

**České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta dopravní**

**Czech Technical University in Prague  
Faculty of Transportation Science**

Ing. Bc. Tomáš Tichý, Ph.D.

**Systém pro detekci a vyhodnocování mikrospánku řidičů**

**The system for detection and evaluation of driver's micro-sleep**

## **SUMMARY**

Problems of reliable interaction between artificial systems and human beings is still not satisfactorily solved. Implementation of new technologies with elements of intelligence decreases probability of defects and increases the service life of such devices, but at the same time it is more demanding on the reliability of human operators.

Operators who work with complex and efficient artificial systems such as transport systems, security and defensive systems and others, have to make fast and correct decisions with maintaining maximum focus and concentration on the specific task. These complex, demanding tasks on human operators are jointed by many other internal and external factors such as length of working hours, mental and physical state, extreme climatic conditions, quality of working environment, but also monotonous scenes or view which operator must watch.

The present focus of research is on the recognition of the decrease in attention and thereby the decrease of reaction on the created stimulation. The observation of an almost constant scene or view and the personal indisposition of an operator may result in a significant decrease of his attention which might lead to a micro-sleep (momentary drowsiness). This state of a human brain is very dangerous and may lead to huge material and financial damages, and, even worse, to losses of human lives.

The goal is design and description of methodology measuring include proposed system of detection and evaluation of the decrease of drivers' attention by help of fuzzy system and knowledge system and use the coherency. Systems are analyzed in detail individual frequency of spectrum electroencephalography record and coherence including their mutual dependency in particular states of measuring human being. Increasing the attention of drivers is described the methodology of biofeedback which one helps put optimum state of brain in a good mood.

The conception of the proposed system for detection and evaluation of the decrease of attention ensues from the uniqueness of an individual and from of inaccuracy of measurement on humans. The developed system is almost universal. It can detect not only the inattention of the driver, but also his/her maximum concentration or pathological changes.

## SOUHRN

Problematika spolehlivosti interakce umělého systému a člověka je stále neuspokojivě řešena, i když převážnou kontrolu nad složitými systémy přebírá počítač. Zavádění nových technologií i s prvky umělé inteligence snižuje pravděpodobnost vzniku poruchy a prodlužuje i životnost takového zařízení, ale zároveň klade větší nároky na spolehlivost operátora.

Na operátora resp. na řidiče, který pracuje se složitým a výkonným umělým systémem, jako je transportní systém či dopravní prostředek (letadlo, rychlovlak, nákladní automobil), rozsáhlý elektrárenský systém, bezpečnostní či obraný systém apod., jsou kladeny požadavky na rychlé a správné vyřešení momentální situace a to při maximálním udržení pozornosti a soustředění na určitý úkol. Tyto složité nároky na lidský činitel v systému spolupůsobí s mnoha vnitřními a vnějšími faktory, jako je délka pracovní doby, psychický a fyzický stav, extrémní klimatické podmínky, kvalita pracovního prostředí, ale i monotónnost scény či obrazu, který musí operátor resp. řidič sledovat.

Snahou výzkumu je včasné rozpoznání poklesu pozornosti a tím i spojené snížení rychlosti reakce na vzniklý podnět. Při nepřítliš proměnlivé scéně pozorované řidičem, případně osobní indispozice, může vést k výraznému poklesu jeho pozornosti, která může vyústit až v mikrosnání. Tento stav lidského mozku je velice nebezpečný a může vést k ohromným materiálním a finančním škodám, ale i ke ztrátám na lidských životech.

Cílem je návrh a popis metodiky měření včetně návrhu systému pro detekci a vyhodnocování poklesu pozornosti u řidičů pomocí fuzzy systému a znalostního systému a s využitím koherence. Systémy podrobně analyzují jednotlivé frekvence i podfrekvence spektra včetně lokální koherence z elektroencefalografického záznamu a jejich vzájemných závislostí v jednotlivých stavech měřené osoby. Jako jeden z možných přístupů pro zvýšení pozornosti u řidičů je popisována metoda biologické zpětné vazby – biofeedback, která napomáhá naladit optimální stav mozku.

Koncepce návrhu systému pro detekci a vyhodnocení poklesu pozornosti vychází z individuality měřené osoby (probanda) a z neurčitosti měření. Navržený systém je do značné míry univerzální. Můžeme detekovat nejen nepozornost řidiče, ale i jeho maximální soustředění či patologické změny.

**Klíčová slova:** elektroencefalografie, fuzzy systém, znalostní systém, mikrospánek, biologická zpětná vazba, koherence, pokles pozornosti, únava

**Keywords:** electroencephalography, fuzzy system, knowledge system, micro-sleep, biofeedback, coherency, decrease of attention, fatigue

# Obsah

<b>1. ÚVOD.....</b>	<b>7</b>
1.1 Činnosti řidiče .....	7
1.2 Systémy pro zvyšování spolehlivosti interakce řidiče s vozidlem.....	8
1.3 Systémy pro zvýšení bezpečnosti provozu .....	8
1.4 Metody měření stavu řidiče - operátora.....	8
1.5 Pozornost.....	9
1.6 Mikrospánek.....	9
<b>2. MĚŘENÍ AKTIVITY MOZKU.....</b>	<b>10</b>
2.1 Elektroencefalografie .....	10
2.2 Mozkové rytmy .....	10
2.3 Způsob měření poklesu pozornosti.....	11
<b>3. ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU EEG .....</b>	<b>11</b>
3.1 Základní rozdělení frekvencí spektra EEG.....	12
3.2 Rozšířené rozdělení frekvencí spektra EEG .....	14
3.3 Poměry jednotlivých frekvencí.....	14
3.4 Koherence.....	15
3.4.1 Porovnání stavů .....	15
3.4.2 Zhodnocení koherence.....	18
<b>4. POPIS FUZZY SYSTÉMU .....</b>	<b>18</b>
4.1 Pravidla .....	18
4.2 Fuzzy klasifikační systém .....	19
<b>5. SYSTÉM PRO DETEKCI MIKROSPÁNKU.....</b>	<b>20</b>
5.1 Vyhodnocení a porovnání stavů .....	21
5.1.1 Fuzzy systém.....	22
5.1.2 Znalostní systém.....	23
5.1.3 Porovnávací systém.....	23

