněného o jeden zemnicí kanál. Schéma umístění měřicích míst na hlavě probanda uvádí obr. 13.



Obr. 13: Umístění elektrod na hlavě probanda dle systému „10/20“

Legenda: Fp: prefrontální, F: frontální, T: temporální, C: centrální, O: okcipitální a P: parietální, A: referenční, Z: zem, sudá čísla označují pravou hemisféru, lichá levou hemisféru

Podobně, jako využití metody tracking task, je i využití EEG opřeno o výsledky rešeršní činnosti uvedené v kap. 3.2.3.1 a stejně jako TT, je i EEG používán 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 (TV) pak tracking task chyběl a EEG tak byl jediným referenčním signálem.



Obr. 14: uživatelské prostředí softwaru EdfViewer

Použitá vzorkovací frekvence záznamu byla 128 Hz, která je běžně aplikována při klinických vyšetřeních, a která se i s ohledem na max. hodnocené frekvence (cca 40 Hz) jeví jako dostatečná. Signál byl pro záznam rovněž filtrován běžně užívaným filtrem typu dolní propust na hranici 35 Hz.

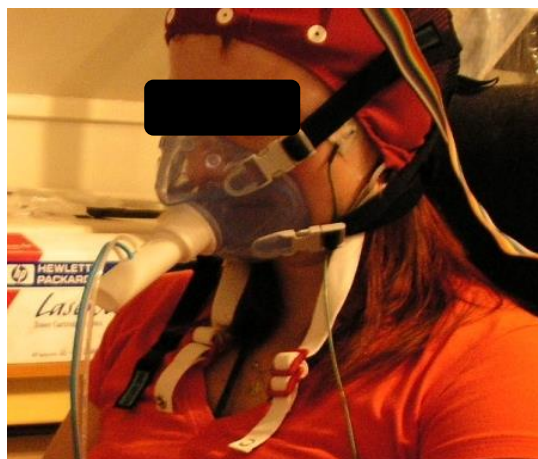
Přístroj byl k počítači připojen pomocí optického kabelu a získaná data byla průběžně ukládána ve formátu *.edf do počítače. Ke grafické vizualizaci dat jsme měli k dispozici software EDF-Viewer (obr. 14). Uživatelské prostředí programu je optimalizováno pro základní práci s daty, umožňuje tedy zobrazení pouze vybraných kanálů, umístování značek a komentářů do vygenerovaných grafů a export vybraných úseků, nebo kompletních záznamů vybraných kanálů, popř. kompletního datového souboru do formátu *.txt.

5.4.3. Spirometr

Pro získání záznamu dechu byl použit spirometr ZAN 600 USB firmy Spiro, který zapůjčilo české zastoupení výrobce, společnost MR-diagnostik.

Přístroj umožňuje on-line analýzu plynů, která však vyžaduje časově poměrně náročnou kalibraci senzorů přístroje pomocí aplikace čistého dusíku. Tato kalibrace musí být provedena bezprostředně před měřením v místě měření. S ohledem na časové možnosti zástupců firmy MR-diagnostik a administrativní problémy s přepravou a umístěním tlakové lahve s dusíkem v prostorách laboratoře, nebyla v rámci předkládané práce analýza plynů prováděna.

Měření dechu probíhalo s využitím běžně používané masky (obr. 15) vybavené moderním obousměrným membránovým snímačem, který eliminuje nedostatky vrtulkových senzorů v oblasti malých a pomalých průtoků.



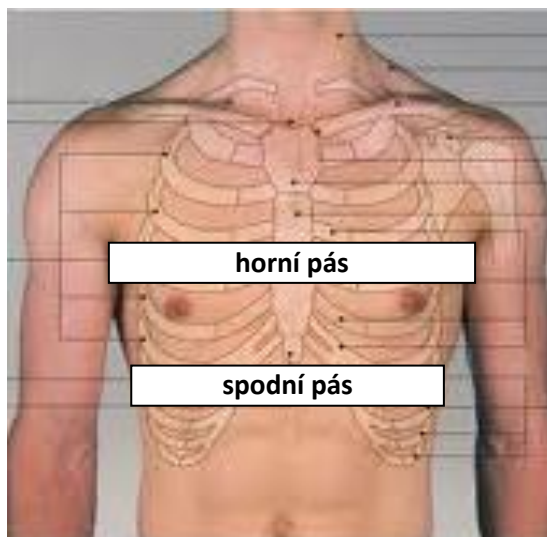
Obr. 15: umístění masky s náhubkem a čidlem na obličeji probanda.

Pro přenos dat do počítače přístroj využívá standardní sériovou, resp. USB linku. Zapůjčené provedení pracovalo s USB rozhraním a výstupní datový soubor vznikal v připojeném notebooku postupně během měření. Bohužel softwarová výbava přístroje je připravena pro efektivní klinické hodnocení dechu a nedovoluje ukládat přímo naměřená data. Do výstupního souboru jsou tak zapisovány pouze vybrané veličiny. V důsledku toho je např. vzorkovací frekvence uloženého záznamu proměnlivá a koresponduje s frekvencí dýchání.

Z důvodu výlučného hodnocení metodou „Breath by Breath“ nebyly v rámci práce využity možnosti analýzy, které nabízí software přístroje. Výstupem této části měření tak byl pouze soubor s uloženými daty exportovaný do formátu *.xls.

5.4.4. Tenzometrické pásy

Pro získání doplňkových záznamů průběhu klidové respirace jsme použili dva gumové pásy umístěné na trupu probanda (obr. 16). Tyto pásy nám umožnili snímání průběhu dýchání a následné sestavení kompletní dechové křivky.



**Obr. 16: Umístění pásů na trupu probanda
(upraveno z [http://\[7\]](http://[7]))**

Pásy byly připojeny k měřicí stanici Dewetron, která prostřednictvím zesilovačů a A/D převodníků zajišťuje synchronní komunikaci připojených senzorů s počítačem.

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

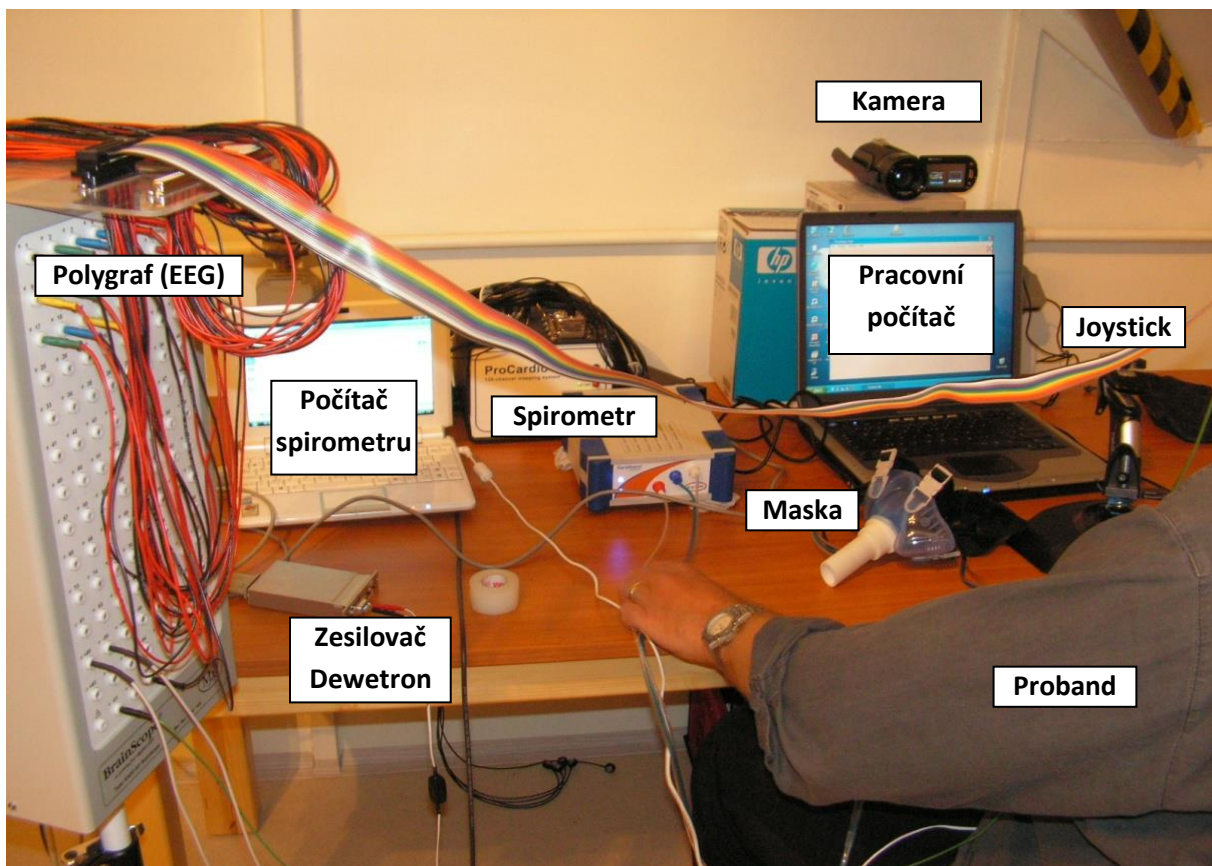
Stanice Dewetron a měřicí karta v počítači umožňují záznam vzorkovací frekvencí až 10 000 Hz. S ohledem na délku záznamu (90 min.) a fakt, že s výjimkou explozivních nestacionarit se bude jednat o poměrně pomalý děj, byla i na základě zkušenosti z provedeného předexperimentu nastavena vzorkovací frekvence 250 Hz. Výstupem řídicího a záznamového softwaru byl soubor ve formátu *.txt.

5.4.5. 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. Výstupem kamery byl soubor ve formátu *.mp4.

5.4.6. Uspořádání pracoviště a ostatní technické zázemí experimentu

Uspořádání pracoviště je patrné z obr. 17.



Obr. 17: Uspořádání pracoviště

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 (zamávání na kameru a slovo „Halo“), na základě kterého obsluha mohla měření přerušit a komplikace odstranit.

6. 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. Pro lepší přehlednost je text členěn do kapitol podle jednotlivých použitých technologií a neodpovídá tedy faktickému chronologickému postupu práce.

6.1. 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

Princip **vyhodnocení v první fázi zpracování** byl inspirován metodikou užitou v souvisejících nalezených studiích uvedených v kap. 3.2.3.5. V konkrétním provedení byly navrženy a realizovány některé významné změny s cílem zpřesnění výstupů a urychlení postupu práce:

1. Hodnocení každého záznamu provedli všichni probandí. Vždy jedno hodnocení tedy mohlo být ovlivněno faktem, že daný proband svůj záznam prožil a v hodnocení tedy uplatní vlastní zkušenost. Přes tento fakt lze potvrdit výjimečnou konzistenci všech hodnotitelů, když max. rozdíl v označování úseků charakterizujících konkrétní stav měřeného probanda nepřesáhl 3 min ve všech záznamech.
2. Pro klasifikaci stavu měřeného probanda byla zavedena následující stupnice:
 1. čilý
 2. unavený (nepřítomný pohled, bez „padání hlavy“)
 3. velmi unavený („padání“ hlavy, mikrospánky)
 4. spánek
 5. nevím (tato možnost byla zavedena s ohledem na omezenou kvalitu záznamu a také proto, aby hodnotitel nemusel dlouho přemýšlet nad svým verdiktem)
3. Pro sledování viditelných dechových nestacionarit byla zavedena následující stupnice:
 1. prodýchnutí
 2. zívání
 3. odkašlání
 4. zadržetí dechu

Hodnotitelé první fáze zaznamenávali pouze dobře viditelné nestacionarity. Podrobná analýza videozáznamů z tohoto hlediska byla předmětem druhé fáze zpracování.

4. Aby bylo možné alespoň částečně eliminovat v ostatních záznamech artefakty dané pohybovou aktivitou probanda, byli hodnotitelé instruováni, aby tyto skutečnosti rovněž zaznamenávali formou stručného popisu v oddílu „poznámka“ v zápisu o události.

Výstupem této první etapy byly časové osy záznamů jednotlivých probandů z hlediska vývoje jejich bdělosti bez uvažování dechových nestacionarit a pohybových projevů probandů, které byly použity jako výchozí podklady pro druhou fázi zpracování.

Vytvořením výše zmíněných záznamů o událostech byly vytvořeny výchozí časové osy záznamů s vyznačením okamžiků a úseků s projevy únavy podle názoru jednotlivých hodnotitelů. Úseky označené „nevím“ a hraniční úseky, které vykazovaly míru nejednoznačnosti vyšší než 1 min, byly ze záznamů vystřiženy a promítnuty hodnotitelům ještě jednou k přehodnocení. Tímto způsobem byly časové osy zpřesněny a doplněny.

Výsledná časová osa záznamu byla stanovena průměrkováním hraničních časů. Z hlediska vývoje bdělosti (únavy) se počet úseků v záznamech pohyboval od dvou do sedmi. Menší počet úseků byl typický zejména pro záznamy relaxujících probandů natočené po spánkové deprivaci, kdy se čilost projevovala pouze poměrně velmi omezený čas na začátku měření. Vyšší počet úseků měly naopak záznamy čilých probandů vykonávajících TT.

Ve druhé fázi byla data zpracovávána již jen autorkou předkládané práce. Zpracování vycházelo z údajů z první fáze o výskytu zjevných dechových nestacionarit a pohybových projevů probandů. Nález hodnotitelů z první fáze zpracování byl doplněn o přesné časové údaje jejich počátku a konci. Další detailní analýzou záznamů byla sestavena konečná podoba časové osy připravená k použití v dalším vyhodnocení dosažených výsledků experimentu.

Výsledkem této etapy práce byly tedy časové osy monitorující vývoj stavu bdělosti, resp. únavy měřeného probanda a zobrazujících okamžiky všech viditelných jevů, které mohly mít vliv na průběhy záznamů z ostatních přístrojů.

6.2. Tracking task

Software TT využívá souřadný systém umístěný v levém spodním rohu pracovní obrazovky s tím, že písmenem x je označena vodorovná a písmenem y svislá osa. Data jsou v zaznamenaném souboru formátována do pěti sloupců (zleva): čas (v samplech); okamžitá x -ová souřadnice cíle; okamžitá y -ová souřadnice cíle; okamžitá x -ová souřadnice kurzoru; okamžitá y -ová souřadnice kurzoru.

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. 5: 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:	
- časové zpoždění změn pohybu kurzoru za změnami pohybu cíle	parametr rt
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 v tab. 5, 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

Tímto postupem je možné sledovat vývoj definovaných parametrů v průběhu měření a s výhodou jej přehledně graficky zobrazit. Nevýhodou tohoto postupu je jeho citlivost na volbu dílčího souboru (okna), jehož „posunem“ po časové ose záznamu je monitorování prováděno.

Pro práci s parametry z bodu 3 v tab. 5 byl nastaven postup podle uvedeného pozměněného schématu:

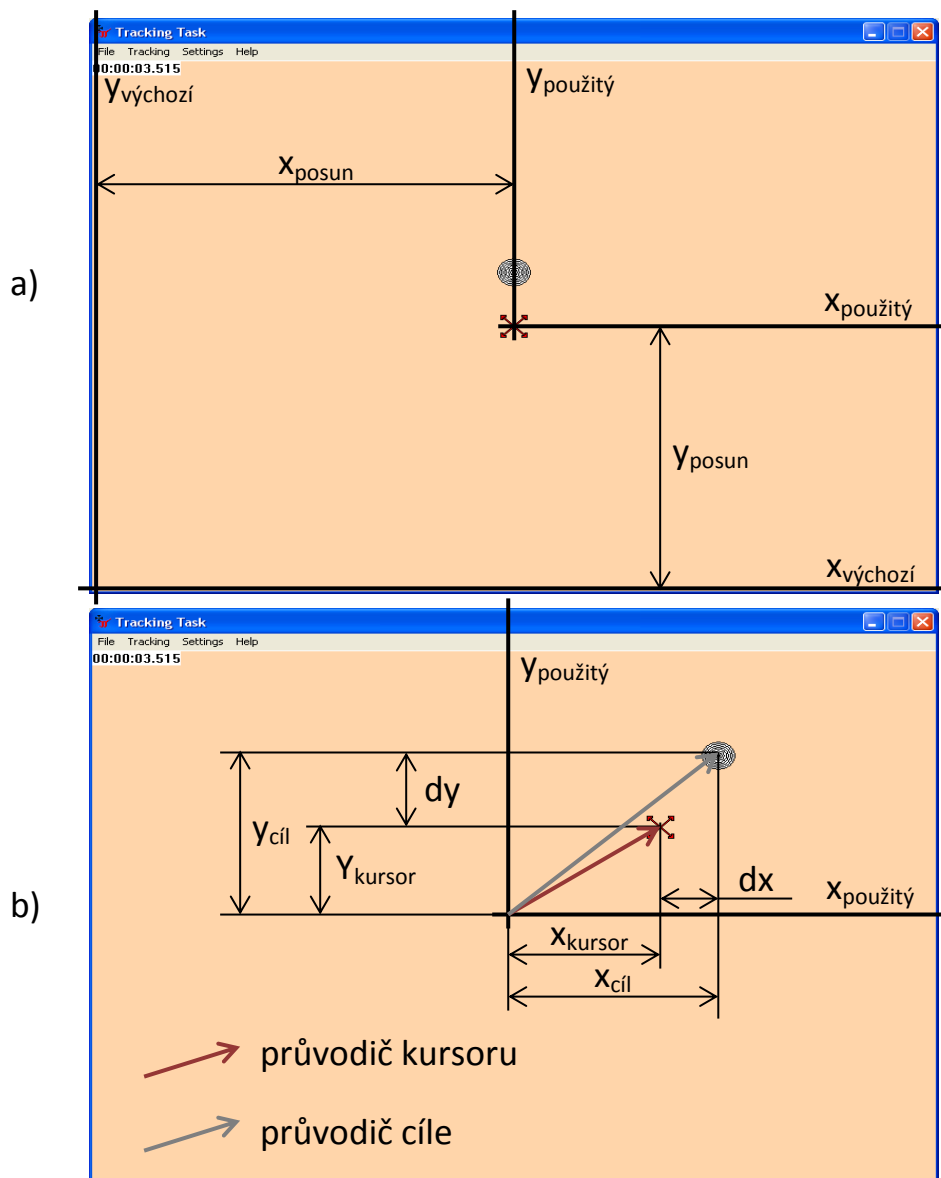
1. příprava dat pro výpočet statistických parametrů
2. volba velikosti dílčího souboru
3. rozdělení dat do souborů dle bodu 2 při respektování chronologie záznamu
4. výpočet statistických parametrů pro dílčí soubory
5. vytvoření výsledného souboru z hodnot z bodu 4

Monitorování vývoje situace v průběhu měření je provedeno stejným postupem jako v předchozím uvedeném případě se stejnými výhodami, ale i nevýhodami.

Společnou zmíněnou nevýhodou uvedených postupů je jejich citlivost na velikost zvoleného výpočtového okna. Přitom se jedná o zásadní otázku, protože nevhodnou volbou lze výsledky provedených analýz značně zkreslit či zcela znehodnotit. Vzhledem k tomu, že se v literatuře nepodařilo najít doporučení nebo postupy, jak velikost okna navrhnout, byly výše uvedené postupy zpracování dat provedeny pro okna v délce trvání: 1/2, 1 a 5 min. Porovnáním výsledků s výstupy analýz dat z dalších přístrojů a mezi sebou byla ve všech případech stanovena jako optimální délka 1 min.