5.1.4	Rozšířený systém vyhodnocení .....	24
5.1.5	Zhodnocení systému vyhodnocení .....	26
<b>6.</b>	<b>BIOLOGICKÁ ZPĚTNÁ VAZBA .....</b>	<b>27</b>
6.1	Metoda biofeedback .....	27
6.2	Měření BFB .....	27
6.3	Výsledky měření BFB .....	28
6.4	Zhodnocení metody BFB .....	29
<b>7.</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>29</b>
<b>8.</b>	<b>LITERATURA .....</b>	<b>31</b>
	<b>CURRICULUM VITAE .....</b>	<b>33</b>

## 1. ÚVOD

Na operátora, který pracuje se složitými a výkonnými systémy, jsou kladeny požadavky zejména na:

- maximální pozornost a soustředění se na daný úkol,
- rychlost reakce na vzniklý požadavek,
- správné vyřešení vzniklého problému,
- dostatečně široké spektrum vnímaných stimulů.

Nejčastěji hovoříme o spolehlivosti zpracování informace, spolehlivosti psychofyzilogické a spolehlivosti fyzické. V technických aplikacích, kde člověk vystupuje v roli operátora, je nejčastěji uvažována spolehlivost zpracování informace. Člověk – operátor v těchto aplikacích vystupuje jako prvek struktury systému, v němž hraje roli transformačního článku charakterizovaného zesílením a zpožděním. Další dva přístupy hodnocení spolehlivosti člověka - operátora studují psychickou a fyzickou schopnost operátora podílet se na činnosti hybridního systému.

### 1.1 Činnosti řidiče

Na řidiče při jízdě působí mnoho různých podnětů – stimulů i vnějších a vnitřních vlivů. Stimuly a vlivy lze rozdělit na :

- vnější stimuly – vizuální a akustické,
- vnitřní stimuly – vyplývající z interakce s řídicími, komunikačními a dalšími systémy vozidla,
- mechanické vlivy působící na řidiče – vibrace volantu a řídicího ústrojí, vibrace vozidla, akcelerace a decelerace vozidla, odstředivé síly,
- vlivy vnějšího prostředí – teplota, atmosférický tlak, vlhkost, prašnost, osvětlení, ale i oslnění nebo reklama atd.,
- fyziologické vlivy,
- psychický vliv,
- vliv individuality řidiče.

Všechny tyto vlivy se doplňují a promítají do reakcí řidiče na dané situace. Souhrn více vlivů může mít za následek agresivitu řidiče, určité napětí – stres, únavu – poklesy pozornosti apod. Proto rozumný řidič sleduje i chování ostatních účastníků silničního provozu a snaží se předvídat chování účastníků včetně pochopení i neadekvátních reakcí, které je možné sledovat dnes a denně na silniční komunikační síti.

## **1.2 Systémy pro zvyšování spolehlivosti interakce řidiče s vozidlem**

Poklesy pozornosti řidičů způsobují velmi mnoho nehod. Údaje EU z roku 2007 hovoří o cca 50% všech nehod na silnicích zemí EU, které je nutno přičíst na vrub poklesům pozornosti řidičů. To vede ke škodám cca 100 miliard € ročně a asi 20 000 smrtelných nehod. Poslední údaje z dálnic v USA vedou k odhadu až 85%. Ve vyspělých zemích je vyvíjena intenzivní snaha tato vysoká čísla snížit. V EU se nyní mluví o programu, snížit tyto ztráty do roku 2010 alespoň na polovinu.

V podstatě jsou nyní známy 3 hlavní způsoby, jak toho dosáhnout [2]. Tyto způsoby se navzájem nevylučují, naopak je nutné je rozvíjet současně.

- optimalizace uspořádání pracoviště řidiče,
- varovné systémy vozidla,
- zvýšení odolnosti vůči poklesu pozornosti.

## **1.3 Systémy pro zvýšení bezpečnosti provozu**

Analýzy nehodovosti na dálnicích ukazují, že cca 50% nehod se smrtelnými následky je dáno pozdní reakcí řidiče na překážky a mimořádné situace a dalších asi 25% nehod této kategorie způsobuje technika jízdy nepřizpůsobená podmínkám jízdy. Nehodovost a počty usmrčených neustále stoupají. Možné reakce na tyto jevy jsou preventivní i represivní.

Systémy, které by mohly napomoci ke snižování nehodovosti zejména ve vztahu bezpečnosti provozu a interakce člověk - systém, se mohou rozlišit do třech základních kategorií:

- inteligentní vozidlo,
- inteligentní komunikace,
- monitorování operátora.

## **1.4 Metody měření stavu řidiče - operátora**

Metod pro monitorování chování či stavu řidiče je celá řada. Velmi často jsou tyto jednotlivé metody různě kombinovány. Obecně však samozřejmě platí, že jsou preferovány spíše bezkontaktní a neinvazivní metody, které pokud možno nezatěžují lidského operátora.