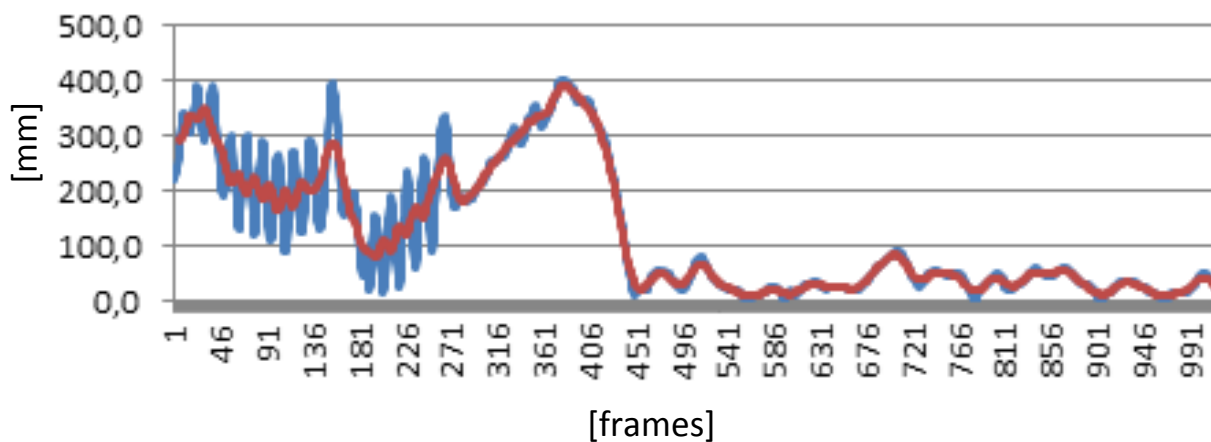
Pro možnost posouzení vzájemné okamžité polohy cíle a kurzoru využitím parametrů definovaných v bodě 1 tab. 5, jsme museli posunout výchozí souřadný systém do středu obrazovky. Pak je možné pro daný časový okamžik hodnotit u parametrů dx a dy znaménko, kdy kladné hodnoty znamenají, že kurzor stíhá cíl (má za ním zpoždění) a záporné hodnoty pak znamenají pravý opak.

Práce se souřadným systémem, souřadnicemi cíle a kurzoru a definice jednotlivých parametrů je zřejmá z obr. 18 a) a b).



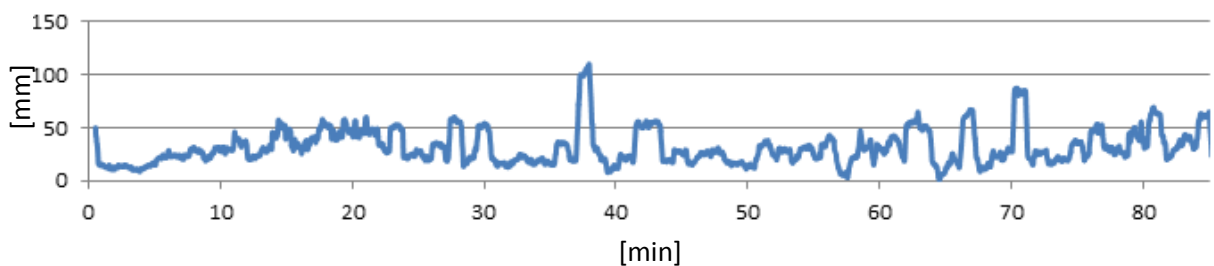
Obr. 18: Definice souřadného systému a jednotlivých parametrů

Před vlastním výpočtem definovaných parametrů musely být z důvodu značného rozptylu zaznamenávaných hodnot záznamy pohybu kurzoru částečně vyhlazeny aplikací plovoucího průměru. S ohledem na stanovené optimální rozlišení, se kterým jsou záznamy hodnocené, v době trvání 1 min a s přihlédnutím k „frekvenci“ změn směru pohybu cíle, byl pro vyhlazení navržen plovoucí průměr přes cca desetinásobek vzorkovací frekvence, tedy přes cca 10 s. Do uvedené 1 min pak vyšlo cca 6 hodnot. Úseky mezi hodnotami byly následně nahrazené automatickou funkcí typu spline. Porovnání původního a vyhlazeného záznamu je na obr. 19.

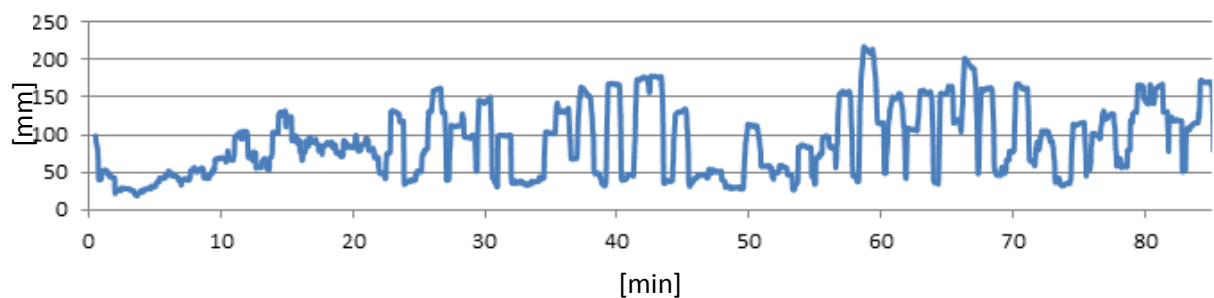


Obr. 19: Porovnání neupraveného a vyhlazeného záznamu

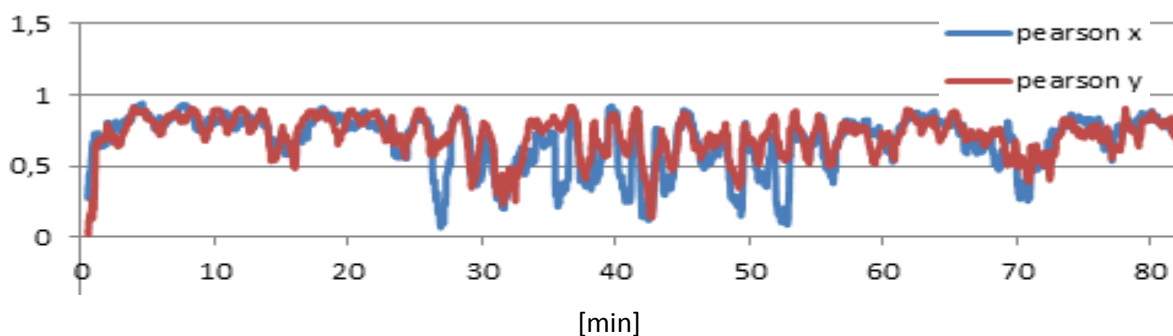
Výstupem práce výše popsané v této kapitole jsou tabelované hodnoty definovaných parametrů pro stanovenou velikost okna a především grafy zobrazující jejich vývoj v průběhu měření. Příklady zobrazených dat vybraných a připravených pro další zpracování jsou uvedeny na obr. 20 až 22.



Obr. 20: Průběh parametru d_r



Obr. 21: Průběh směrodatné odchylky



Obr. 22: Průběh Pearsonova koeficientu

6.3. Polygraf

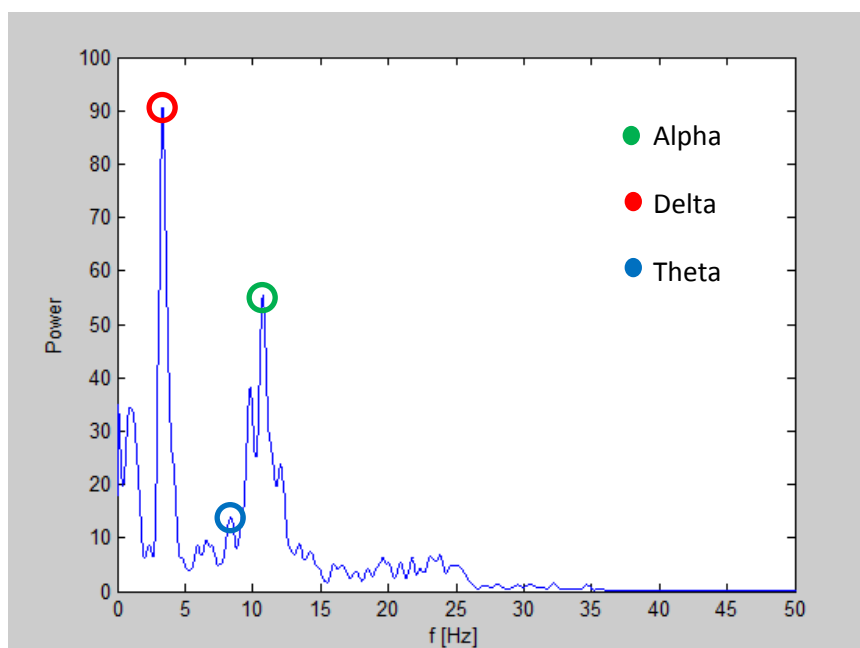
Pro zpracování signálu EEG byly vyzkoušeny různé komerčně dostupné programy určené především pro lékařské využití. Názorným výstupem těchto programů byly mapy mozkové činnosti vytvořené pro určený časový výsek nebo okamžik záznamu. S ohledem na závěry řešerše (kap. 3.2.3.1), které ukázaly, že prakticky neexistuje jednoznačná a spolehlivá interpretace EEG signálu bez znalosti faktického stavu subjektu, nebylo možné zmíněné softwary využít, protože podoba mapy byla silně závislá na velikosti okna, přes které byla stanovována. Mapy tak byly využity až pro validaci vlastního provedeního zpracování, kdy již byly identifikovány úseky únavy a mikrospánků.

Základem vlastního zpracování bylo rozložení zaznamenaného signálu na komponenty dle kap. 3.2.3.1, které umožnilo provedení rozboru signálu pro následné hodnocení založené na sledování poměrů zastoupení komponent alfa, beta a theta na určených kanálech, jak bylo stručně představeno v řešeršní části práce (kap. 3.2.3.1).

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

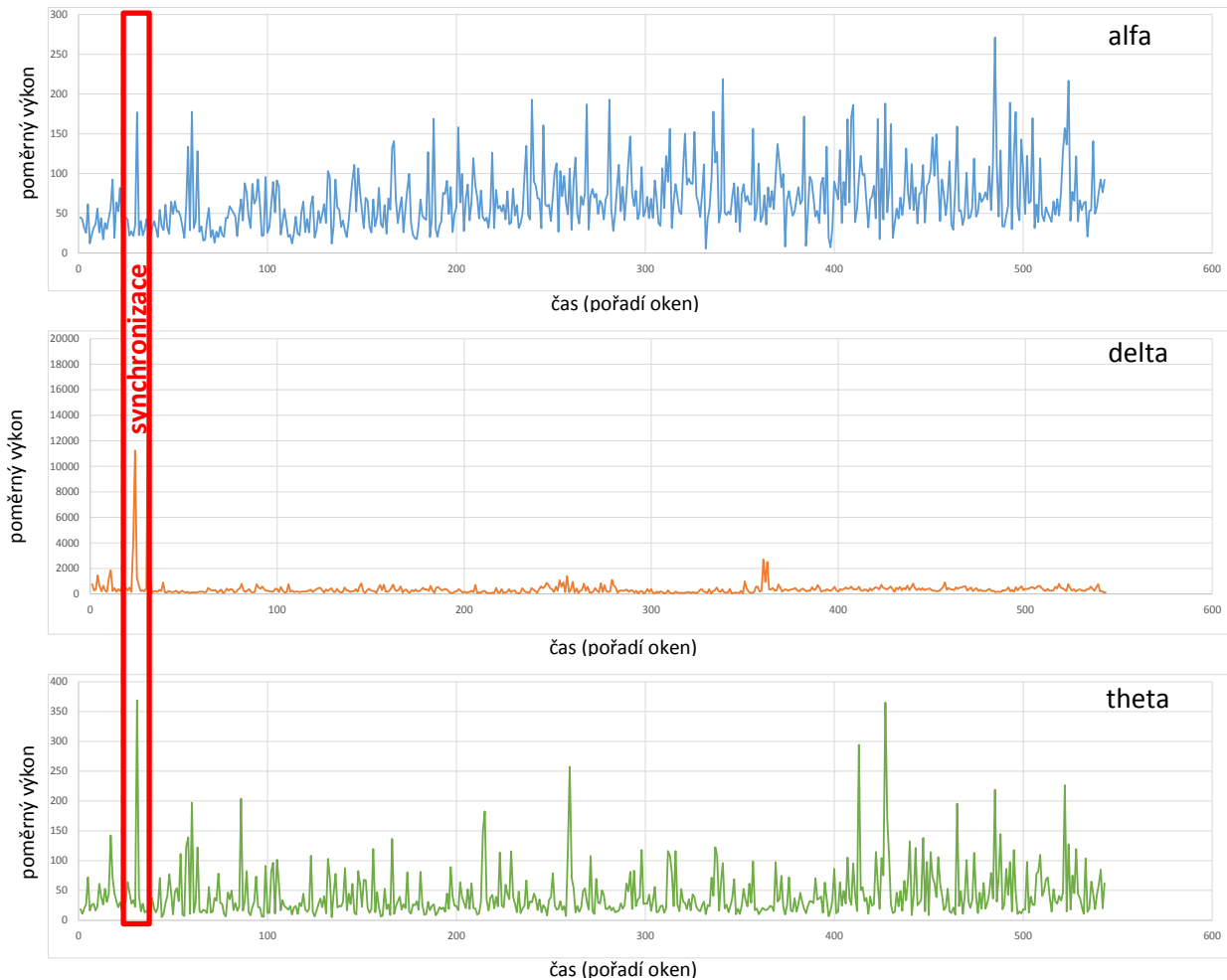
Prvním krokem zpracování bylo rozdělení záznamů na úseky (okna – často v literatuře používaný termín, pozn. aut.). Doba trvání úseků byla volena na hodnotách 10s, 30s, 1 min, 5 min a 10 min.

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. Tyto principy byly rovněž krátce zmíněny v kapitole 3.2.3.1. řešeršní části práce. Výsledkem tohoto kroku byla výkonová frekvenční spektra signálu pro dané úseky (obr. 23).



Obr. 23: Výkonové spektrum okna (výřez obrazovky vytvořeného softwaru)

Software následně vypsal hodnoty na příslušných výše definovaných komponentách (obr. 23), které současně seřadil podle chronologie jejich výskytu v záznamu. Výstupem tohoto procesu byly grafické zobrazení uvedených dat v závislosti na čase měření (obr. 24) a formátovaný textový soubor s hodnotami jednotlivých komponent v řešených časových úsecích.



Obr. 24: Průběh sledovaných komponent na jednom měřeném kanálu (příklad)

Vzájemným porovnáním takto připravených dat, bylo jako nejvhodnější pro práci s danými soubory, zvoleno okno o délce trvání 1 min. Takto připravená data pak byla využita v následující fázi práce, kde byla porovnávána s průběhy ostatních sledovaných veličin.

6.4. Spirometr

Z výstupních souborů ovládacího softwaru spirometru byly v prostředí tabulkového procesoru MS Excel vytvořeny komplexní semiautomatické výpočtové tabulky pro každou měřenou etapu každého probanda. Výsledná podoba takové tabulky je zřejmá z následujících obrázků (obr. 25 a 26).

	průměr	9,02	0,77	0,66	2	2,3	14,71
	medián	9	0,7	0,6	1,9	2,2	15
	smodch	1,81	0,312	0,276	0,659	0,614	3,056
čas	zátěž	VE	VIn	VEx	tIn	tEx	Bf
min:sec	W	l/min	l	l	s	s	1/min
	255						55
0:01	0	7	0,57	0,49	1,9	2,2	15
0:05	0	7	0,63	0,5	1,9	2,3	14
0:08	0	7	0,68	0,37	1,8	1,4	19
0:11	0	48	1,49	1,85	1,1	1,3	26
0:14	0	29	1,57	1,24	1,2	1,3	23
0:15	0	9	0,03	0,3	0,6	1,5	30
0:22	0	28	3,47	3,29	3,2	3,8	8

Obr. 25: Výřez výpočtové tabulky – prostor pro naměřená data (printscreen, příklad)

Modře označená oblast vyznačuje prostor pro umístění zaznamenaných dat. Horní fialová oblast obsahuje základní statistické informace o naměřených veličinách (aritmetický průměr, medián a směrodatnou odchylku).

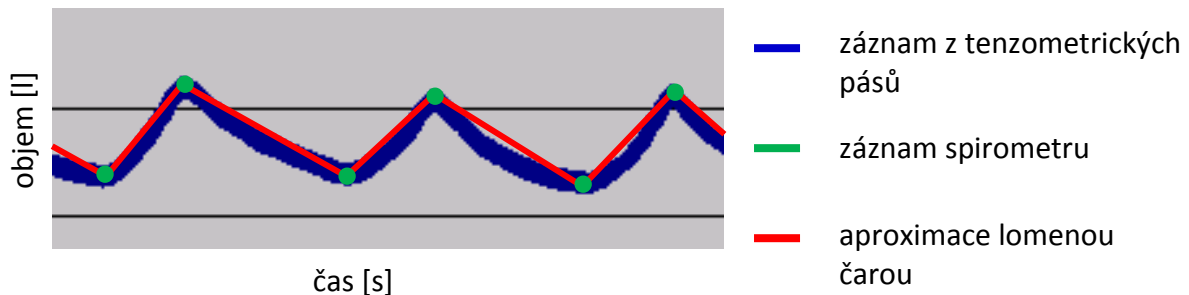
Z uvedených dat byly vypočítávány parametry pro další analýzy popsané dále s ohledem na značení příslušných sloupců v obr. 26.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
čas in	čas ex	tg IN	tg EX	nest. IN ano/ne	nest. EX ano/ne	nest. IN vel.	nest. EX vel.	nest. V ano/ne	nest. V vel.	nest. f ano/ne	nest. f vel.	nest. V rozptyl	nest. f rozptyl
s	s	l/s	l/s	---	---	l	l	---	l	---	1/min	l ²	1/min ²
0													
1,9	4,1	0,3	0,223			0	0		0		0		
6	8,3	0,332	0,217			0	0		0		0		
10,1	11,5	0,378	0,264		1	0	-0,307		0	1	19		
12,6	13,9	1,355	1,423	1	1	0,691	1,173	1	-0,482	1	26		
15,1	16,4	1,308	0,954	1	1	0,771	0,563	1	0,208	1	23		
17	18,5	0,05	0,2	1	1	-0,769	-0,377	1	-0,392	1	30		
21,7	25,5	1,084	0,866	1	1	2,671	2,613	1	0,058	1	8		

Obr. 26: Výřez výpočtové tabulky – výpočtový prostor (printscreen, příklad)

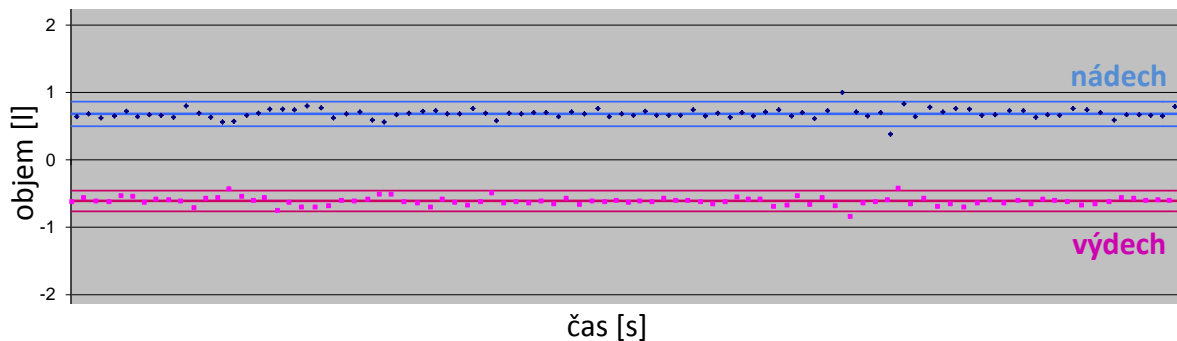
1. Ve sloupci „čas in“, resp. „čas ex“ jsou uvedené časy konců nádechů, resp. výdechů na reálné časové ose. Sloučením těchto dvou sloupců byla stanovena kompletní časová osa záznamu. K tomuto způsobu stanovení časové osy bylo nutné přistoupit s ohledem na fakt, že časovač spirometru zaznamenává pouze celé sekundy a navíc se proti záznamu postupně významně zrychluje. To je dáno nastavením operačního systému zařízení s tím, že pro běžná spirometrická vyšetření v řádu spíše jednotek minut je výsledná odchylka časovače od reálné časové osy velmi malá a na stanovení správných závěrů nemá vliv.