Tyto metody lze rozdělit do dvou velkých skupin [3]:

*Přímé – psychofyziologické metody* – analýza EEG, pohyby oční bulvy a mrkání, sledování výrazu tváře, svalová aktivita, dech, krevní tlak a další,



*Nepřímé – technické metody* – trajektorie vozidla, rychlost vozidla, reakční čas, natočení volantu a další.

Dále je kladen důraz na monitorování operátora přímou metodou pomocí EEG.

### **1.5 Pozornost**

Pozornost není samostatný psychický proces nebo činnost, pozornost je nutno chápat jako zaměření duševní činnosti na určitý výsek skutečnosti a udržení tohoto zaměření po určitou dobu [19]. Pozornost má důležitou biologickou funkci, neboť lidské vědomí má omezený rozsah a tedy není možné, aby člověk (operátor) vnímal a reagoval na několik podnětů a jevů ve svém prostředí současně.

Předmětem pozornosti mohou být:

- předměty a jevy v našem okolí (senzorická pozornost),
- procesy probíhající v našem organismu (tělesné pocity),
- vlastní psychické stavy a procesy (vlastní představy).

Člověk (operátor), který řídí nějaký složitý proces, musí být schopen v omezené míře mít určitý rozsah pozornosti pro množství vnímaných dějů, určitou intenzitu pozornosti a být schopen si rozdělit pozornost na skutečnosti, které je možné zvládnout podvědomě (tj. automaticky) a kde je nutné více se na problém zaměřit a tím svoji pozornost přenášet.

### **1.6 Mikrospánek**

Ochabnutí pozornosti nastává především na delších rovných úsecích a řidiči tento děj často popisují jako „okénko“ ve vědomí. Tento děj končí ve šťastných případech obvykle prožitkem úleku a uvedením vozidla do správného směru.

Pozornost lidského operátora neustále kolísá a tyto změny mohou být v průběhu jeho činnosti značné. Při nepřítli proměnlivé scéně či obrazu pozorovaného operátorem a případně i osobní indispozici operátora může dojít k výraznému poklesu jeho pozornosti. Tento pokles pozornosti může být mimořádně nebezpečný a jeho průběh může mít několik fází. Zvláště významná je fáze tzv. *mikrospánku*.

*Mikrospánek – je krátce trvající pokles pozornosti způsobený krátkým trváním první fáze synchronního spánku [21].*

V literatuře [7] je možné se setkat s pojmem *hypnagogium*, které je na rozhraní stavu relaxace a spánku - usínání. Usínání je stav, kdy dochází k přechodu ze stavu relaxace do prvního stádia spánku, přičemž k poklesu

pozornosti - mikrosnánku může dojít i při otevřených očích, i když usínání je obecně známé při zavřených očích.

## 2. MĚŘENÍ AKTIVITY MOZKU

### 2.1 Elektroencefalografie

Elektrická aktivita mozku vzniká synchronizací velké populace neuronů mozkové kůry při thalamo-kortikální oscilaci. Tyto aktivity snímáme pomocí elektrod umístěných na povrchu lebky, přičemž měříme průměrnou aktivitu velkého množství neuronů nacházejících se pod příslušnou elektrodou. Potenciály rozepsané v čase dávají křivku elektroencefalogramu (EEG). Každý jedinec má určitý typický (charakteristický) průběh EEG, a tento průběh se nepatrně liší i nad různými oblastmi mozku.

### 2.2 Mozkové rytmy

Elektrické signály lidského mozku jsou obvykle snímány ve frekvenčním rozsahu od 0 až do 30 Hz. Tento frekvenční rozsah je rozdělen do několika dílčích pásem. Každé pásmo je charakteristické pro okamžitý stav (spánek, bdělost, mentace), ve kterém se měřený člověk právě nachází.

Základní dílčí pásma jsou:

*Delta* -  $\delta$  - (0,5 - 3,5 Hz) - toto pásmo se vyskytuje především v hlubokém spánku.

*Theta* -  $\theta$  - (4 - 7 Hz) - toto pásmo se objevuje spolu s delta aktivitou v určitých fázích spánku.

*Alfa* -  $\alpha$  - (8 - 13 Hz) - toto pásmo je nejlépe vyjádřeno při zavřených očích, tlumí se otevřením očí a duševní činností.

*Beta* -  $\beta$  - (14 - 30 Hz) - toto pásmo je typické pro logicko-analytické myšlení, ale i pro pocity neklidu.

*Gama* -  $\gamma$  - (nad 30 Hz) - toto pásmo lze snímat na povrchu lebky dosti těžko, ale můžeme ho dobře snímat zanořenou elektrodou.

*SMR* - (12 - 15 Hz) - je sensorimotorický rytmus, při kterém je měřena osoba naprosto v klidu, ale maximálně soustředěná. Vyplňuje přechod mezi alfa a beta pásmem. Na stimulaci této aktivity je založena metoda biofeedback – BFB pro zvyšování pozornosti.

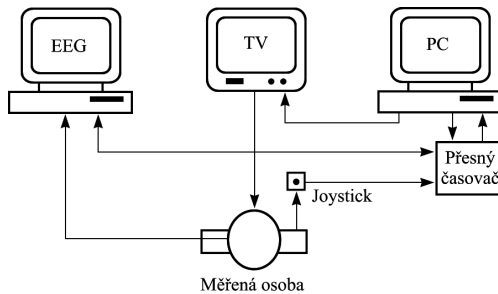
Aktivita mozku, především vzájemné poměry základních složek EEG, se vlivem věku vyvíjí a mění. Jiné charakteristické mozkové frekvence má novorozenec a jiné má starší člověk.