2. Při velmi hrubé aproximaci dechové křivky lomenou čarou, je možné efektivně hodnotit rychlost nádechu ($tg\ IN$), resp. výdechu ($tg\ EX$) použitím směrnice odpovídajícího úseku křivky (obr. 27).



Obr. 27: Aproximace dechové křivky lomenou čarou (ilustrační obr.)

3. Za nádechovou objemovou nestacionaritu byla považována taková hodnota objemu, která se nacházela mimo pásmo vytyčené kolem aritmetického průměru nadechovaných objemů násobkem příslušné směrodatné odchylky (obr. 28). Velikost násobků se pohybovala od 0,5 do 1.



Obr. 28: Dechová křivka s vyznačenými pásy „ustálených“ nádechů a výdechů

Číslice „1“ znamená, že nestacionarita je v daném časovém okamžiku přítomna. Prázdné políčko svědčí naopak o její nepřítomnosti.

4. Výdechové objemové nestacionarity byly identifikovány postupem popsaným v bodě 3 (viz pásmo ustálených výdechů v obr. 28) s tím, že velikost násobků směrodatných odchylek se pohybovala od 1,5 do 2. Způsob vyznačení přítomnosti byl stejný jako v bodě 3.
5. Velikost nádechové objemové nestacionarity je určena rozdílem okamžitého vdechnutého objemu od jeho dlouhodobé průměrné hodnoty. Kladný výsledek znamená, že okamžitý vdechnutý objem byl větší než průměrný.
6. Velikost výdechové objemové nestacionarity je určena rozdílem okamžitého vydechnutého objemu od jeho dlouhodobé průměrné hodnoty. Kladný výsledek znamená, že okamžitý vydechnutý objem byl větší než průměrný.
7. V případě, že jak nádech, tak výdech daného respiračního cyklu byly identifikovány jako nestacionární z hlediska objemů, byl celý daný cyklus označen jako nestacionární. Způsob označení jeho přítomnosti odpovídá výše uvedenému.

8. Míra nestacionarity respiračního cyklu je stanovena na základě jednoduché úvahy, která je zřejmá z následujících vztahů:

- rozdíl vdechovaných a vydechovaných objemů by měl být při ustáleném dýchání nulový: $\bar{V}_{IN} - \bar{V}_{EX} = 0$, (1)

kde \bar{V}_{IN} je ideální nádechový a \bar{V}_{EX} je ideální výdechový objem.

- pokud ideální hodnoty ze vztahu (1) označíme jako střední reálného dýchání, pak reálné objemy lze popsat následujícími rovnicemi:

$$V_{IN} = \bar{V}_{IN} + V_{IN}^N, \text{ resp.} \quad (2)$$

$$V_{EX} = \bar{V}_{EX} + V_{EX}^N, \quad (3)$$

kde V_{IN}^N , resp. V_{EX}^N jsou objemy nestacionárního nádechu, resp. výdechu.

- dosazením vztahů (2) a (3) do (1) a úpravou lze získat rovnici popisující ustálené dýchání zatížené přítomností nestacionarity:

$$(V_{IN} - V_{EX}) + (V_{EX}^N - V_{IN}^N) = 0, \quad (4)$$

kde člen v závorce vyjadřuje její míru a je tak použit jako kvantifikátor velikosti nestacionarity popisovaného dechového cyklu.

9. Spirometr z délky nádechu a výdechu automaticky dopočítával okamžitou dechovou frekvenci. Jedná se tedy o spojitou veličinu, která se pohybuje výhradně v kladném spektru hodnot (viz poslední sloupec tabulky na obr. 25). Sloupec 9 tabulky na obr. 26, obsahuje informaci o přítomnosti hodnot, které byly identifikovány jako projevy frekvenční dechové nestacionarity porovnáním s dlouhodobou průměrnou hodnotou dechové frekvence v rámci daného záznamu. Způsob značení přítomnosti nestacionarity je stejný jako v případech jejích objemových variant.

10. Ve sloupci 10 jsou uvedeny konkrétní hodnoty okamžitých dechových frekvencí identifikovaných nestacionarit.

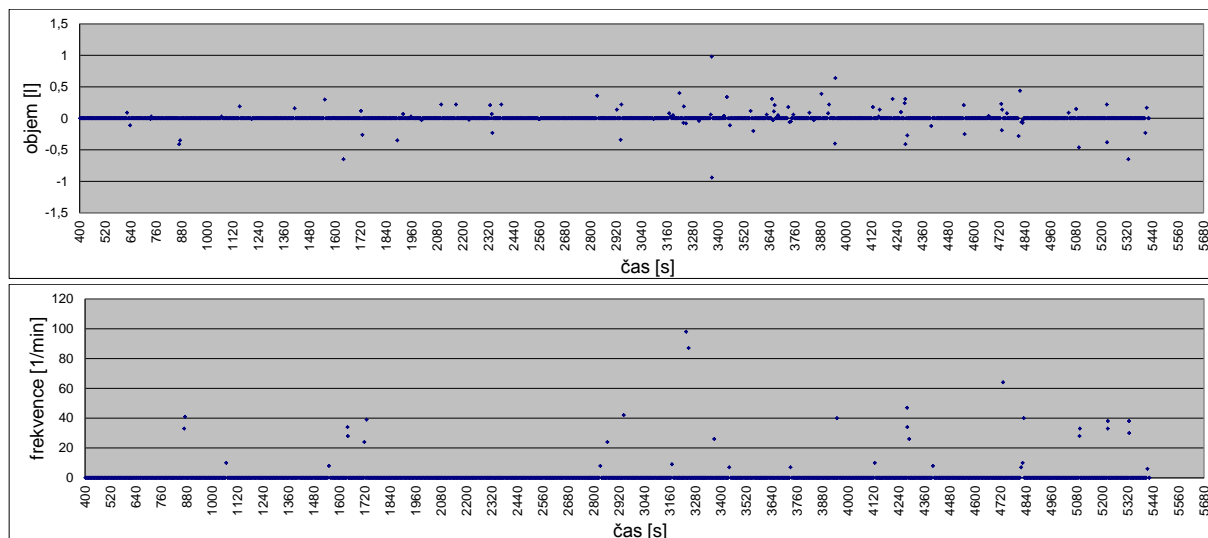
11. Jako parametr hodnotící vývoj výskytu objemových nestacionarit v průběhu měření byl použit „plovoucí“ rozptyl souboru jejich hodnot ve výpočtových oknech volené velikosti od 1 do 20 min.

12. Pro hodnocení vývoje výskytu frekvenčních nestacionarit v průběhu měření byl použit rovněž „plovoucí“ rozptyl souboru jejich hodnot ve výpočtových oknech dle bodu 11.

Doplňkovým parametrem byl korelační koeficient hodnotící vztah průběhů plovoucích rozptylů objemových a frekvenčních nestacionarit. Koeficient byl počítán využitím funkce „corell“ programu MS Excel, ve kterém je rovněž definován jeho obor hodnot od -1 pro inverzní funkce do +1 pro funkce zcela shodné.

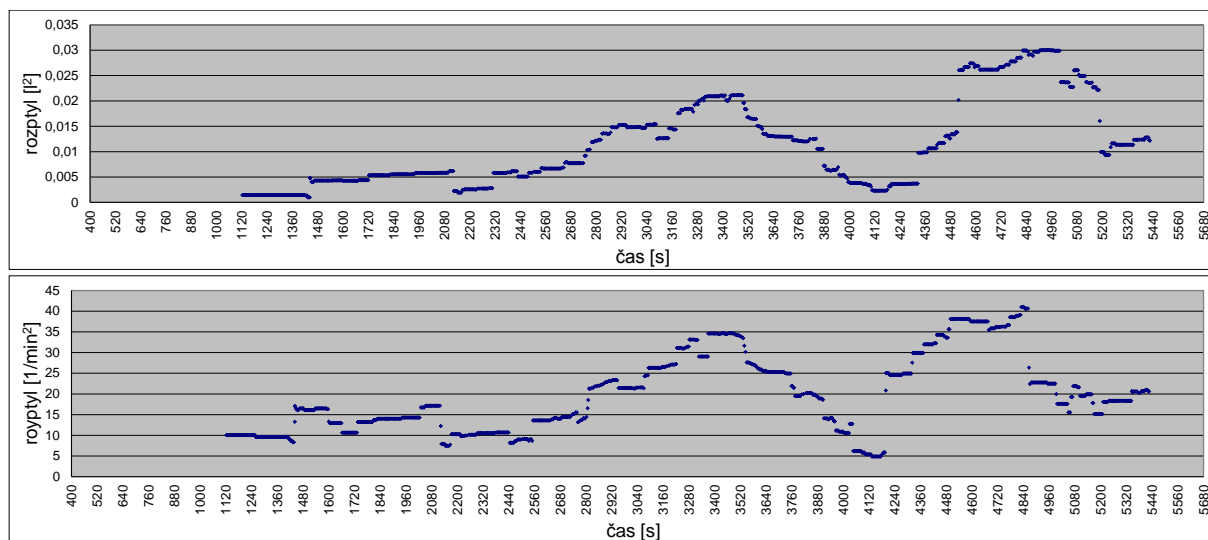
V rámci zpracování byla pochopitelně provedena ještě řada dalších výpočtů a návrhů různých parametrů pro monitorování vývoje různých veličin v průběhu měření. S ohledem na přehlednost a srozumitelnost tohoto textu byly zmíněny zejména ty, které se nějakým způsobem promítly v následujících fázích práce.

Primárním výstupem této etapy tak byly především grafy zobrazující vývoj objemových a frekvenčních nestacionarit v průběhu měření jednotlivých probandů (obr. 29).



Obr. 29: Vývoj nestacionarit v průběhu měření v reálném čase (příklad)

Sekundárním výstupem byly grafy vývoje zmíněných 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. Obr. 30 uvádí příklady připravených grafů vývoje popisovaných rozptylů objemových i frekvenčních nestacionarit.



Obr. 30: Vývoj rozptylu objemových (a) a frekvenčních (b) nestacionarit v průběhu měření (příklad)

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.

6.5. Tenzometrické pásy

Vzhledem k nastavené vzorkovací frekvenci obsahují záznamy téměř 1,5 mil. řádků a při použití dostupných tabulkových procesorů kladou značné nároky na parametry použitého počítače.

Primární zpracování dat bylo proto provedeno na pracovní stanici laboratoře BEZ určené pro takto náročné úkoly. V rámci této fáze byla pro pracovní rozsah napětí stanovena doplňková měřicí funkce, podle které se měnil poměr signálů obou pásů při jejich stejné velké deformaci daný vztahem:

$$\frac{U_H}{U_S} = -10^{-9} \cdot U_H^6 + 4 \cdot 10^{-7} \cdot U_H^5 - 5 \cdot 10^{-5} \cdot U_H^4 + 0,0024 \cdot U_H^3 + 0,0428 \cdot U_H^2 + 0,316 \cdot U_H - 11,185, \quad (5)$$

kde U_H , resp. U_S je voltaické napětí měřené na horním, resp. spodním pásu.

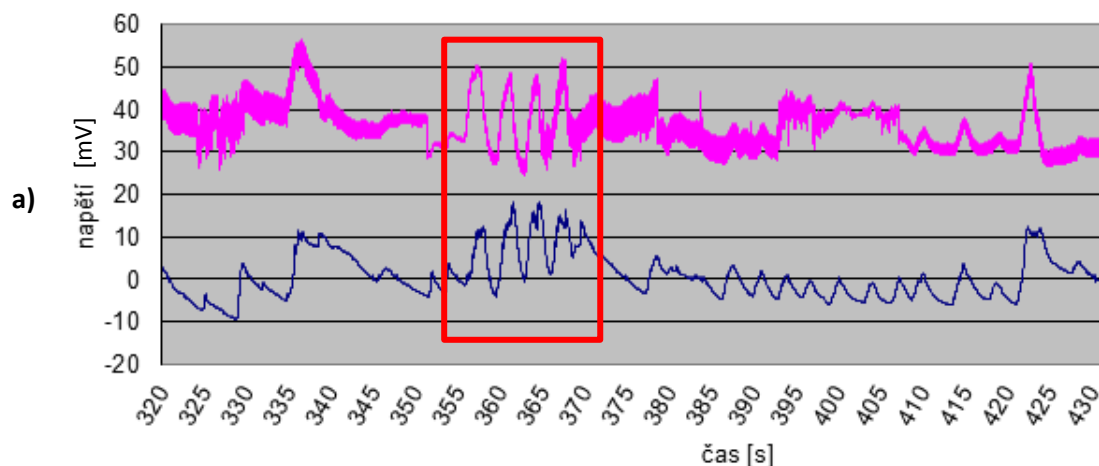
Ve druhé fázi zpracování měl být na základě porovnání části záznamů s údaji o dechových objemech ze spirometru navržen přepočítaných údajů z mV na litry a podle tohoto přepočtu pak měly být zaznamenaná data graficky zobrazena. Bohužel se tuto fázi nepodařilo uspokojivě dokončit především z důvodu nestabilního 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.

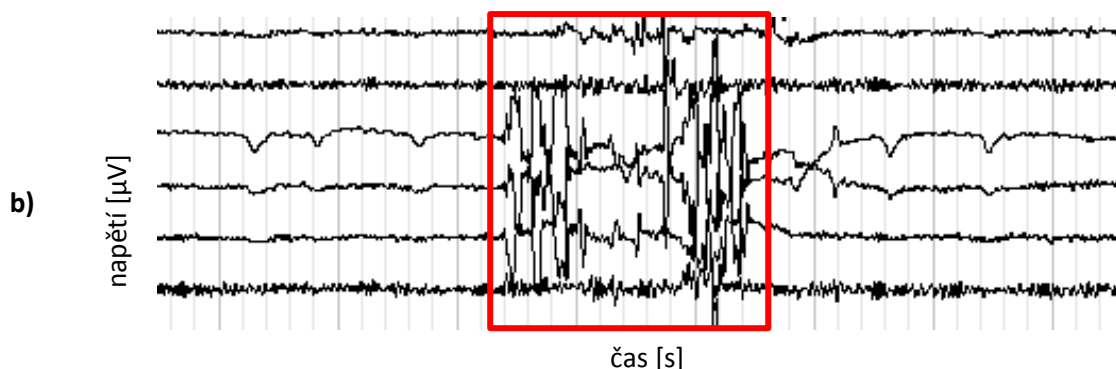
Využití pro data však existuje. V rámci krátkých (max. několik min.) úseků signál má často stabilní charakter a vzhledem k poměrně vysoké vzorkovací frekvenci je průběh nestacionarit velmi pravděpodobně zaznamenaný dost detailně, aby byl použitelný k jejich popisu a následné klasifikaci. Tato problematika je však svým rozsahem zcela nad rámec a v této fázi výzkumu i mimo zaměření práce a nebyla v současnosti dále rozpracována.

6.6. Synchronizace záznamů

Vzhledem k absenci hardwarové synchronizace musela být zaznamenaná data jednotlivými přístroji vzájemně přesně synchronizována zpětně.

Východiskem této synchronizace byl manévr provedený vždy na počátku měření, který se v záznamech jednotlivých přístrojů projevil významnou amplitudou signálu (obr. 31).



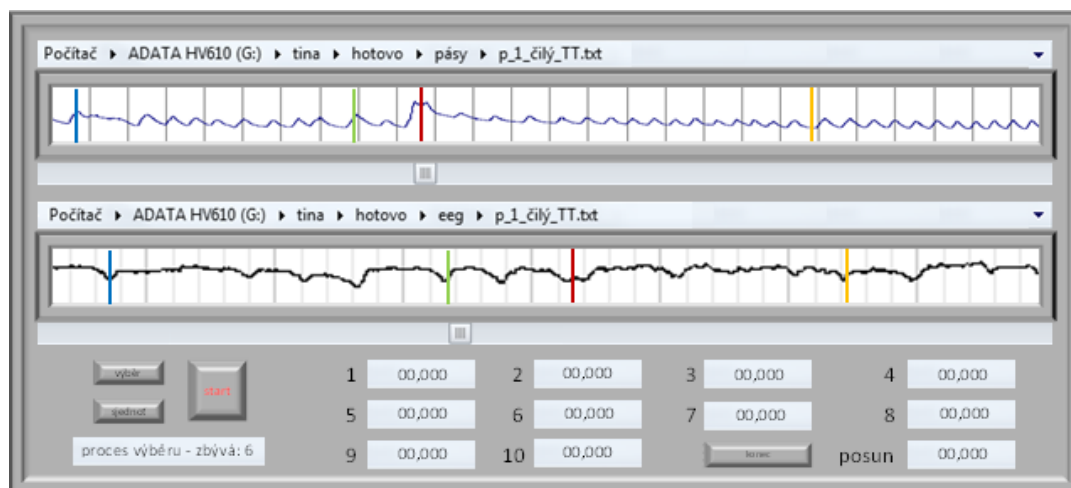


Obr. 31: Projev synchronizačního manévru v záznamech z tenz. pásů (a) a polygrafu (b) (příklad)

Za výchozí byla považována časová osa EEG a za faktický počátek měření (tedy čas roven 0) byla zvolena pátá minuta záznamu po vykonaném synchronizačním manévru (kap. 5.2). Toto posunutí nuly bylo určeno na základě rozboru okolí synchronizačního manévru v záznamech spirometru a hrudních pásů, ze kterého uvedená hodnota vyšla jako čas, po kterém bylo dýchání všech probandů opět stabilizované a ustálené.

Provedená synchronizace založená pouze na srovnání časových os podle synchronizačního manévru byla označena jako prvotní a umožnila vyrovnání časových údajů s přesností v řádu jednotek sekund. Tato odchylka s postupujícím časem měření vedla k nepřesnostem větším než několik minut, které nemohly být s ohledem na zaměření práce akceptovány.

Ke zpřesnění synchronizace byl vytvořen jednoúčelový software v prostředí programu MatLab, který dokázal pracovat vždy se dvěma záznamy. Horní zobrazený záznam je výchozí a spodní je s ním synchronizován. V záznamech bylo možné barevně označit až 10 událostí v obou záznamech s tím, že stejné barvy znamenaly stejné události (obr. 32).



Obr. 32: Uživatelské prostředí synchronizačního softwaru

Software pak porovnával časové údaje vyznačených událostí obou záznamů a časové osy pak posouval tak, aby dosáhl nastavené maximální přípustné časové odchylky pro všechny označené události.

Provedením této sekundární synchronizace bylo dosaženo stavu, kdy maximální vzájemná odchylka časových os jednotlivých záznamů nepřekročila 1 s.

7. Vyhodnocení dat

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 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.

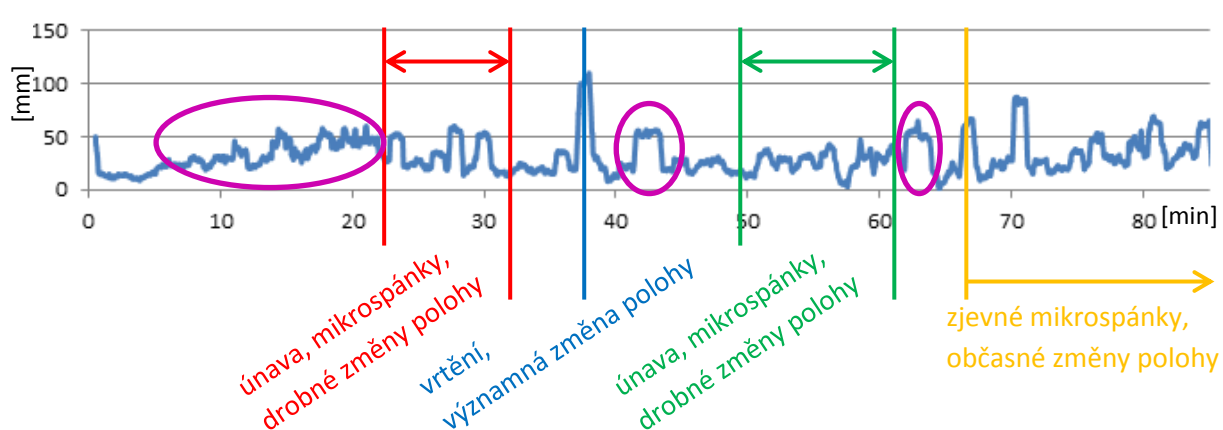
Jednotlivé fáze vyhodnocení jsou přestaveny v následujících kapitolách v chronologickém pořadí jejich provedení.