### 2.3 Způsob měření poklesu pozornosti

Zvyšující se únava má za následek zpomalení reakce a to jak na zvukový, tak na optický vjem. Také pravděpodobnost správné reakce na vzniklý podnět klesá. Abychom mohli určit subjektivní hranici poklesu pozornosti měřené osoby (řidiče), měříme reakční dobu.

*Reakční doba* - je časový interval mezi zvukovým nebo optickým, případně jiným podnětem a okamžikem reakce operátora nebo měřeného probanda [21].

Na základě měření její délky můžeme určit pokles pozornosti a vznik mikrosnánku. Aby operátor měl co možná nejpodobnější podmínky skutečnému provozu, promítáme na TV obrazovku nebo na promítací plátno videozáznam natočený přímo v terénu a snažíme se navodit situaci podobnou dlouhému výkonu ve službě. Zároveň operátora nutíme, aby po určitých dobách reagoval na optické nebo zvukové vjemy viz obrázek 2.1.



Obr. 2.1: Schéma měření reakční doby.

### 3. ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU EEG

Pro první zpracování signálu byl použit softwarový produkt firmy ALIEN technik s.r.o., který se nazývá TruScan. Tento software využívá, podle uvedení výrobce, Gaborovu filtraci pro vyhodnocení resp. zpracování spektrální analýzy [27]. Následně druhé zpracování bylo provedeno pomocí doporučujících metodiky [18].

Bylo vybráno sedm základních stavů, z kterých se vybíraly tři sekundové úseky naměřených dat. Tyto úseky byly převáděny z formátu firmy ALIEN technik s.r.o. do formátu vhodného pro zpracování softwarovou aplikací MATLAB 6.0.

Základní stavy měřené osoby a popis pro identifikaci poklesu pozornosti:

*Zavřené oči – ZO* – proband má zavřené oči a na nic konkrétního se nesoustředí.

*Otevřené oči – OO* – proband má otevřené oči a sleduje scénu před sebou, přičemž se na nic konkrétního nesoustředí.

*Počty složité – Poc.* – proband má zavřené oči a poslouchá čtené dvojciferné číslice, které v duchu sečítá (12 + 13 + 15 + ...).

*Ravenův test – Rav.* – proband sleduje obrazový test a doplňuje správný chybějící objekt, přičemž nemluví a jen ukazuje na příslušný objekt.

*Vigilita – Vig.* – proband má zavřené oči a reaguje na zvuk - měří se reakční čas.

*Relaxace – Rex.* – proband má zavřené oči a cítí se uvolněně, reaguje na zvuk - měří se reakční čas.

*Spánek – Sp.* – proband má zavřené oči a dochází k usínání, přičemž reaguje na zvuk - měří se reakční čas.

Podmínkou výběru vhodného grafu pro zpracování bylo, aby graf obsahoval všech sedm základních stavů, kterými je možné identifikovat stav probanda a byl změřen reakční čas. Z celkového počtu dat bylo vybráno jako úplných a vhodných 35 grafů (30 mužů a 5 žen) ve věku 22 - 55 let, které byly zpracovány. Jedná se přibližně o 10 - 15% naměřených grafů z celkového množství naměřených dat.

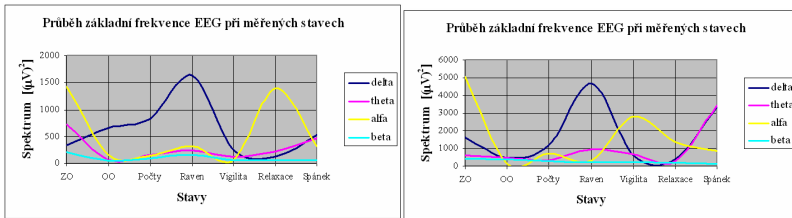
### **3.1 Základní rozdělení frekvencí spektra EEG**

Naměřená křivka byla zpracována podle výše popsaného postupu a pomocí spektrální analýzy jsme rozdělili frekvenční pásmo do čtyř základních frekvencí, kterými je možné rozlišit stav měřené osoby.

Základní frekvence jsou:

- Delta -  $\delta$  - (1 - 3,5 Hz),
- Theta -  $\vartheta$  - (4 - 7,5 Hz),
- Alfa -  $\alpha$  - (8 - 13,5 Hz),
- Beta -  $\beta$  - (14 - 30 Hz).

Tyto frekvence byly zpracovány pro sedm stavů, ve kterých se může měřený proband nacházet (ZO, OO, Poc., Rav., Vig., Rex. a Sp.). Obrázek 3.1 ukazuje příklad průběhu aktivit po spektrální analýze pro vybrané dvě měřené osoby, kde je zřetelný sice podobný průběh, ale v jiné výkonové úrovni spektra a v jednotlivostech. Z toho je možné vyzporovat silné individuální rozdíly nejen v průběhu aktivit.



a)

b)

Obr. 3.1: a) Průběh základních frekvencí EEG při měřených stavech osoby A.

b) Průběh základních frekvencí EEG při měřených stavech osoby B.