7.1. Porovnání TT s videem

Smyslem této fáze práce bylo ověřit, zda lze použitý TT uplatnit jako prostředek k monitorování únavy, jak bylo na základě výsledků rešerše (kap. 3.2.2.2) předpokládáno.

Za referenční bázi byl položen videozáznam, který lze s ohledem na fakta uvedená v kap. 3.2.3.5 považovat za spolehlivý.

Obr. 33 uvádí na příkladu dat probanda 2 průběh parametru dr z analýzy TT (kap. 6.2) vyneseny v časové ose měření sestavené hodnocením videozáznamu (kap. 6.1).

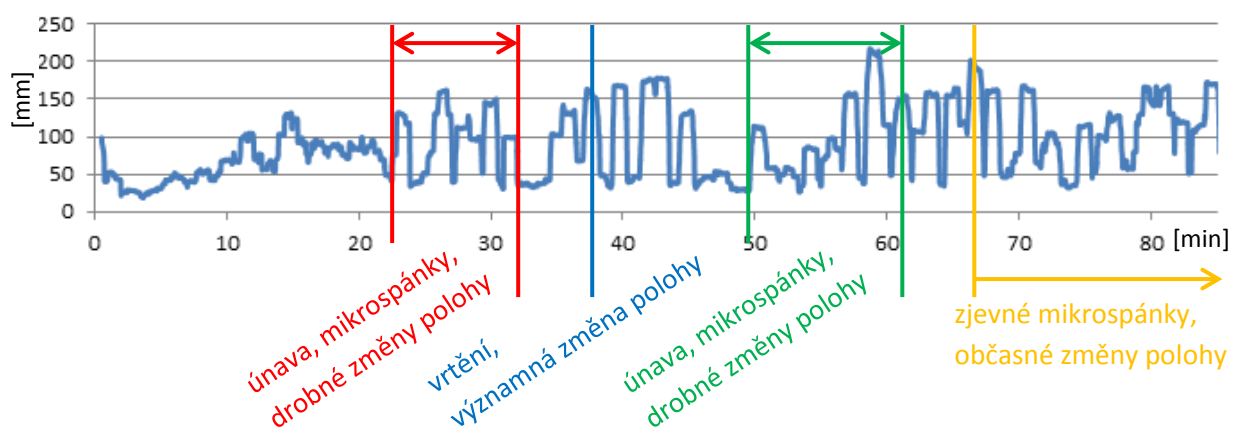


Obr. 33: Průběh parametru a časová osa měření z TT (proband 2, příklad)

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

Současně je vidět, že v grafu jsou přítomné další specifické úseky zakroužkované fialově, které nebyly rozborem videa identifikovány.

Na obr. 34 je zobrazen průběh směrodatné odchylky průvodiče z analýzy TT stejného probanda ve stejné časové ose a je vidět, že shoda je o poznání nižší.



Obr. 34: Průběh parametru a časová osa měření z TT (proband 2, příklad)

Uvedenými příklady je poukazováno na fakt, že pro případné použití dat z TT k monitorování únavy je důležitá volba vhodného parametru. Z tohoto důvodu byla u každého probanda podle výše uvedených obrázků provedena porovnání průběhů všech parametrů definovaných v kap. 6.2. Výsledkem tohoto procesu je konstatování, že u různých probandů vykazovaly nejlepší shodu různé parametry.

Ve shodě s názorem několika autorů dostupných studií (kap. 3.2.2.2.) lze tedy potvrdit, že data z použitého TT nejsou samostatně zcela spolehlivým indikátorem únavy, a proto nebyly ve výsledném vyhodnocení experimentu v tomto smyslu použity.

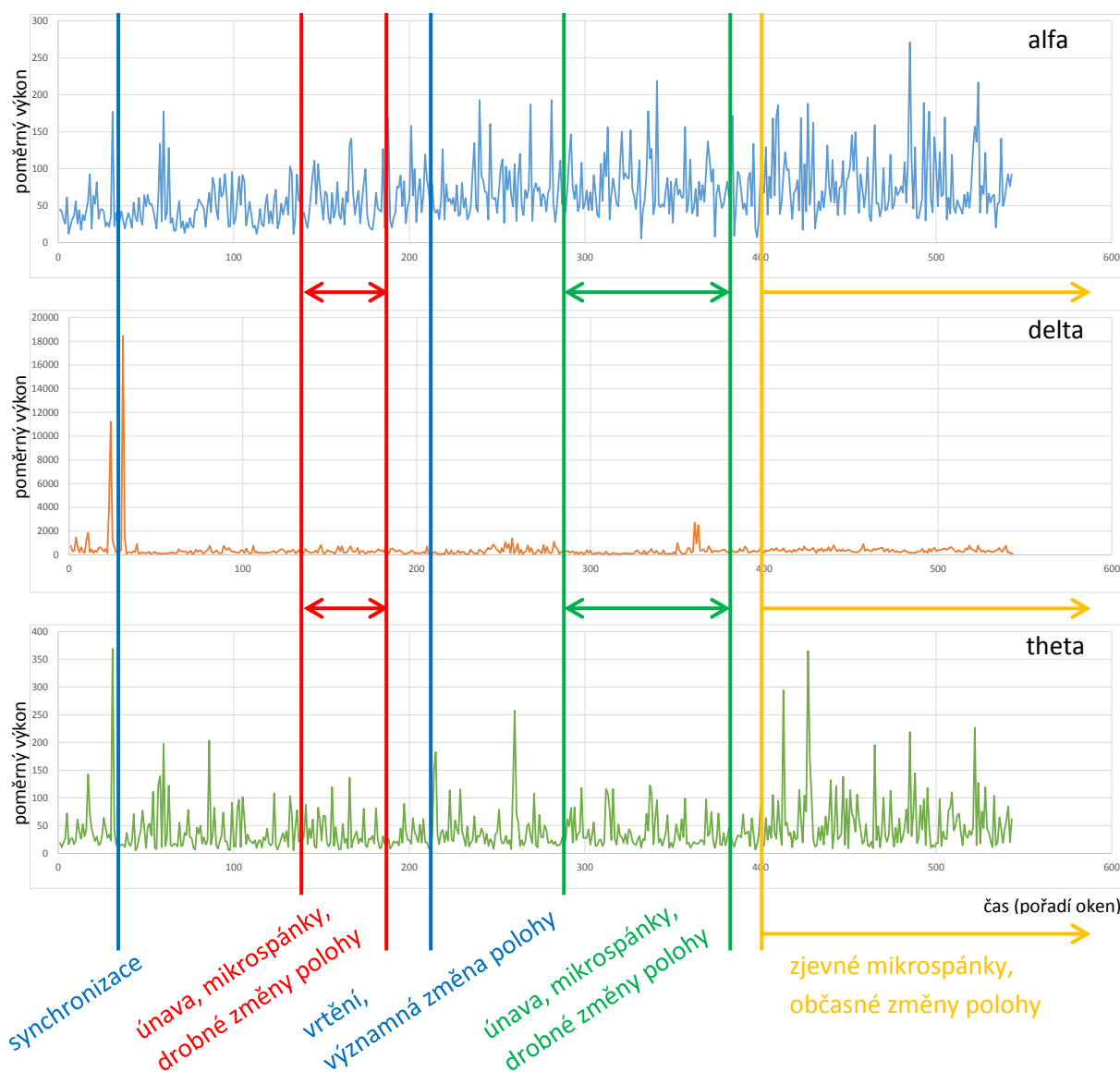
7.2. Porovnání EEG s videem

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 (kap. 3.2.3.1) a konzultací se specialisty byly ze sledování vyloučeny frekvence Gamma – 30 Hz, a Beta: 14 – 30 Hz, které se v přechodových předspánkových a spánkových stavech nevyskytují, a kanály v přední linii frontální oblasti a zadní linii okcipitální oblasti (obr. 13, kap. 5.4.2), které jsou významně zatíženy artefakty (mrkání, pohyby hlavy apod.).

K porovnání jsme tak vybrali 4 kanály (C4, P4, T5, T6) na třech sledovaných frekvencích pro každého probanda (Delta: 0,5-3,5 Hz, Alfa: 8-13 Hz a Theta: 4-7 Hz). 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 (obr. 35).



Obr. 35: Průběh parametru a časová osa měření z videozáznamu (proband 2, příklad)

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 definovaných v kap. 7.4 pro každého probanda zvlášť. Posuzování změn je založeno pouze na identifikaci přítomnosti zjevné změny amplitudy dané komponenty. Příklad tohoto prvotního vyhodnocení uvádí tab. 6, kde ve sloupcích označených „ano“ a „ne“ jsou počty nalezených výskytů v definovaných stavech subjektu.

Tab. 6: Identifikace únavových stavů čilého probanda 1 při TT (příklad)

Komponenta EEG	unaven			mikrospánky			spánek		
	ano	ne	poměr	ano	ne	poměr	ano	ne	poměr
alfa	3	0	3*	23	6	3,83	---	---	---
delta	2	1	2	21	8	2,63	---	---	---
theta	2	1	2	25	4	6,25	---	---	---

*v případě nulového výskytu u „ne“ je poměr roven počtu výskytů u „ano“

Při celkovém poměru rovném nebo větším než 3:1 ve prospěch „ano“ byla daná komponenta považována za citlivou k dané únavové změně.

Dosažené výsledky pro jednotlivé probandy byly v další fázi uspořádány do tab. 7.

Tab. 7: Poměry pro sledované komponenty u jednotlivých probandů

proband	unaven			mikrospánky			Spánek*		
	alfa	delta	theta	alfa	delta	theta	alfa	delta	theta
1	2,88	3,12	2,96	4,07	3,96	5,89	---	---	---
2	3,64	2,74	2,72	3,82	4,06	4,76	---	---	---
3	3,78	3,56	3,08	4,32	4,52	6,07	---	---	---
4	3,20	2,88	3,17	3,66	4,53	5,49	---	---	---
5	3,43	3,02	3,03	3,80	3,99	5,17	---	---	---
váha	3,39	3,06	2,99	3,93	4,21	5,48	---	---	---

*vzhledem k minimálnímu výskytu tohoto únavového projevu nebylo hodnoceno

Výsledná váha dané komponenty je pro jednotlivé únavové stavy probandů definována jako průměrný poměr z příslušných hodnot.

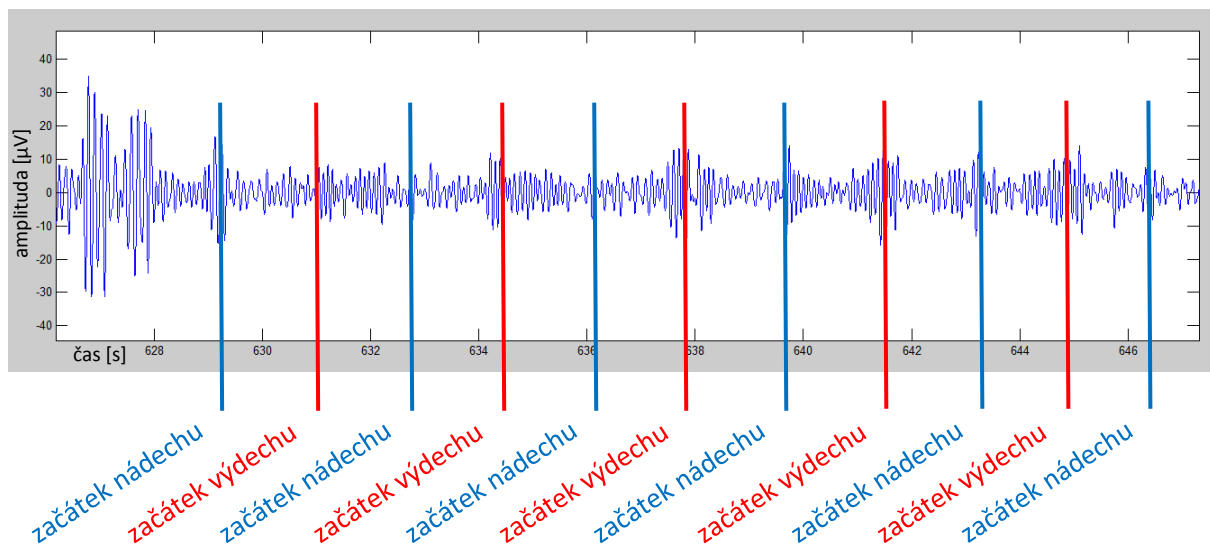
Na základě provedeného rozboru je v návaznosti na výsledky rešerše (kap. 3.2.3.1) možné definovat parametr indikující únavu např. takto:

$$P_{EEG} = \frac{A_{\alpha} \cdot V_{\alpha} + A_{\delta} \cdot V_{\delta}}{k_{\delta} \cdot V_{\delta} \cdot A_{\delta}}, \quad (6)$$

kde symbol V označuje příslušnou váhu, symbolem A je označena okamžitá amplituda dané komponenty a k_{δ} je konstanta pro kompenzaci řádového rozdílu amplitudy komponenty delta od zbylých dvou.

Z tab. 7 je dále zřejmé, že EEG může být poměrně spolehlivým indikátorem únavy, pokud existovala jen jedna možná interpretace dle klasifikovaného 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.

Další možností, jak monitorovat únavové projevy probandů, rovněž zmíněnou v rešeršní části práce, je hodnocení synchronizace sumované amplitudy EEG signálu s rytmem dýchání. Příklad provedení tohoto vyhodnocení provedeného dle metody Fabera na extrahované komponentě alfa (kap. 3.2.3.6.1) [20] je znázorněn na obr. 36.



Obr. 36: Synchronizace amplitudy komponenty alfa EEG signálu s rytmem dýchání (příklad)

Velmi podobné grafy poskytují i data ostatních probandů. Lze tedy potvrdit existenci sledované synchronizace v časově omezených úsecích, nicméně v celém záznamu ji i vzhledem k různým artefaktům potvrdit nelze. Z tohoto důvodu není ani tuto variantu vyhodnocení možné označit za spolehlivou pro samostatné použití k identifikaci únavy.

7.3. Výsledky vzájemného porovnání referenčních signálů

Výše uvedená konstatování z větší části potvrzují nálezy ostatních autorů (kap. 3.2) a jsou z nich dále zřejmé následující závěry důležité pro další etapy práce:

1. TT je velmi funkční simulace monotónní operátorské činnosti, ale k monitoringu nestupující únavy, není zcela spolehlivě použitelná.
2. EEG vykazuje k únavovým projevům dobrou citlivost. Vzhledem k nejednoznačnosti interpretace bez předchozí znalosti příslušného stavu probanda však nelze EEG signál či jeho vybrané komponenty jednoduše spolehlivě samostatně použít.
3. Prakticky jediným, samostatně a kdykoli použitelným způsobem pro monitorování vývoje únavy, je tak kamerový záznam obličeje probanda.

Pro účely této práce byly výsledky analýz TT a EEG použity spolu s výsledkem analýzy videozáznamu pro sestavení co nejpřesnějších časových os jednotlivých měření z hlediska výskytu únavových stavů probandů. Touto cestou byly eliminovány popsané nedostatky zmiňovaných metod a získaná data tak byla z pohledu možné chybné interpretace využita bezpečně.

7.4. 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.

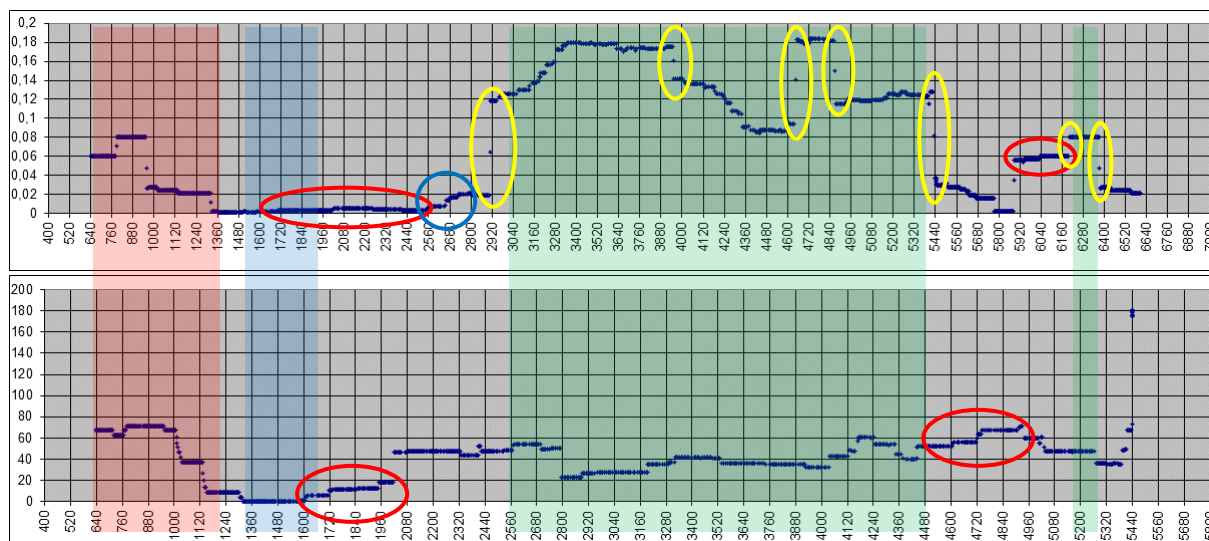
Pro lepší orientaci je zavedeno následující značení použité v uváděných grafech:

1. červená barva: neurčený komentovaný úsek
2. modrá barva: ustálené dýchání
3. zelená barva: silná únava, mikrospánky
4. žlutá barva: spánek
5. různými barvami zakroužkované oblasti: specifické úseky před nástupem únavy

7.4.1. Proband č. 1

7.4.1.1. Unavený, TT

Obr. 37 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [l/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 37: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

Kolísání průběhů v počáteční, červeně vyznačené fázi je způsobeno výpadkem dat měření a není tedy předmětem hodnocení.

V průběhu je dobře vidět modře označená oblast ustáleného dýchání jak z hlediska objemového, tak i frekvenčního, ve které klesají rozptyly sledovaných veličin prakticky na nulu.

V zeleně označených oblastech jsou oba rozptyly naopak významně vyšší než v jejich blízkém okolí.

Před nástupem silné únavy se v průběhu rozptylu objemových nestacionarit vždy objevily různě strmé, ale vždy stoupající úseky. Podobný fenomén, ale již ne tak jednoznačný, lze pozorovat i v případě rozptylu frekvenčních nestacionarit. Zajímavé jsou skokové změny rozptylu objemových nestacionarit (žlutě zakroužkované), které doprovází oblasti výskytu mikrosopánek.

Konkrétní hodnoty násobků směrodatných odchylek, pomocí kterých jsou stanoveny pásma považované za ustálené, uvádí tab. 8.