Můžeme tedy rozdělit stav probanda do čtyř základních stavů:

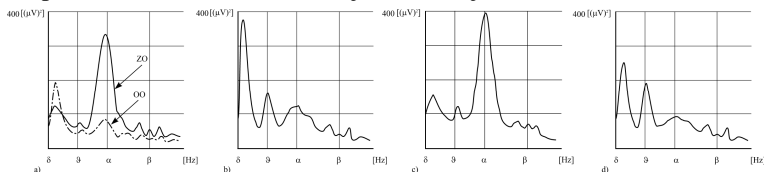
*Vigilita* – reakční doba je v intervalu <180 - 400 ms>. Měřená osoba se na nic konkrétního nesoustředí. Rozhodující mozkovou aktivitou ve spektru je alfa a delta aktivita.

*Přemýšlení* – není ošetřeno přímo reakčním časem, ale hodnota reakčního času by se pohybovala nad 400 ms v závislosti na soustředění a na řešení daných úkolů. Rozhodující mozkovou aktivitou je frekvence delta, která je výrazně vyšší než u vigility a u povrchního spánku.

*Relaxace* – reakční doba je v intervalu <400 - 800 ms>. Měřená osoba je ve stavu uvolnění a nesoustředí se na určitý úkol. Rozhodující mozkovou aktivitou je alfa aktivita, která je dominantní frekvencí.

*Spánek* – reakční doba je v intervalu <800 - 1200 ms>. Měřená osoba ještě reaguje na vnější podněty, ale může přejít do první fáze synchronního spánku nebo se jedná již o první fázi synchronního spánku. Delta aktivita má výrazně vyšší hodnotu než při vigilitě, ale nižší než při přemýšlení.

Na obrázku 3.2 jsou příklady frekvenčních spekter pro jednotlivé stavy podle předchozího rozdělení, které je velice subjektivní.



Obr. 3.2: a) Spektrum EEG pro stav Vigility (OO a ZO).

b) Spektrum EEG pro stav Přemýšlení (Rav.).

c) Spektrum EEG pro stav Relaxace (Rex.).

d) Spektrum EEG pro stav Spánku (Sp.).

### 3.2 Rozšířené rozdělení frekvencí spektra EEG

Abychom mohli posoudit lépe a podrobněji jednotlivé frekvence spektra v závislosti na sedmi zvolených stavech, pokusil jsem se jednotlivé frekvence dále rozdělit na menší intervaly, které by mohly jednotlivé stavy podrobněji popsat, případně ozřejmit jaká složka příslušné frekvence má vliv na odpovídající stav měřené osoby. Rozdělení frekvencí bylo provedeno u všech naměřených grafů na pomalé (index 1) a rychlé (index 2) frekvence spektra.

Rozdělení frekvencí:

- Delta aktivita –  $\delta_1 - (1 - 2 \text{ Hz})$ ,  
–  $\delta_2 - (2,5 - 3,5 \text{ Hz})$ ,
- Theta aktivita –  $\vartheta_1 - (4 - 5,5 \text{ Hz})$ ,  
–  $\vartheta_2 - (6 - 7,5 \text{ Hz})$ ,
- Alfa aktivita –  $\alpha_1 - (8 - 10 \text{ Hz})$ ,  
–  $\alpha_2 - (10,5 - 13,5 \text{ Hz})$ ,
- Beta aktivita –  $\beta - (14 - 20 \text{ Hz})$ .

Frekvence beta nebyla rozdělena, ani nebyl brán větší rozsah této frekvence, vzhledem k nevýraznosti a obsahu artefaktů, ale tato frekvence byla uvažována pro úplný popis a průběh spektra v jednotlivých vybraných stavech.

*Vigilita* – Rozhodující aktivitou pro delta frekvenci je  $\delta_1$ , pro theta aktivitu je  $\vartheta_1$  a pro alfa aktivitu je  $\alpha_2$ .

*Přemýšlení* – Rozhodující aktivitou pro delta frekvenci je  $\delta_1$ , pro theta aktivitu je  $\vartheta_1$  a pro alfa aktivitu je  $\alpha_2$ .

*Relaxace* – Rozhodující aktivitou pro delta frekvenci je  $\delta_1$ , pro theta aktivitu je  $\vartheta_1$  a pro alfa aktivitu je  $\alpha_2$ .

*Spánek* – Rozhodující aktivitou pro delta frekvenci je  $\delta_2$ , pro theta aktivitu je  $\vartheta_1$  a pro alfa aktivitu je  $\alpha_2$ .

### 3.3 Poměry jednotlivých frekvencí

Pro další porovnání byly stanoveny čtyři koeficienty poměrů, z nichž pouze jeden koeficient s beta aktivitou.

Základní koeficienty poměrů jednotlivých aktivit EEG:

Koeficient poměru alfa/delta –  $k_{\alpha/\delta}$

Koeficient poměru alfa/theta –  $k_{\alpha/\vartheta}$

Koeficient poměru delta/theta –  $k_{\delta/\theta}$

Koeficient poměru beta/theta –  $k_{\beta/\theta}$

Definované koeficienty poměrů aktivit platí pro pomalé frekvence (index 1) i pro rychlé frekvence (index 2) podfrekvencí jednotlivých frekvencí aktivity EEG. Velikostí definovaných koeficientů můžeme popsat jednotlivé stavy měřené osoby, přičemž rozhodující hodnotou je velikost koeficientu, který se liší od čísla 1.