Tab. 8: Násobky směrodatných odchylek

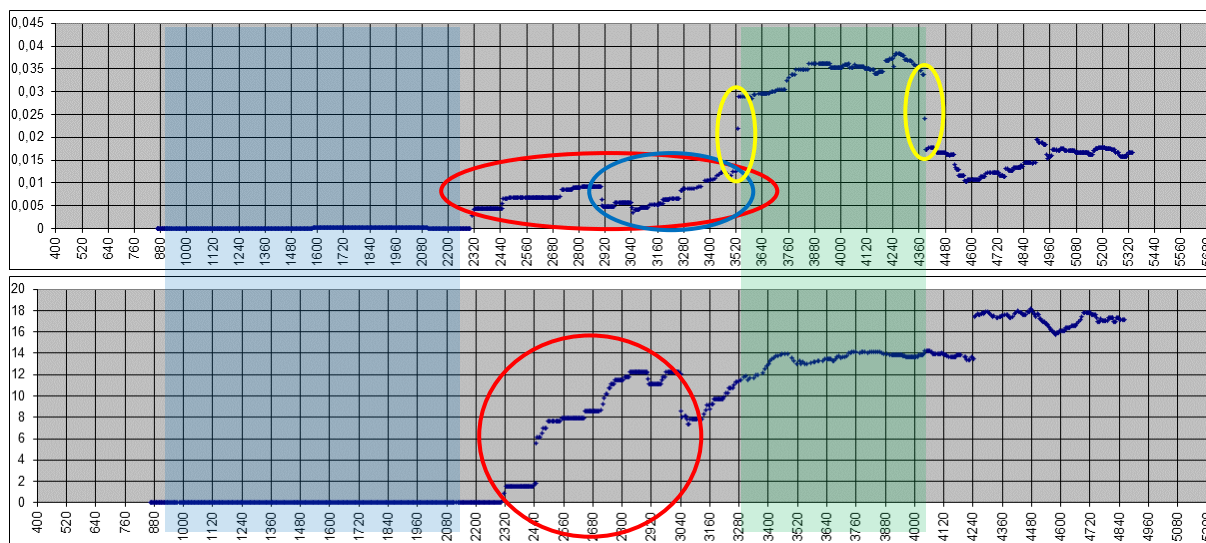
Nádechový objem	Výdechový objem	Frekvence
1	1	1,5

Uvedené nastavení bylo v rámci vzájemné porovnatelnosti výsledků použito pro data daného probanda i pro ostatní měření.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,247.

7.4.1.2. Unavený, relaxace

Obr. 38 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 38: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu je dobře vidět modře označená oblast ustáleného dýchání jak z hlediska objemového, tak i frekvenčního, ve které klesají oba rozptyly sledovaných veličin prakticky na nulu.

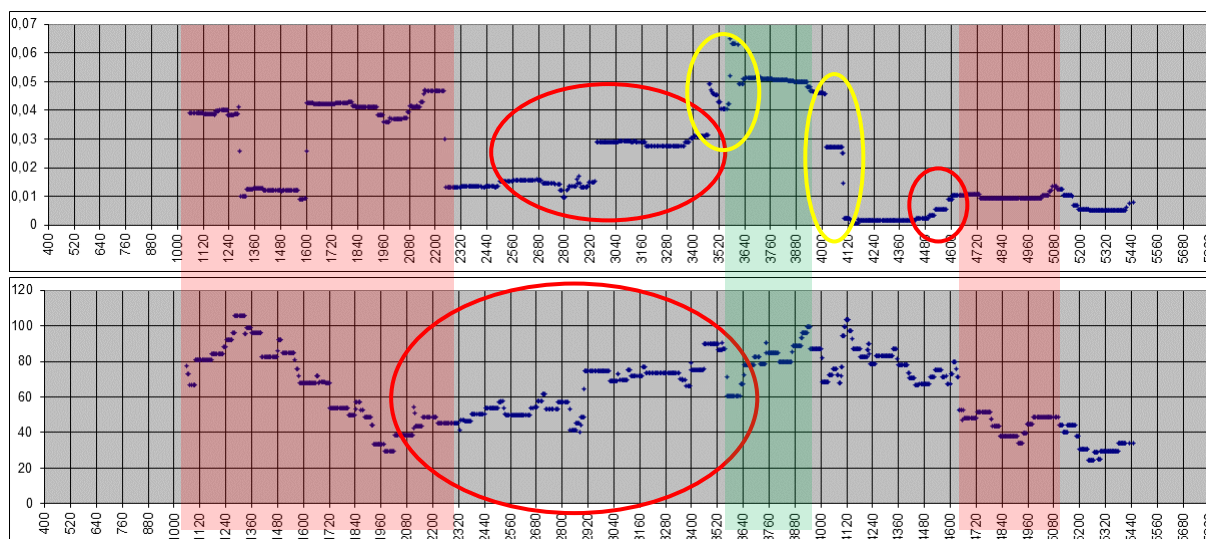
V zeleně označené oblasti jsou oba rozptyly naopak významně vyšší než v jejich blízkém okolí.

Před nástupem silné únavy se v průběhu rozptylu objemových nestacionarit objevily různě strmé stoupající úseky a skokové změny velikosti. Rostoucí charakter před výskytem mikrospánků vykazuje i průběh rozptylu frekvenčních nestacionarit.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,768.

7.4.1.3. Čilý, TT

Obr. 39 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 39: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu se prakticky nevyskytuje oblast ustáleného dýchání. V levé, červeně označené oblasti je průběh poznamenán zvýšenou pohybovou aktivitou probanda a nebyla tedy uvažována pro vyhodnocení.

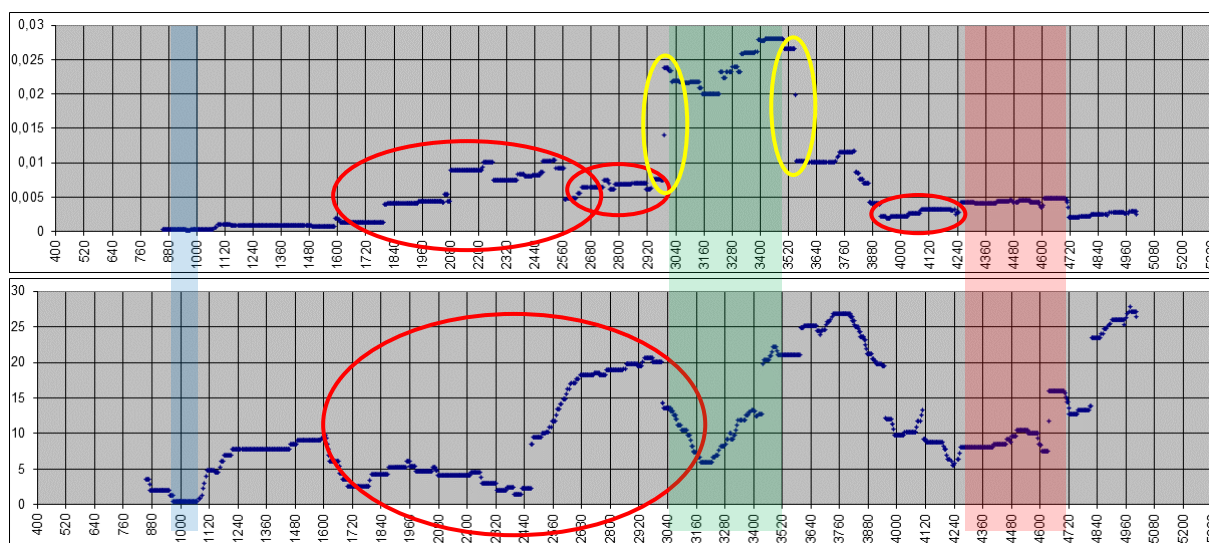
V zeleně označené oblasti se v omezené míře vyskytly velice krátké nevýrazné mikrospánky. V pravé, červeně označené oblasti se proband drobnými pohyby protahoval a hledal novou polohu na židli.

Upozornit lze rostoucí úsek patrný v obou grafech, na konci kterého je zmíněná zelená oblast krátkých mikrospánků doprovázená skokovými změnami velikosti rozptylu objemových nestacionarit. Před červeně vyznačenou oblastí opakovaných protažení se v průběhu rozptylu objemových nestacionarit objevil stoupající úsek.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,051.

7.4.1.4. Čilý, relaxace

Obr. 40 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 40: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu se velmi krátce vyskytuje oblast ustáleného dýchání v obou sledovaných parametrech.

Zeleně označená oblast vyznačuje úsek s výskytem krátkých nepřilíh výrazných mikrosnápků.

V červeně označeném úseku se proband opakovaně drobně protahoval.

V obrázku je zjevný vzrůstající charakter obou průběhů před oblastí výskytu mikrosnápků. V průběhu rozptylu objemových nestacionarit je výskyt mikrosnápků ohraničen skokovými změnami jeho hodnot. Před červenou oblastí opakovaných protažení se v průběhu rozptylu objemových nestacionarit objevil stoupající úsek.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,350.

7.4.1.5. Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný)

V tab. 9 jsou soustředěné hodnoty korelačních koeficientů z jednotlivých etap měření.

Tab. 9: Hodnoty korelačních koeficientů

	unavený	čilý
TT	0,247	0,051
relaxace	0,768	0,35
průměr	0,508	0,201
smochd	0,2605	0,1495

Hodnoty naznačují, že vlivem únavy dochází ke zlepšení vzájemné korelace průběhů sledovaných veličin.

Tab. 10 uvádí hodnoty variačních koeficientů definovaných jako poměr směrodatných odchylek celých záznamů k absolutním hodnotám odpovídajících aritmetických průměrů sledovaných objemových i frekvenčních nestacionarit pro všechny etapy měření. Koeficient je zde účelově prezentován jako míra charakteru záznamů z hlediska jejich stacionarity.

Tab. 10: Porovnání stacionarity záznamů

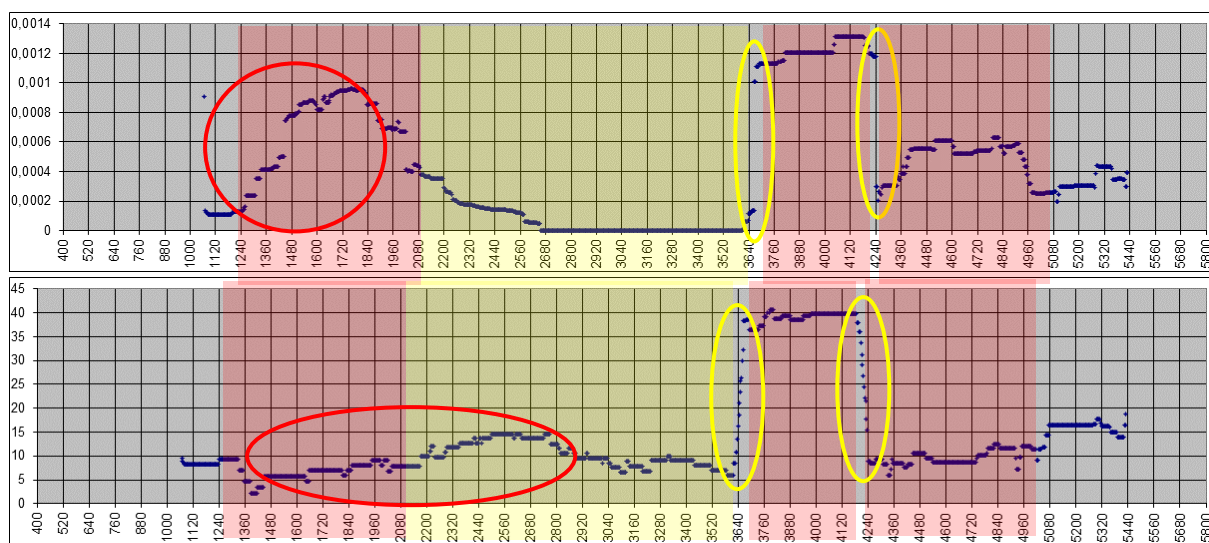
	objem		frekvence	
	unavený	čilý	unavený	čilý
TT	14,95	12,68	7,75	3,5
relaxace	11,66	6,99	3,09	3,22
průměr	13,31	9,84	5,42	3,36
smochd	1,645	2,845	2,33	0,14

Uvedené hodnoty naznačují, že v obou sledovaných oblastech (objemech i frekvencích) se vlivem únavy zvýrazňuje nestacionární charakter průběhů.

7.4.2. Proband č. 2

7.4.2.1. Unavený, TT

Obr. 41 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [I], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 41: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

Proband v průběhu měření tvrdě usnul, jak ukazuje přítomnost žlutě označené oblasti. Proces usínání spadá do levé červené oblasti s tím, že část grafu zakroužkovaná červeně v průběhu rozptylu objemových nestacionarit odpovídá počáteční fázi usínání (srov. s EEG). Zajímavý je posun lokálního maxima rozptylu frekvenčních nestacionarit prakticky až na hranici tvrdého spánku.

Prostřední červená oblast ohraničená skokovými změnami obou průběhů odpovídá procesu probouzení.

Poslední, pravá červená oblast je bdělý stav, ve kterém se proband vyrovnával s probuzením a orientoval se znovu v prostoru, čase a situaci.

Konkrétní hodnoty násobků směrodatných odchylek, pomocí kterých jsou stanoveny pásma považované za ustálené, uvádí tab. 11.

Tab. 11: Násobky směrodatných odchylek

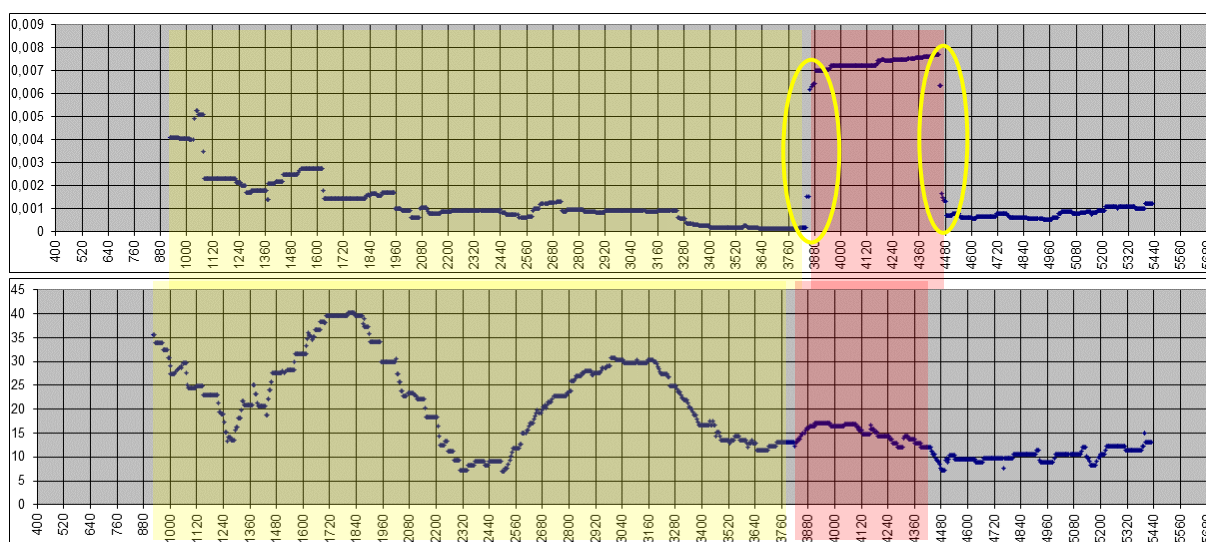
Nádechový objem	Výdechový objem	Frekvence
0,75 (1)	0,75 (1)	1,75

Uvedené nastavení bylo v rámci vzájemné porovnatelnosti výsledků použito pro data daného probanda i pro ostatní měření.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,643 pro násobek 0,75, resp. 0,622 pro 1.

7.4.2.2. Unavený, relaxace

Obr. 42 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 42: Průběh dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

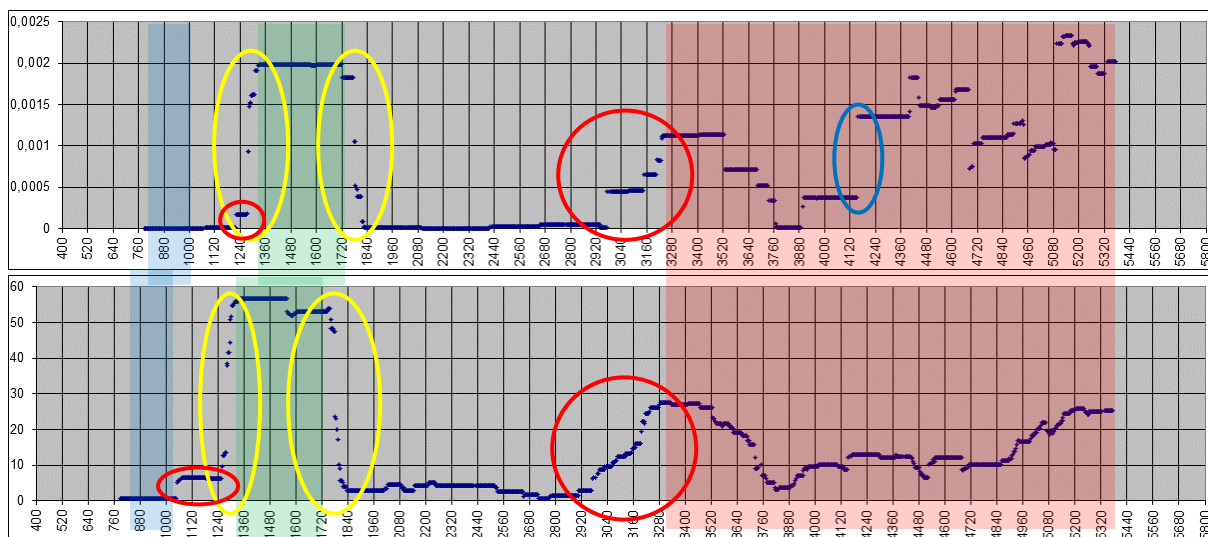
Při tomto měření proband bezprostředně po spuštění záznamu tvrdě usnul.

V červeně označené oblasti byl proband zásahem obsluhy laboratoře probuzen z důvodu jeho značného vychýlení na židli, které hrozilo vznikem úrazu. Proband se lekl a následně se orientoval v prostoru, čase a situaci. Oblast je ohraničena skokovou změnou průběhu pouze rozptylu objemových nestacionarit. V průběhu rozptylu frekvenčních nestacionarit je oblast zaznamenána nevýrazným lokálním maximem.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,077 pro násobek 0,75, resp. 0,143 pro 1.

7.4.2.3. Čilý, TT

Obr. 43 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 43: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

Na počátku záznamu je vidět oblast ustáleného dýchání, ke kterému se proband v průběhu měření ještě několikrát přiblížil.

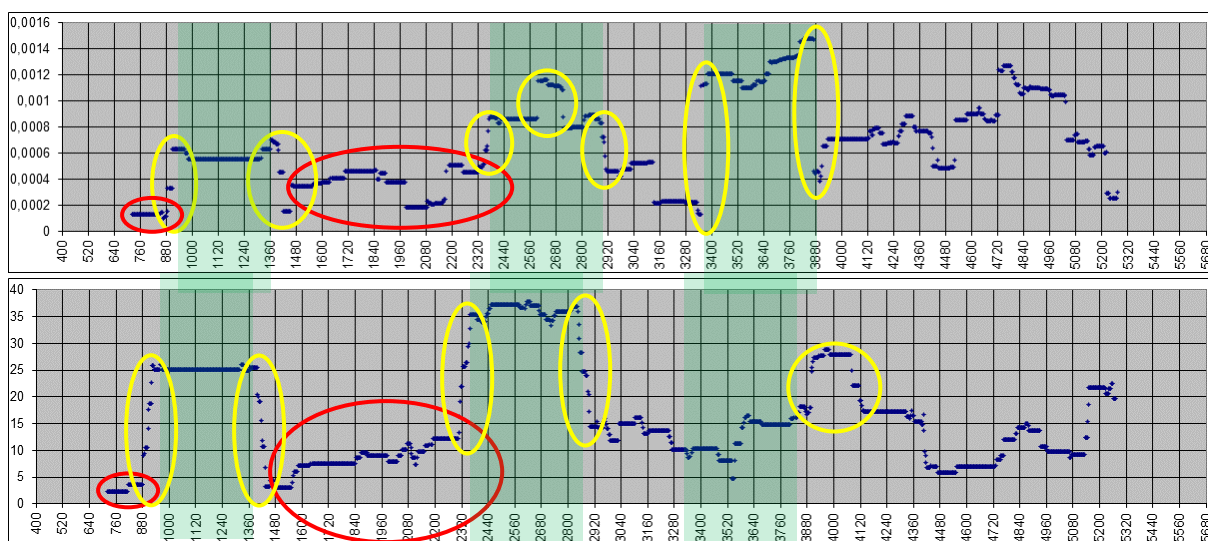
Zeleně označená oblast výskytu mikrospánků je charakteristická vysokými hodnotami obou rozptylů, ohraničením skokovými změnami jejich hodnot a krátkými rostoucími úseky před začátkem.

V červeně označené oblasti byly identifikovány různé únavové projevy včetně krátkých nahodilých mikrospánků. Oblasti je v obou grafech těsně předchází rostoucí úseky. Začátku série krátkých mikrospánků dobře odpovídá skoková změna hodnoty rozptylu objemových nestacionarit zakroužkovaná modře.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,988 pro násobek 0,75, resp. 0,989 pro 1.

7.4.2.4. Čilý, relaxace

Obr. 44 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [I], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 44: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu se vyskytují na sebe navazující oblasti výskytu markantních mikrosnávků, které jsou vždy ohraničené skokovými změnami průběhu rozptylu objemových nestacionarit. S výjimkou poslední oblasti existuje v tomto ohledu dobrá shoda obou průběhů. Začátkům prvních dvou vyznačených oblastí předchází rostoucí průběhy v obou sledovaných grafech.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,371 pro násobek 0,75, resp. 0,343 pro 1.

7.4.2.5. Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný)

V tab. 12 jsou soustředěné hodnoty korelačních koeficientů z jednotlivých etap měření pro hodnotu násobků objemových směrodatných odchylek rovno 1.

Tab. 12: Hodnoty korelačních koeficientů

	unavený	čilý
TT	0,643	0,988
relaxace	0,077	0,371
průměr	0,36	0,68
smochd	0,283	0,3085

S ohledem na velikost směrodatných odchylek vzhledem k hodnotám středních hodnot nelze v tomto případě učiti spolehlivý závěr. Pokud bychom vzali v úvahu trend v obou posuzovaných případech, který je shodně rostoucí, pak lze konstatovat, že korelace průběhů se s únavou zhoršuje.

Tab. 13 uvádí hodnoty variačních koeficientů sledovaných objemových i frekvenčních nestacionarit pro všechny etapy měření.

Tab. 13: Porovnání stacionarity záznamů

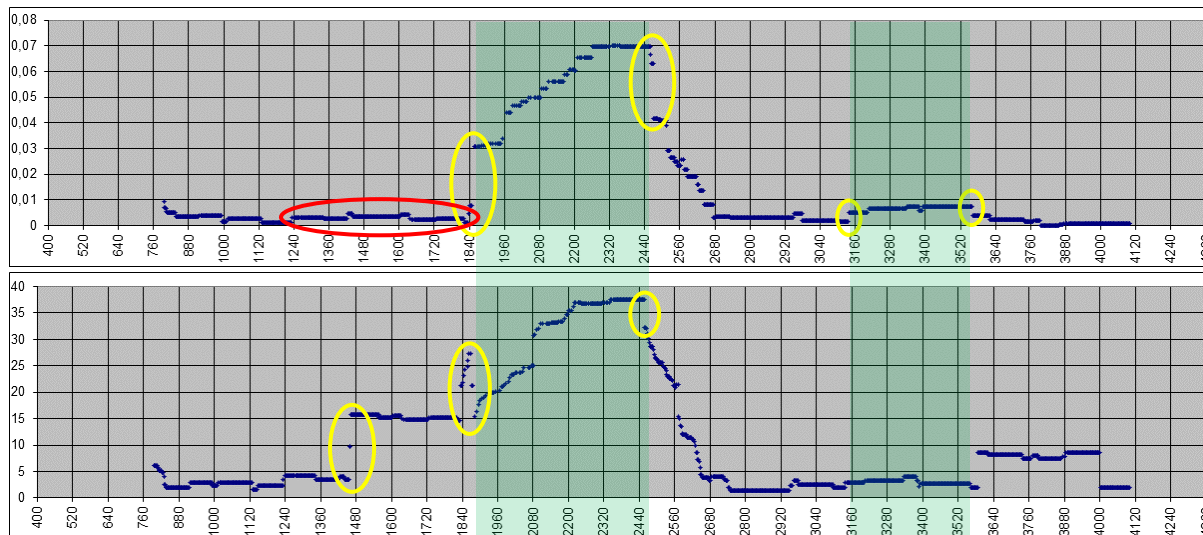
	objem		frekvence	
	unavený	čilý	unavený	čilý
TT	35,49	8,53	3,37	3,87
relaxace	41,15	26,18	3,59	2,6
průměr	38,32	17,36	3,48	3,24
smochd	2,83	8,825	0,11	0,635

Uvedené hodnoty naznačují, že v obou sledovaných oblastech (objemech i frekvencích) se vlivem únavy (spánkové deprivace) zvyrazňuje nestacionární charakter průběhů. Je potřeba podotknout, že změna charakteru je poměrně výrazná v případě objemových nestacionarit a naopak prakticky nepotvrditelná v případě nestacionarit frekvenčních.

7.4.3. Proband č. 3

7.4.3.1. Unavený, TT

Obr. 45 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 45: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu se vyskytují dvě oblasti výskytu únavejších projevů. Zatímco v levé zelené oblasti nastávaly opakovaně v rychlém sledu markantní mikrospánky, pravá označená oblast je charakteristická protahováním a hledáním nové pozice na židli.

Ze srovnání obou průběhů je zřejmá jejich dobrá shoda, která se ztratila pouze v okolí druhé oblasti výskytu nepstacionarit.

Oba označené úseky jsou ohraničené skokovými změnami průběhu rozptylu objemových nestacionarit. V průběhu rozptylu objemových nestacionarit lze dále nalézt specifický konkávní úsek nárůstu a poklesu, který předchází první označené oblasti únavy.

Konkrétní hodnoty násobků směrodatných odchylek, pomocí kterých jsou stanoveny pásma považované za ustálené, uvádí tab. 14.

Tab. 14: Násobky směrodatných odchylek

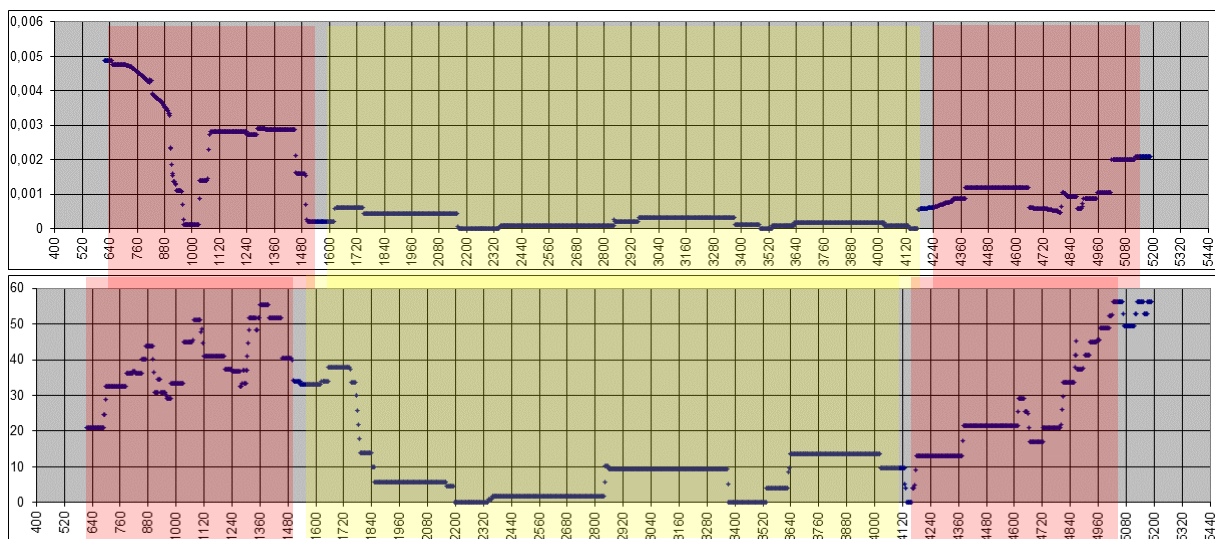
Nádechový objem	Výdechový objem	Frekvence
0,5	0,5	2

Uvedené nastavení bylo v rámci vzájemné porovnatelnosti výsledků použito pro data daného probanda i pro ostatní měření.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,904.

7.4.3.2. Unavený, relaxace

Obr. 46 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 46: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

Počáteční fáze je poznamenána mluvením probanda do masky, které spirometr zaznamenal a proces zpracování a vyhodnocení dat zde identifikoval významné nestacionarity. Úsek tedy nebyl předmětem hodnocení.

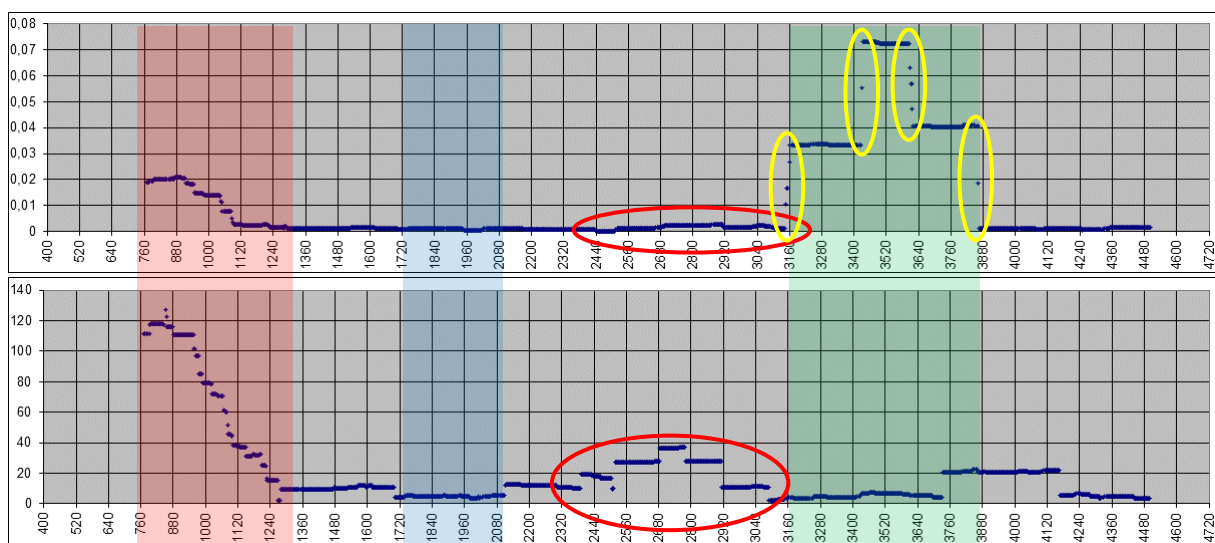
Prakticky bezprostředně po zahájení měření proband usnul a samovolně se probudil několik minut před koncem filmu. Proces probouzení je vyznačen červenou oblastí na konci záznamu.

Záznam byl ve vyhodnocení uvažován pouze v otázce korelací průběhů a hodnocení variačních koeficientů. Nalezené drobné nestacionarity v průběhu spánku nebyly hodnoceny.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,768.

7.4.3.3. Čilý, TT

Obr. 47 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [l/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 47: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu je vyznačena oblast ustáleného dýchání (modře), kterou by s ohledem na vlastní průběh měření s velmi nízkým počtem nestacionarit i z frekvenčního hlediska bylo rozšířit prakticky na celou oblast od původní červené po zelenou s výskytem únavových projevů.

Červeně označená oblast nebyla předmětem hodnocení, protože je opět deformována mluvením probanda přes masku.

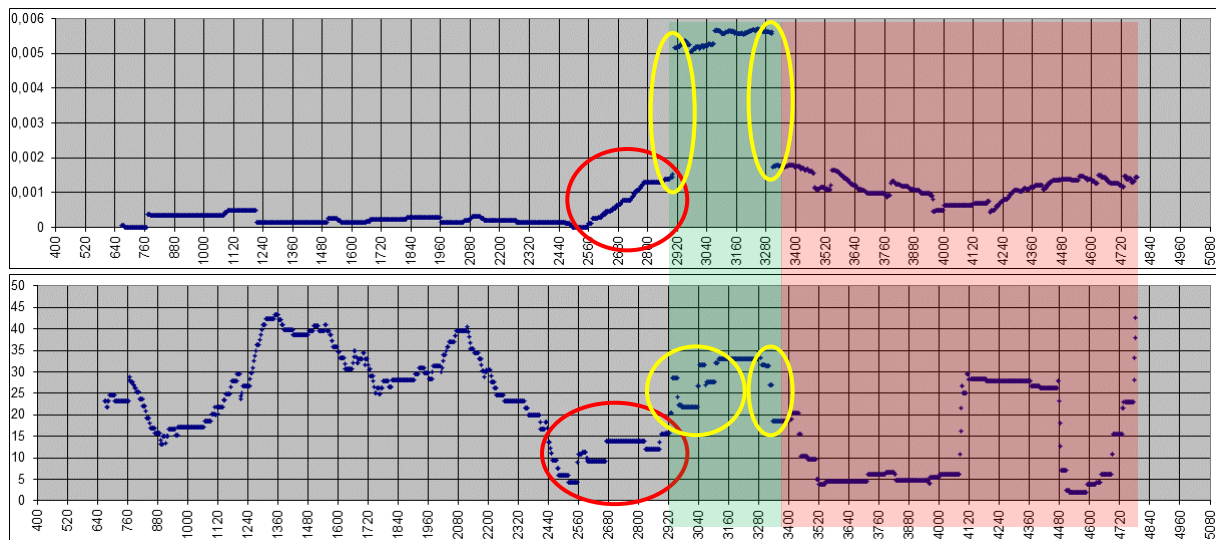
V zeleně označené oblasti jsou v průběhu rozptylu objemových nestacionarit dobře rozeznatelné tři „stupně“, které jsou výsledkem několika velmi hlubokých prodýchnutí probanda ve spojení s hledáním nové polohy na židli. Mikrospánky nebyly obrazovou analýzou jednoznačně potvrzené. Záznam EEG vykazoval v dané časové oblasti na sledovaných kanálech nárůst frekvencí alfa a theta, které signalizují změněný stav vědomí, nicméně mikrospánek rovněž jednoznačně potvrdit nelze.

Za pozornost stojí fakt, že v obou průbězích zelené oblasti předchází konkávní úsek nárůstu a následného poklesu hodnocených veličin.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,743.

7.4.3.4. Čilý, relaxace

Obr. 48 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 48: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu je zaznamenána jedna oblast s prokazatelnými mikrospánky, která je v průběhu rozptylu objemových nestacionarit ohraničena skokovými změnami průběhu a které v obou průbězích předchází rostoucí úsek.

V červeně vyznačené oblasti stojí za povšimnutí celkový nárůst rozptylu objemových nestacionarit v porovnání s úsekem před oblastí únavy.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,350.

7.4.3.5. Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný)

V tab. 15 jsou soustředěné hodnoty korelačních koeficientů z jednotlivých etap měření.

Tab. 15: Hodnoty korelačních koeficientů

	unavený	čilý
TT	0,904	0,316
relaxace	0,743	0,159
průměr	0,824	0,238
smochd	0,0805	0,0785

Hodnoty naznačují, že vlivem únavy dochází ke zhoršení vzájemné korelace průběhů sledovaných veličin.

Tab. 16 uvádí hodnoty variačních koeficientů sledovaných objemových i frekvenčních nestacionarit pro všechny etapy měření.

Tab. 16: Porovnání stacionarity záznamů

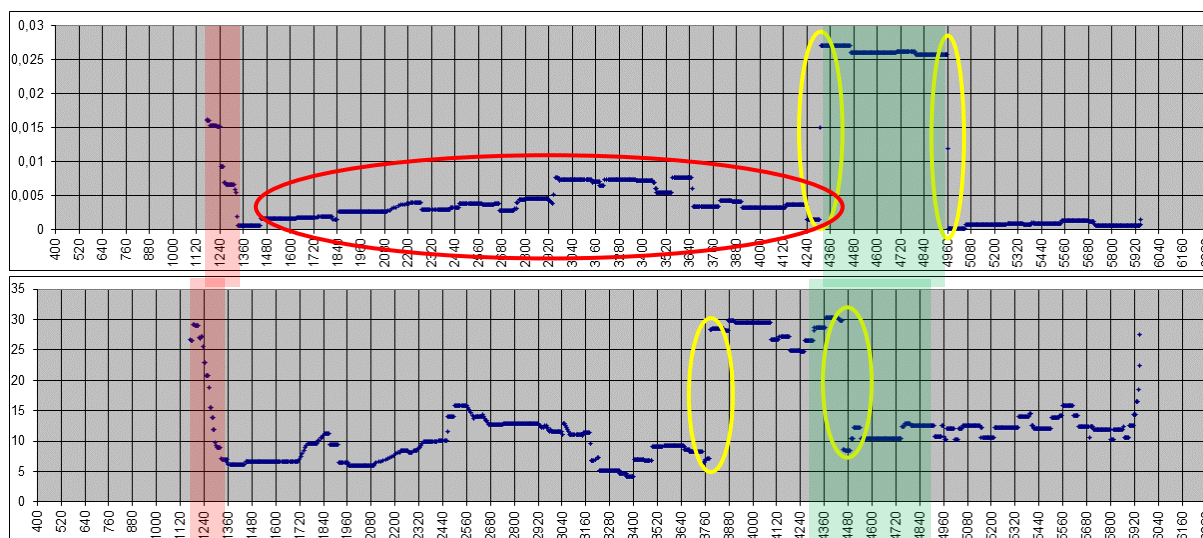
	objem		frekvence	
	unavený	čilý	unavený	čilý
TT	7,18	48,01	3,72	4,98
relaxace	15,69	124,79	2,89	3,5
průměr	11,44	86,4	3,31	4,24
smochd	4,255	38,39	0,415	0,74

Uvedené hodnoty naznačují, že v obou sledovaných oblastech (objemech i frekvencích) se vlivem únavy zvyrazňuje nestacionární charakter průběhů.

7.4.4. Proband č. 4

7.4.4.1. Unavený, TT

Obr. 49 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [l/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 49: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

Červeně označená oblast byla vyloučena z vyhodnocení, protože byla poznamenána zvýšeným výskytem nestacionarit způsobených manipulací s maskou.

Oblasti únavy s výskytem zjevných opakujících se mikrospánků předchází v průběhu rozptylu objemových nestacionarit konkávní úsek sledovaného průběhu. Oblast je ve stejném průběhu ohraničena skokovými změnami, které se v jejím průběhu a okolí nachází i v průběhu rozptylu frekvenčních nestacionarit.

Konkrétní hodnoty násobků směrodatných odchylek, pomocí kterých jsou stanoveny pásma považované za ustálené, uvádí tab. 17.

Tab. 17: Násobky směrodatných odchylek

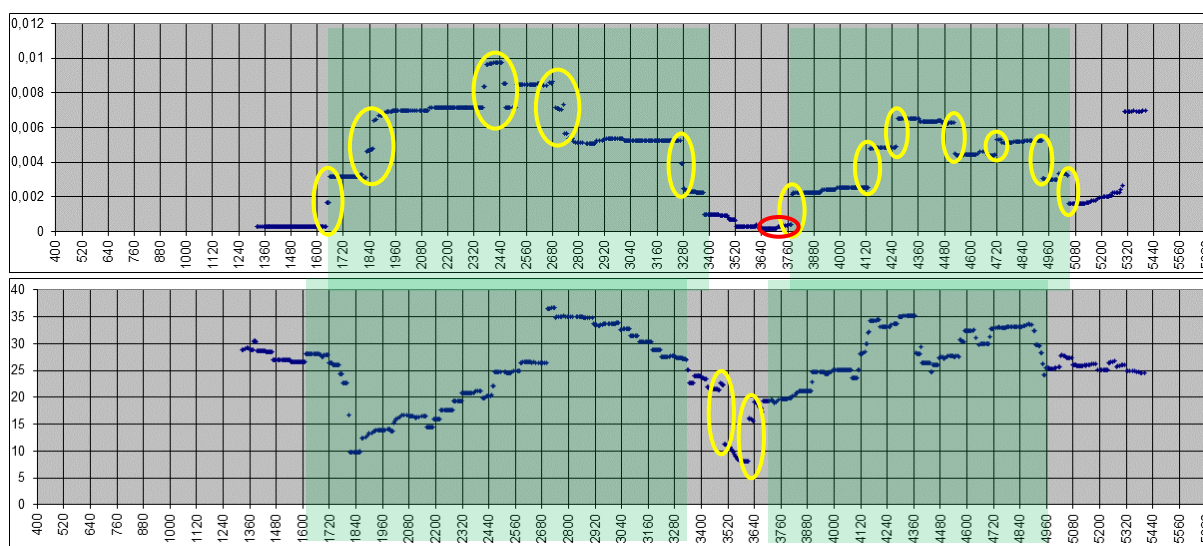
Nádechový objem	Výdechový objem	Frekvence
1 (0,75)	1 (0,75)	1,5

Uvedené nastavení bylo v rámci vzájemné porovnatelnosti výsledků použito pro data daného probanda i pro ostatní měření.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,141 pro násobek 1, resp. 0,168 pro 0,75.