### 3.4 Koherence

EEG koherence udává míru synchronizace a podobnosti dvou signálů snímaných z různých míst měření na povrchu lbi a může být interpretována jako indikátor funkční konektivity různých oblastí mozku. Koherence je nezávislá na amplitudě a fázích EEG signálů, a tím je schopna odhalit změny, které spektrální analýza nezachytí. Matematickým podkladem této metody je výpočet křížového výkonového spektra. Hodnota EEG koherence se pohybuje v intervalu 0–1 a informuje nás tak o míře podobnosti dvou EEG signálů (1 = identický signál; 0 = různý signál). Umožňuje nám tím hodnotit míru konektivity mezi neuronálními populacemi různých mozkových oblastí. Koherence je dána vzorcem, který je uveden v [8].

$$coh(i, j) = \frac{|\psi(i, j)|^2}{\psi(i, i)\psi(j, j)} \quad (3-1)$$

kde  $\psi(i, j)$  je křížové výkonové spektrum;  $\psi(i, i)$ ,  $\psi(j, j)$  jsou dvě porovnávaná výkonová spektra.

SW nástroj Truscan firmy ALIEN technik, s.r.o. umožňuje výsledky spektrální analýzy (FFT) a EEG koherence - koherentní funkci (CF) spektra zobrazit a vyjádřit v podobě map. Mapové zobrazení se v literatuře nazývá BM (brain mapping) či BEAM (brain electrical activity mapping). Délka analyzovaného úseku EEG křivky se pohybovala mezi 3 až 5 vteřinami a byly vybrány úseky bez biologických i technických artefaktů a odpovídající stavům jako u zpracování frekvenčního spektra, ve kterých se může měřený proband nacházet (ZO, OO, Poc., Rav., Vig., Rex. a Sp.) .

#### 3.4.1 Porovnání stavů

Z uvedených 35 osob reagovalo 26 osob typicky tj. tak jak bude uvedeno na příkladu, zbývajících 9 osob reagovalo netypicky, tj. jejich výsledky v různých stavech bylo obtížné zařadit do uvedené kategorie. Pro FFT i CF musíme zavést dvojí kritérium, jednak je nutné vyjádřit velikost vypočítaných hodnot, tj. zda jsou nízké nebo vysoké, jednak je nutné

konstatovat prostorové uspořádání, tj. zda jsou lokalizovány určité hodnoty „rozptýleně“ čili difusně nebo „ostrůvkovitě“ čili multifokálně. Při dalším popisu si všímáme především alfa a delta pásma, protože jsou energeticky nejvyšší a dynamika jejich změn je také výraznější než v ostatních pásmech (theta a beta). Na obrázku 3.3 je možné porovnávat stav vigily a spánku ve spektru a koherenci.

Rozdělení probanda do čtyř stavů:

*Vigillita* – během bdělosti je ve spektrální analýze rozhodující delta aktivita a alfa aktivita s multifokálním rozložením. Při porovnání s koherencí ukazuje jako rozhodující delta aktivitu v multifokální distribuci. Koherence zřetelně vymezuje zejména deltu aktivitu oproti ostatním frekvencím spektra viz. obrázek 3.3 a).

*Přemýšlení* – alfa aktivita není příliš výrazná ve spektru, ale nejvýraznější je delta aktivita, která je multifokální. Podobně je na tom EEG koherence, při které dochází k difuznímu snížení alfa aktivity oproti multifokálnímu, často difuznímu zvýšení delta aktivity.

*Relaxace* – během bdělosti při zavřených očích ukazuje FFT střední množství spíše difusně distribuované alfa aktivity s maximem temporoparietookcipitálně (TPO), tj. nad zadními částmi lbi. Současně je zde menší množství multifokálně distribuované delta aktivity. Koherentní funkce ukazuje vyšší hodnoty pro alfa opět TPO a nižší hodnoty delta než alfa a to multifokálně rozložené.

*Spánek* – během prvního stádia synchronního spánku (NR 1) spektrální analýza ukazuje ve srovnání s relaxací multifokální pokles alfa a spíše difusní stoupaní delta hodnot. Koherence má difusní pokles alfa a intenzivní difusní stoupaní delta viz. obrázek 3.3 b). Současně je zřetelný nárůst multifokální theta aktivity a to jak u frekvenčního spektra tak u koherence.

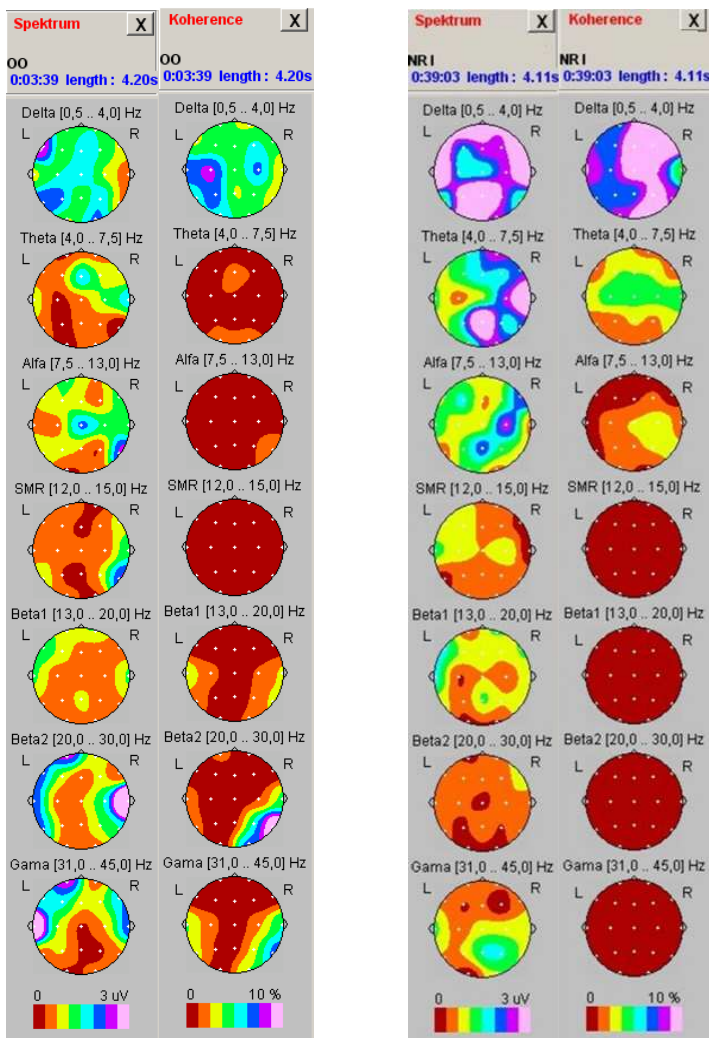
Pro jednotlivé stavy můžeme zavést míru koherence  $\eta$  pro každý stav měřené osoby. Tím dostaneme rozhodovací úroveň na vybrané elektrodě, která je dopočítána ze svého nejbližšího okolí.