7.4.4.2. Unavený, relaxace

Obr. 50 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 50: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

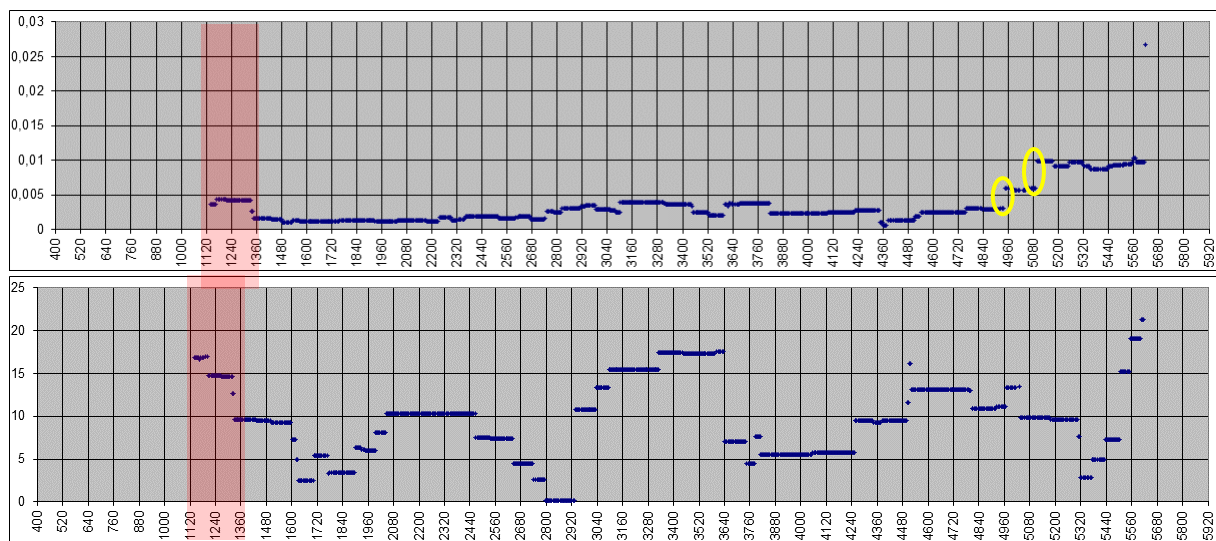
Prakticky celý průběh měření je poznamenán výskytem různě výrazných mikrospánků. Především v průběhu rozptylu objemových nestacionarit jsou úseky zvýšeného výskytu mikrospánků v označených oblastech dobře vidět, protože jsou vždy ohraničeny skokovými změnami hodnot sledované veličiny.

Za povšimnutí stojí i krátký úsek, kde se proband chvilkově „probral“ a na konci kterého dochází opět k růstu rozptylu objemových nestacionarit (červeně zakroužkováná oblast).

Hodnota korelačního koeficientu je 0,095 pro násobek 1, resp. 0,092 pro 0,75.

7.4.4.3. Čilý, TT

Obr. 51 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 51: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

Červeně označená oblast nebyla hodnocena, protože je zasažena manipulací s maskou.

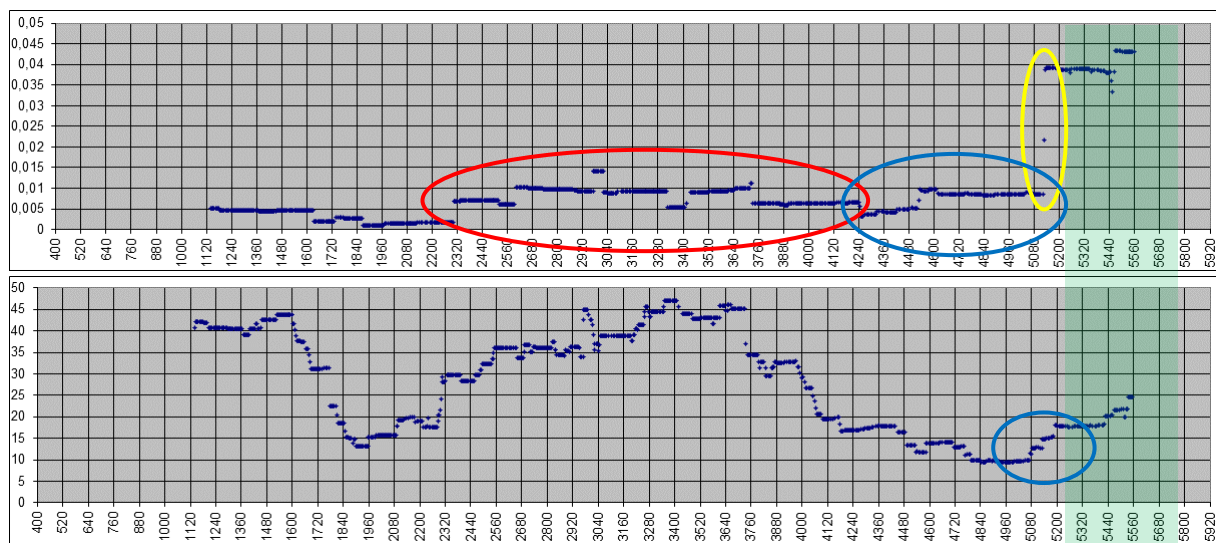
V průběhu byly identifikovány pouze občasné nepřilíš hluboká prodýchnutí a hledání nové polohy na židli, které se vyskytují na konci záznamu, a dobře s nimi korespondují vyznačené skokové změny průběhu rozptylu objemových nestacionarit.

Za povšimnutí stojí v grafu rozptylu objemových nestacionarit zjevný rostoucí charakter průběhu v celém záznamu.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,196 pro násobek 1, resp. 0,143 pro 0,75.

7.4.4.4. Čilý, relaxace

Obr. 52 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 52: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V měření se vyskytla oblast výskytu opakovaných krátkých mikrospánků až na samém konci záznamu. Oblast je v průběhu rozptylu objemových nestacionarit doprovázena na hranici svého počátku skokovou změnou hodnoty sledované veličiny a dále jí předchází konkávní úsek (červeně zakroužkovaná oblast) a stoupající úsek (modře zakroužkovaný), který je patrný i v druhém zobrazeném průběhu.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,012 pro násobek 1, resp. -0,011 pro 0,75.

7.4.4.5. Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný)

V tab. 18 jsou soustředěné hodnoty korelačních koeficientů z jednotlivých etap měření.

Tab. 18: Hodnoty korelačních koeficientů

	unavený	čilý
TT	0,141	0,196
relaxace	0,095	0,012
průměr	0,118	0,104
smochd	0,023	0,092

Hodnoty naznačují, že vlivem únavy dochází ke zhoršení vzájemné korelace průběhů sledovaných veličin.

Tab. 19 uvádí hodnoty variačních koeficientů sledovaných objemových i frekvenčních nestacionarit pro všechny etapy měření.

Tab. 19: Porovnání stacionarity záznamů

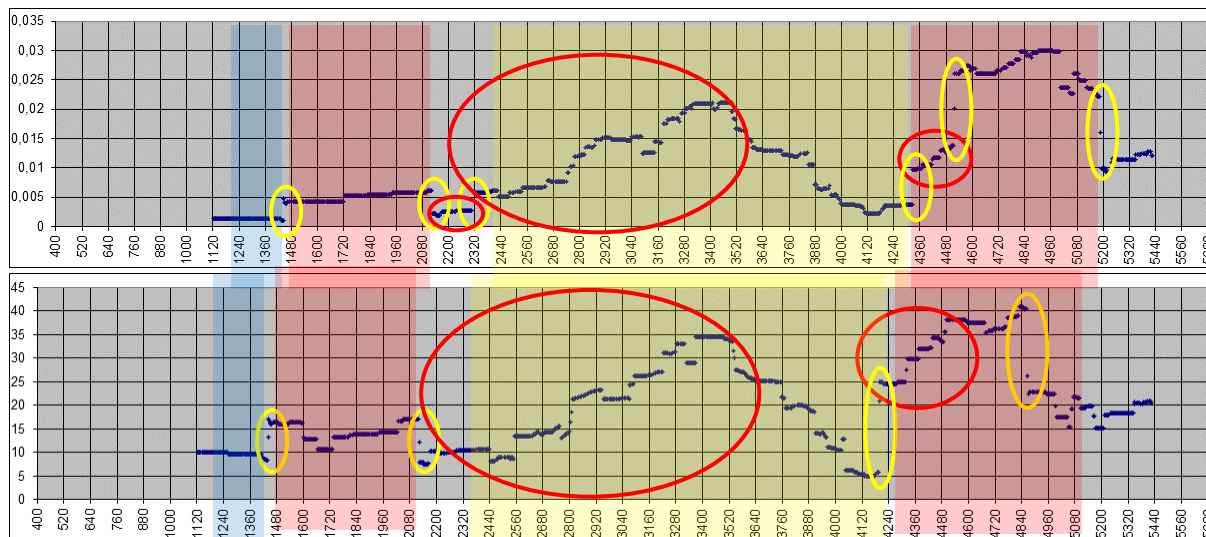
	objem		frekvence	
	unavený	čilý	unavený	čilý
TT	12,32	13,09	3,34	5,23
relaxace	21,84	24,74	2,12	2,46
průměr	17,08	18,92	2,73	3,85
smochd	4,76	5,825	0,61	1,385

Uvedené hodnoty naznačují, že v obou sledovaných oblastech (objemech i frekvencích) se vlivem únavy zvyrazňuje nestacionární charakter průběhů.

7.4.5. Proband č. 5

7.4.5.1. Unavený, TT

Obr. 53 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 53: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu je dobře vidět modře označená oblast ustáleného dýchání jak z hlediska objemového, tak i frekvenčního, ve které klesají rozptyly sledovaných veličin prakticky na nulu.

V levé, červeně označené oblasti proband vykazoval známky únavy, ale mikrosprávky nebyly s jistotou identifikovány.

Žlutá oblast odpovídá oblasti, ve které proband poměrně tvrdě spal (srov. s EEG). Důležité jsou červeně zakroužkované oblasti v první polovině popisované oblasti, které monitorují proces usínání.

Pravá červená oblast odpovídá procesu probouzení a orientování probanda v prostoru, času a situaci.

Konkrétní hodnoty násobků směrodatných odchylek, pomocí kterých jsou stanoveny pásma považované za ustálené, uvádí tab. 20.

Tab. 20: Násobky směrodatných odchylek

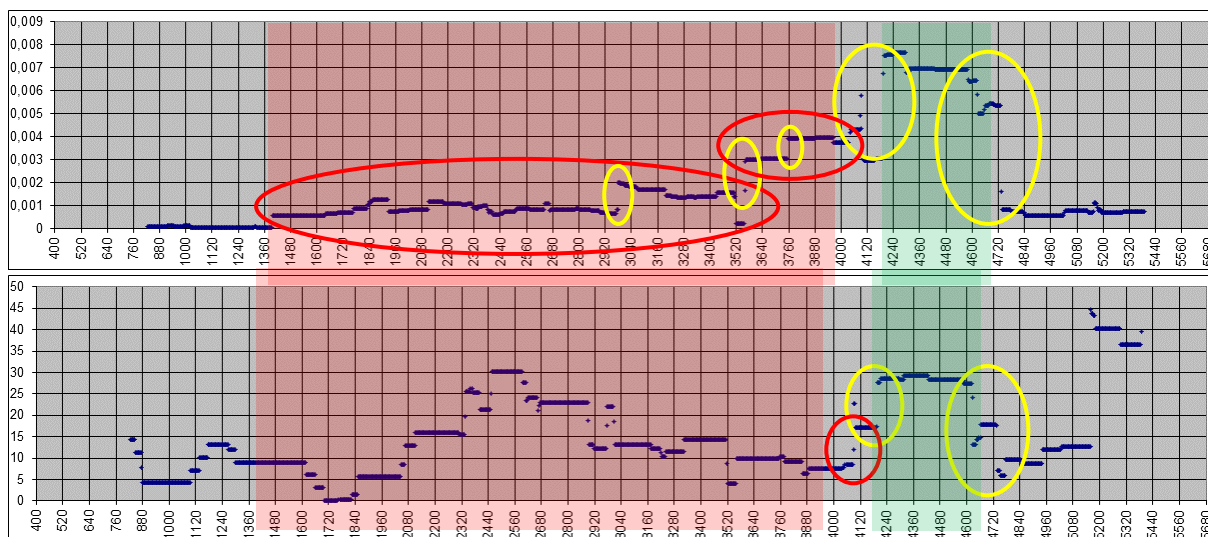
Nádechový objem	Výdechový objem	Frekvence
1 (0,75)	1 (0,75)	1,5

Uvedené nastavení bylo v rámci vzájemné porovnatelnosti výsledků použito pro data daného probanda i pro ostatní měření.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,762 pro násobek 1, resp. 0,768 pro 0,75.

7.4.5.2. Unavený, relaxace

Obr. 54 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 54: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu se prakticky nevyskytuje oblast ustáleného dýchání v obou sledovaných veličinách.

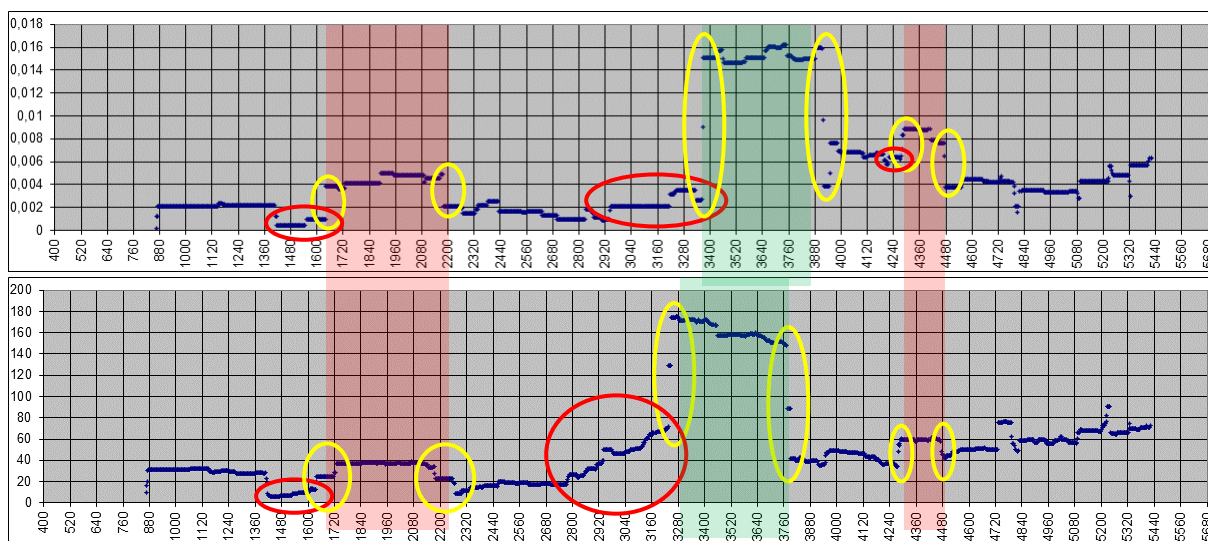
V průběhu červeně označené oblasti byly identifikovány projevy únavy, ovšem bez výskytu mikrosnávků. Uvnitř oblasti jsou identifikovány menší skokové změny v průběhu rozptylu objemových nestacionarit, které dobře odpovídají zaujímání nové polohy na židli. V průběhu oblasti lze sledovat vytrvalý nárůst rozptylu objemových nestacionarit.

Zeleně označená oblast je opět typická významně vyššími hodnotami obou rozptylů v porovnání s jejím okolím. V průběhu obou rozptylů je oblast ohraničena skokovými změnami jeho hodnoty.

Hodnota korelačního koeficientu je $-0,036$ pro násobek 1, resp. $0,094$ pro $0,75$.

7.4.5.3. Čilý, TT

Obr. 55 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 55: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V průběhu se prakticky nevyskytuje oblast ustáleného dýchání.

V červeně označených oblastech byly identifikovány projevy únavy bez prokazatelných mikrospánků. Zajímavé je ohraničení obou oblastí skokovými změnami hodnot rozptylu objemových nestacionarit.

Zeleně označená oblast je charakteristická vyšší hodnotou rozptylu a je ohraničena skokovými změnami rozptylu objemových nestacionarit.

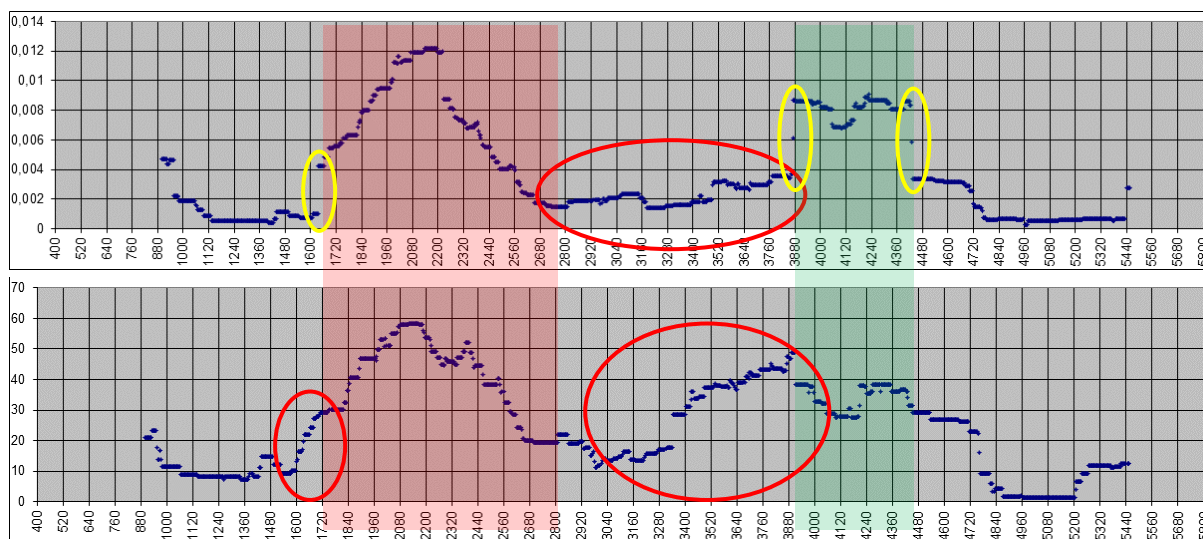
V průběhu rozptylu objemových nestacionarit jsou rovněž před všemi oblastmi s projevy únavy nalezeny rostoucí úseky.

Pozoruhodná je zjevná vizuální shoda mezi oběma průběhy, které, ačkoli je mezi nimi drobné a nekonstantní časové posunutí, vykazují velmi podobné projevy v okolí a průběhu sledovaných oblastí.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,655 pro násobek 1, resp. 0,698 pro 0,75.