Základní návrh čtyř rozhodovacích pravidel pro popis jednotlivých stavů u koherenci:

1. *IF* ( $\eta_{\delta} > 0,3$ ) *AND* ( $\eta_{\alpha} < 0,1$ ) *AND* ( $\eta_{\theta} > 0,1$ ) *THEN* *Vigillita*
2. *IF* ( $\eta_{\delta} > 0,5$ ) *AND* ( $\eta_{\alpha} > 0,1$ ) *AND* ( $\eta_{\theta} > 0,1$ ) *THEN* *Přemýšlení*
3. *IF* ( $\eta_{\delta} > 0,2$ ) *AND* ( $\eta_{\alpha} > 0,1$ ) *AND* ( $\eta_{\theta} > 0,5$ ) *THEN* *Relaxace*
4. *IF* ( $\eta_{\delta} > 0,7$ ) *AND* ( $\eta_{\alpha} > 0,3$ ) *AND* ( $\eta_{\theta} > 0,1$ ) *THEN* *Spánek*



Uvedená pravidla je možné aplikovat obecně s tím, že hodnoty jsou opět silně individuální včetně vlastního nastavení a úprav pravidel.



Obr. 3.3: a) Spektrum a koherence vyjádřené BM při otevřených očích – OO.  
 b) Spektrum a koherence vyjádření v BM při spánku – NR1.

### 3.4.2 Zhodnocení koherence

Spektrální analýza pomocí metody FFT je běžně používanou pro analýzu EEG, ale bohužel někdy selhává, zvláště v případech tzv. plochých křivek, tj. záznamů s velmi malou amplitudovou fluktuací. Právě plochá křivka však provází stavy, které nás velmi zajímají, tj. stavy se zvýšenou mentální aktivitou, které je nutné odlišit od poklesu pozornosti – usínání, prvního stádia synchronního spánku. Pro ověření a upřesnění stavu probanda je koherence (CF) vhodná.

Zásadní nevýhodou koherence je nutné použít více elektrod, tj. je vhodné využít zapojení v systému 10-20. Toto zapojení elektrod snižuje použitelnost při praktické aplikaci systému pro detekci poklesu pozornosti na bázi EEG, který by mělo využívat pouze jednu elektrodu. Proto myšlenka použití jedné elektrody v dopravním provozu je omezující.

## 4. POPIS FUZZY SYSTÉMU

V předchozí kapitole 3 byl popsán způsob zpracování EEG signálu včetně rozdělení měřené osoby do příslušných stavů. Tyto stavy byly popsány včetně závislostí jednotlivých frekvencí a podfrekvencí frekvenčního spektra EEG. Popis jednotlivých stavů při měření EEG je vágní. Pro navržení systému, který by byl schopen detekovat a vyhodnocovat pokles pozornosti, potažmo mikrosnánek, potřebujeme zvolit vhodnou metodiku či nástroj, který nám vágní popis jednotlivých stavů probanda bude přesněji interpretovat. Jednu z metod, pomocí které je možné modelování vágnosti, popisuje teorie fuzzy množin.

### 4.1 Pravidla

Zavedli jsme vstupní a výstupní fuzzy množiny, ale abychom mohli vytvořit vhodný fuzzy model, musíme formulovat pravidla platící mezi vstupní fuzzy množinou a výstupní fuzzy množinou. Pro formulaci pravidel budeme vycházet z vágního popisu naměřených výsledků kapitoly 3 a fuzzy popisu. Jednotlivá pravidla budeme popisovat ve formě implikace:

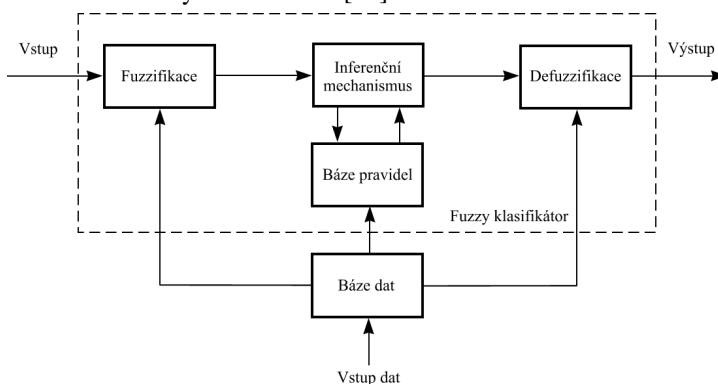
IF <fuzzy výrok> THEN <fuzzy výrok>

Pro popis jednotlivých základních stavů měřené osoby (vigilita, přemýšlení, relaxace a spánek), uvažujeme čtyři základní frekvence (delta, theta, alfa, beta) a samozřejmě příslušné jazykové výrazy (velmi malá hodnota, malá hodnota, střední hodnota, velká hodnota a velmi velká hodnota) vstupních proměnných. K základním frekvencím musíme také uvažovat jednotlivé podfrekvence EEG. Abychom mohli určit jednoznačně stav měřené osoby, dostali bychom 625 pravidel pro základní frekvenci a také tak vysoký počet

pravidel pro jednotlivé podfrekvence (pomalé i rychlé). Do pravidel se ale promítá i jistá individualita. Proto je zřejmé, že některá pravidla nemohou nastat a pro někoho se budou i jednotlivá pravidla lišit, ale pro úplnost je třeba je definovat.