7.4.5.4. Čilý, relaxace

Obr. 56 uvádí vývoj plovoucího rozptylu objemových (nahore) a frekvenčních nestacionarit. Jednotkami na svislých osách jsou [l], resp. [1/min]. Na vodorovné ose jsou [s].



Obr. 56: Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

V červeně označeném úseku se proband opakovaně drobně protahoval a hledal polohu na židli. Zeleně označená oblast vyznačuje úsek s výskytem velmi krátkých po sobě jdoucích mikrospánků.

Výskyt vyznačených oblastí je v průběhu rozptylu objemových nestacionarit doprovázen skokovými změnami jeho hodnot. Před zelenou oblastí je v uvedeném průběhu zřetelná rostoucí oblast.

Průběh rozptylu frekvenčních nestacionarit má vždy před začátky označených oblastí rostoucí charakter.

Hodnota korelačního koeficientu je 0,811 pro násobek 1, resp. 0,814 pro 0,75.

7.4.5.5. Čilý vs. unavený (spánkově deprivovaný)

V tab. 21 jsou soustředěné hodnoty korelačních koeficientů z jednotlivých etap měření pro hodnotu násobků objemových směrodatných odchylek rovno 1.

Tab. 21: Hodnoty korelačních koeficientů

	unavený	čilý
TT	0,762	0,655
relaxace	0,171	0,811
průměr	0,467	0,733
smochd	0,2955	0,078

S ohledem na fakt, že měření relaxace unaveného probanda bylo provázeno opakovanými krátkodobými výpadky záznamu, které mohly ovlivnit sledované průběhy, a s přihlédnutím k velikostem směrodatných odchylek lze konstatovat, že z hlediska vzájemné korelace průběhů hodnocených parametrů nebyl zjištěn rozdíl mezi čilým a unaveným stavem.

Tab. 22 uvádí hodnoty variačních koeficientů sledovaných objemových i frekvenčních nestacionarit pro všechny etapy měření.

Tab. 22: Porovnání stacionarity záznamů

	objem		frekvence	
	unavený	čilý	unavený	čilý
TT	33,07	70,41	3,25	7,69
relaxace	32,47	86,55	5,93	3,41
průměr	32,77	78,48	4,59	5,55
smochd	0,3	8,07	1,34	2,14

Uvedené hodnoty naznačují, že v obou sledovaných oblastech (objemech i frekvencích) se vlivem únavy (spánkové deprivace) celkově odstraňuje nestacionární charakter průběhů. Je potřeba podotknout, že změna charakteru je velmi výrazná v případě objemových nestacionarit a naopak prakticky nepotvrditelná v případě nestacionarit frekvenčních.

7.5. Shrnutí výsledků

V následujícím textu je provedeno shrnutí nejdůležitějších poznatků, které provedené analýzy přinesly. Předem je však potřeba upozornit, že vyřčené komentáře nemohou mít s ohledem na malý počet probandů a měření zobecnitelný charakter a je nutné je chápat jako předběžné výsledky, které naznačují možný charakter popisovaných situací a veličin.

Na základě výše uvedených nálezů 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 mikrosnánek nebo jiných aktivit spojených s objemovými změnami dýchání, např. hledání nové polohy na židli apod.

V případě identifikace mikrosnánek 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 snánku 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 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 mikrosnánek vykazoval rychlé probuzení probanda (kap. 7.4.2.2.) Stejně tak v případě dlouhodobě ustáleného nelze použitím pouze popisovaného parametru rozlišit snánek 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. Použité hodnoty definičních směrodatných odchylek pro jednotlivé probandy uvádí tab. 23.

Tab. 23: Násobky směrodatných odchylek

Proband	Nádechový objem	Výdechový objem	Frekvence	Pohlaví
1	1	1	1,5	muž
2	0,75 (1)	0,75 (1)	1,75	žena
3	0,5	0,5	2	žena
4	1 (0,75)	1 (0,75)	1,5	muž
5	1 (0,75)	1 (0,75)	1,5	muž

Z tabulky je zřejmé, že pro tři z pěti probandů byly pro zajištění identifikace nestacionarit na potřebné úrovni použity shodné hodnoty. 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. Tento fakt odráží mírně rozdílnou strategii řízení dýchání obou pohlaví.

Podobně lze porovnat i průměrné hodnoty vypočítaných variační koeficientů průběhů rozptylů objemových a frekvenčních nestacionarit, které uvádí tab. 24.

Tab. 24: Porovnání stacionarity záznamů

Proband	Objem			Frekvence		
	unavený	čilý	změna	unavený	čilý	změna
1	13,31	9,84	pokles	5,42	3,36	pokles
2	38,32	17,36	pokles	3,48	3,24	pokles
3	11,44	86,4	nárůst	3,31	4,24	nárůst
4	17,08	18,92	nárůst	2,73	3,85	nárůst
5	32,77	78,48	nárůst	4,59	5,55	nárůst

Z uvedených dat je vidět, že mají značně individuální charakter, nicméně v rámci jedné individuality je lze z hlediska vlivu únavy ve smyslu spánkové deprivace charakterizovat změnou stejného charakteru.

Podobně individuální charakter vykazují změny korelačního součinitele průběhů sledovaných parametrů, jak uvádí tab. 25.

Tab. 25: Porovnání stacionarity záznamů

Proband	unavený	čilý	změna
1	0,508	0,201	pokles
2	0,36	0,68	pokles
3	0,824	0,238	nárůst
4	0,118	0,104	nárůst
5	0,467	0,733	nárůst

8. Diskuse

Během měření a následného zpracovávání a vyhodnocování získaných dat byla nastolena řada otázek a námětů pro další práci, které jsou zmíněné v následujícím textu.

8.1. Spirometrie

Pro spirometrický záznam byla použita standardní obličejová maska, která umožnila měření dýchání nosem i ústy bez dalších nároků na probanda. Tuto výhodu však zcela převážily komplikace při vyhodnocování pořízeného videozáznamu, když se ukázalo, že identifikace některých fyziologických projevů probanda je přítomností masky důsledkem její velikosti značně ztížena. Z rozhovoru s probandy dále vyplynulo, že ústy nikdo nedýchal. Pro případ dalších měření by tedy bylo významně výhodnější použít pouze nosní masku.

S ohledem na technické komplikace a časové možnosti pracovníků společnosti MR-Diagnostic nebyla prováděna analýza plynů. S ohledem na informace v kap. 3.1.6. se však lze oprávněně domnívat, že vlivem hypokinetické zátěže, kdy dochází ke snížení svalové práce a částečné ischemii tkání v kontaktu se židlí, se bude měnit saturace organismu probanda kyslíkem. Přičte-li se k tomu fakt, že místnost laboratoře byla uzavřená nevětraná, mohlo docházet ke změnám parciálních tlaků O_2 a CO_2 , na které mohla fyziologická regulace rovněž reagovat. V případě dalších měření by bylo rozhodně vhodné analýzu plynů provést, protože se jedná o technicky poměrně jednoduché měření, které by, pokud by se ukázalo, že jeho výsledky mají prediktivní charakter z hlediska únavy, mohlo mít značný aplikační potenciál.

8.2. Tracking task

Zajímavou otázkou je význam nastavení strategie pro výkon zadané úlohy. V rámci proběhlého měření nebyla probandovi strategie pro výkon TT navrhována a bylo tedy zcela na něm, jakým mechanismem dosáhne co nejlepšího výkonu. Nutně se tedy nabízí otázka standardizace podmínek měření předepsáním stejné strategie všem probandům. Pro danou úlohu jsou k dispozici v podstatě dvě možné varianty:

1. Co nejpřesnější kopírování pohybu cíle kursorem i za cenu časové prodlevy
2. Minimalizace časové ztráty mezi změnami pohybu cíle a kursoru i za cenu ztráty přesnosti

První z uvedených variant poskytne lepší výsledky z hlediska přesnosti provedeného pohybu, zatímco druhá varianta povede k lepším výsledkům z pohledu hodnocení reakční doby.

Proti standardizaci stojí argument, že stanovená strategie by některým probandům mohla vadit natolik, že by docházelo ke snížení výkonu a demotivaci, které by výsledky takového měření mohly značně zkreslit. Z výpovědi probandů ex post vyplynulo, že všichni testovaní probandi použili druhou ze zmíněných variant.

8.3. Elektroencefalografie

Zásadní problémy, na které jsme při zpracovávání dat ze záznamu EEG narazili, byla značná nejednoznačnost výkladu nalezených projevů a významné rozdíly v symetrii zaznamenaných signálech na různých elektrodách na pravé a levé hemisféře. Lze konstatovat, že bez porovnání s videozáznamem jsme ani s využitím konzultací s odborníky z oboru nebyli schopni jednoznačné interpretace stavu měřeného subjektu. Důvodem tohoto problému může být poměrně významné „znečištění“ záznamu artefakty, které mohly být mimo jiné dané např. měnící se vodivostí rozhraní mezi elektrodou a pokožkou hlavy probanda. Během 90-ti minutového měření mohlo vlivem teploty, změny vlhkosti pokožky a dalších vlivů docházet k degradaci použitého gelu apod.

Nicméně provedená měření potvrzují výsledky zmíněných ostatních podobně zaměřených studií uvedené s tím, že bez srovnávacího signálu je identifikace stavů subjektů ne zcela spolehlivá.

Zmíněný problém je tak námětem pro samostatnou navazující práci, která by se této problematice věnovala blíže a na větším počtu probandů by s využitím výsledků prací Nováka a dalších uvedených v kap. 3.2.3.4 a 3.2.3.6 našla nejspolehlivější kanály a zpracovala ucelenou metodiku umožňující jednoznačnou klasifikaci definovaných stavů bdělosti testovaných probandů. V rámci této práce dosažené výsledky naznačují, že by pro spolehlivou indikaci únavy stačilo sledovat jen několik a limitně možná jen jeden kanál. V takovém případě by výsledek navržené navazující práce měl opět značný aplikační potenciál.

8.4. Kamerový záznam

Praktické provedení experimentu zpětně poukázalo na problém s pořízením dostatečně kvalitního videozáznamu jako referenčního signálu pro monitorování únavy probandů. Záznam druhých fází (sledování filmu) byl pořizován při osvětlení pouze jasem monitoru z důvodu navození podmínek pro rychlejší uvolňování melatoninu, aby únavové jevy v daném intervalu 90-ti minut, spolehlivě nastoupily. Komplikace s vyhodnocením pořízeného videozáznamu nastaly v pasážích, kdy scény ve filmu byly tmavší a osvětlení probanda se tedy snížilo. V dalších měřeních by bylo jednoznačně vhodné tuto problematiku předem prověřit a případně přizpůsobit výběr filmu nebo kamery.

8.5. Synchronizace dat

Měření vyžadovalo rozsáhlou spolupráci různých pracovišť a mnoha měřících zařízení. Jelikož projekt nebyl kryt žádným grantem, bylo nutné pracovat s technikou dostupnou na daných pracovištích, které nebyla bez výhrad vzájemně plně kompatibilní. V důsledku toho nebylo možné zajistit funkční a spolehlivou hardwarovou nebo softwarovou vzájemnou synchronizaci jednotlivých technologií a namísto ní provést zmiňovaný synchronizační manévr. Nastalý problém synchronizace záznamů se sice podařilo vyřešit (kap. 6.6) nicméně za cenu značného nárůstu pracnosti při zpracování dat. V případné následující práci by bylo vhodné se otázkou synchronizace důkladně zabývat předem a vyvarovat se kompromisním řešením.

8.6. Vyhodnocení dat

Námětem pro další práci je rozhodně klasifikace jednotlivých typů nestacionarit. Výsledky provedených analýz naznačují, že v rámci hodnocení jednoho probanda existují typické dechové projevy při prodýchnutí, zívnutí a dalších nestacionárních dějích. Bylo by velmi zajímavé doplnit výsledky této práce o rozbor výskytu nestacionarit daných typů ve vztahu k nastupující únavě, který by v případě pozitivního nálezu mohl mít značný praktický dopad.

V rámci této práce nebyla rovněž zcela zodpovězena otázka synchronizace EEG aktivity a dechu, protože byly provedeny jen základní porovnání sumovaných amplitud EEG a dechových křivek. Analýza na úrovni jednotlivých frekvenčních komponent EEG tak zůstává smysluplným námětem pro případnou další navazující práci.

9. Závěr

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 (kap. 4), 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) tak lze potvrdit, pokud nehodnotíme směr změny (nárůst/pokles) sledovaných respiračních parametrů, ale pouze fakt, že ke změně dochází.

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

Protože hypotéza 4 je potvrzena, je možné vyjádřit se k **hypotéze 4.1** (zvýšený výskyt nestacionarit nastává dříve než mikrospánek). Danou formulaci nelze potvrdit, protože analýzami bylo zjištěno, že sledováním pouze četnosti výskytu únavu predikovat nelze. **Zásadním výstupem práce v této oblasti je návrh parametru umožňujícího odhadnout nástup navozené senzomotorické únavy subjektů za definovaných podmínek monotónní hypokinetické zátěže několik jednotek až desítek minut předem (kap. 7.5), který 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 kvalitním východiskem pro další studie, které by měřením na větším počtu probandů mohly předložené výsledky ověřit a dále rozšířit jejich platnost.

10. 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.): *Intelligent 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 mikrosnávků. 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 mikrosnávků 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 mikrosnávků 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., Makei, 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 Niezgodská, 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 Substitutions*, 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., Hausdorf, 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 mikrosněného 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 Sleep 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., Strausc 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>
- [7] <http://www.cixip.com>

11. Přílohy

Příloha P1

Informovaný souhlas

Příloha P2

Vyjádření etické komise

12. Seznam zkratek

1.LF	1. Lékařská fakulta
A	referenční (elektroda)
BEZ	Biomechanika extrémních zátěží
B _f	dechová frekvence (z angl. breathing frequency)
C	centrální (elektroda)
CNS	centrální nervová soustava
CO ₂	oxid uhličitý
ČR	Česká Republika
ČVUT	České vysoké učení technické
dB	decibel
DFA	detrendovaná fluktulační analýza
EDA	elektrodermální aktivita
EEG	elektroencefalografie
EKG	elektrokardiografie
EOG	elektrookulografie
f	frekvence
F	frontální (elektroda)
FAV	Fakulta aplikovaných věd Západočeské univerzity
FBMI	Fakulta biomedicínského inženýrství
FD	Fakulta dopravní Českého vysokého učení technického
FEL	Fakulta elektrotechnická
FFT	rychlá Fourierova transformace (z angl. fast Fourier transformation)
F _{in}	průtok dovnitř
F _{of}	průtok ven
F _p	prefrontální (elektroda)
FS	fakulta strojní
F _{tr}	průtok tracheou (z angl. tracheal flow)
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
h	hodina
HK	hrudní koš
HRV	variabilita srdečního rytmu (z angl. heart rate variability)
Hz	Herz
kat. AB	katedra anatomie a biomechaniky
L	bederní
l	litr
L _{at}	úroveň pozornosti (z angl. level of attention)
L _{ATmin}	minimální hodnota pozornosti
L _{ATmsmin}	zbytková hodnota pozornosti
M	muž
M _{aa}	svaly břicha (z angl. abdomen muscle)
M _{ad}	sval bránice (z angl. diaphragma muscle)
M _{adp}	svaly pánevního dna (z angl. diaphragma pelvis muscle)

M_{at}	svaly hrudníku (z angl. thorax muscle)
min	minuta
MS	mikrospánek
mV	milivolt
O	okcipitální (elektroda)
O ₂	kyslík
P	parietální (elektroda)
P _{ext}	tlak zevního prostředí (z angl. external pressure)
P _l	tlak v plicích (z angl. lung pressure)
P _{no}	tlak v nosoústní dutině
P _{th}	tlak v hrudníku
REM	rychlý pohyb očí (z angl. repeat eye movement)
RT	reakční čas (z angl. Reaction time)
s	sekunda
SF	srdeční frekvence
t	označení času
T	temporální (elektroda)
t _{EX}	doba trvání výdechu
Thp	hrudní páteř
t _{IN}	doba trvání nádechu
t _{LA}	čas pozornosti
T _{ms}	čas mikrospánků
TT	tracking task
TV	televize
UK	Univerzita Karlova
U _H	voltaické napětí horního tenz. pásu
U _S	voltaické napětí spodního tenz. pásu
V	objem
V _{EX}	expirační objem
V _{IN}	inspirační objem
V _l	objem plic (z angl. lung volume)
V _{no}	objem v nosoústní dutině
V _{th}	objem v hrudníku
Z	zemnicí (elektroda)
ZČU	Západočeská univerzita
Ž	žena

13. Seznam tabulek

1. Informace o výzkumném souboru
2. Personální zabezpečení experimentu
3. Časová osa měření jedné fáze
4. Časový harmonogram experimentu
5. Možnosti přístupu
6. Identifikace únavových stavů probanda 1 (příklad)
7. Poměry pro sledované komponenty u jednotlivých probandů
8. Násobky směrodatných odchylek
9. Hodnoty korelačních koeficientů
10. Porovnání stacionarity záznamů
11. Násobky směrodatných odchylek
12. Hodnoty korelačních koeficientů
13. Porovnání stacionarity záznamů
14. Násobky směrodatných odchylek
15. Hodnoty korelačních koeficientů
16. Porovnání stacionarity záznamů
17. Násobky směrodatných odchylek
18. Hodnoty korelačních koeficientů
19. Porovnání stacionarity záznamů
20. Násobky směrodatných odchylek
21. Hodnoty korelačních koeficientů
22. Porovnání stacionarity záznamů
23. Násobky směrodatných odchylek
24. Porovnání stacionarity záznamů
25. Porovnání stacionarity záznamů

14. Seznam obrázků

1. Absolutní počty nehod v silničním provozu v ČR
2. Vývoj počtu usmrcených účastníků v osobních automobilech v evropských zemích
3. Biomechanické vztahy mezi jednotlivými systémy
4. Schematický průběh poklesu pozornosti nástupu mikro-spánku
5. Příklad reálné časové závislosti průběhu pozornosti operátora
6. Problémy spolehlivosti interakce řidiče (pilota) a dopravního systému
7. Schéma procesu TT
8. Stacionární respirace
9. Nestacionární respirace
10. Uživatelské rozhraní programu pro vykonávání úlohy
11. Joystick SAITEK ST 290 USB
12. Uživatelská obrazovka pro nastavení řídicí rovnice
13. Umístění elektrod na hlavě probanda dle systému 10/20
14. Uživatelské prostředí softwaru EdfViewer
15. Umístění masky s náhubkem a čidlem na obličeji probanda
16. Umístění pásů na trupu probanda
17. Uspořádání pracoviště
18. Definice souřadného systému a jednotlivých parametrů
19. Porovnání neupraveného a vyhlazeného záznamu
20. Průběh parametru dr
21. Průběh směrodatné odchylky
22. Průběh Pearsonova koeficientu
23. Výkonové spektrum okna (výřez obrazovky vytvořeného softwaru)
24. Průběh sledovaných komponent na jednom měřeném kanálu (příklad)
25. Výřez výpočtové tabulky - prostor pro naměřená data (printscreen, příklad)
26. Výřez výpočtové tabulky - výpočtový prostor (printscreen, příklad)
27. Aproximace dechové křivky lomenou čarou
28. Dechová křivka s vyznačenými pásmy "ustálených" nádechů a výdechů
29. Vývoj nestacionarit v průběhu měření v reálném čase
30. Vývoj rozptylu objemových a frekvenčních nestacionarit v průběhu měření (příklad)
31. Projev synchronizačního manévru v záznamech (příklad)
32. Uživatelské prostředí synchronizačního softwaru
33. Průběh parametru a časová osa měření TT (proband 2, příklad)
34. Průběh parametru a časová osa měření TT (proband 2, příklad)
35. Průběh parametru a časová osa měření z videozáznamu (proband 2, příklad)
36. Synchronizace amplitudy komponenty alfa EEG signálu s rytmem dýchání (příklad)
37. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
38. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
39. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
40. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
41. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
42. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu

43. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
44. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
45. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
46. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
47. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
48. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
49. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
50. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
51. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
52. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
53. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
54. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
55. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu
56. Průběhy dechových parametrů s časovou osou měření z videozáznamu