## 4.2 Fuzzy klasifikační systém

Po zavedení vstupních a výstupních fuzzy množiny a formulaci pravidel je možné vytvořit fuzzy model, který by byl schopen na základě spektra EEG vyhodnocovat příslušný stav měřené osoby. Na obrázku 4.1 je jednoduché blokové schéma fuzzy klasifikátoru [25].



Obr. 4.1: Blokové schéma fuzzy klasifikátoru.

Fuzzy klasifikátor se skládá ze čtyř základních bloků a z pátého bloku, který nemusí být součástí klasifikátoru. Funkci jednotlivých bloků:

*Fuzifikace* - transformuje ostrá data ze vstupu na fuzzy data, tj. přiřazování stupně příslušnosti z normalizovaného univerza do jedné nebo více fuzzy množin. Vstupem je spektrum EEG.

*Defuzifikace* - transformuje výstupní fuzzy data na ostré hodnoty. Výstupem může být například elektrické napětí. Velikost výstupní hodnoty můžeme stanovit příslušný stav a tím upozorňovat na únavu, nepozornost atd.. Pro defuzifikaci se využívá metoda těžiště, centroidů popř. jiné.

*Báze pravidel* - poskytuje všechna pravidla potřebná pro popis závislosti mezi vstupem a výstupem klasifikátoru. Po redukci počtu pravidel je možno využít 27 základních pravidel a 54 pravidel pro příslušné podfrekvence, které je možné rozšířit o beta frekvenci, o fuzzy množiny nebo o další stavy měřené osoby.

*Inferenční mechanizmus* - stanovuje postupy, které umožní stanovit výstupní fuzzy množinu pro danou vstupní množinu, či vstupní ostrou hodnotu, při zvolené interpretaci implikace v pravidlech (například použití Mamdaniho vyvozovacího pravidla nebo Larsenova vyvozovacího pravidla).

*Báze dat* - poskytuje informace pro fuzzifikační blok, defuzzifikační blok a bázi pravidel. Báze obsahuje konkrétní data k dané měřené osobě. Obsahuje tedy funkce příslušnosti všech vstupních a výstupních fuzzy množin a jejich intervaly a měřítka, ve kterých se fuzzy množiny pohybují. Také obsahuje individuální nastavení pravidel a stavů.

Zároveň obsahuje vstup pro data, kterým je možné nahrát konkrétní nastavení pro měřenou osobu. Tento vstup je zdůrazněn, protože EEG se může během života probanda změnit (úraz, zánět mozkových blan, apod.). Zároveň při častých poruchách mohou být špatně nastavená měřítka a velice jednoduše se provede korekce. Další variantou může být připojení adaptivního algoritmu (využití neuronové sítě), který bude upravovat jednotlivá měřítka podle aktuálního zpracování signálu EEG.

Fuzzy klasifikátor, který by klasifikoval příslušný stav měřené osoby, jsem simuloval pomocí SW aplikace MATLAB 6.0 ve FIS Editoru. Klasifikátor využívá Mamdaniho implikační funkci, která je dána vzorcem:

$$\mu_R(x, y, z) = \min\{\mu_A(x), \mu_B(y), \mu_C(z)\} \quad (4-1)$$

kde  $\mu_R(x, y, z)$  je funkce příslušnosti fuzzy relace mezi třemi fuzzy funkcemi příslušnosti  $\mu_A(x)$ ,  $\mu_B(y)$  a  $\mu_C(z)$ .

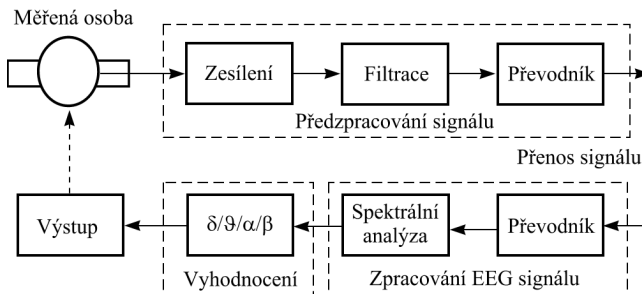
Pro defuzzifikaci byla použita metoda centroidů. Těžiště plochy se počítá formálně stejně jako statistická střední hodnota v souboru. Je to nejčastější a nejnámější metoda. Výstupní hodnotu touto metodou dostaneme podle vztahu [25].

Navrhl jsem klasifikátor nejen pro základní frekvence EEG spektra, ale také pro jednotlivé podfrekvence základních frekvencí. Byly tedy vytvořeny tři fuzzy klasifikátory (F-COMS-A, F-COMS-B a F-COMS-C), které je možné využít pro systém detekce a vyhodnocování poklesu pozornosti.

## 5. SYSTÉM PRO DETEKCI MIKROSPÁNKU

Na obrázku 5.1 je zjednodušené blokové schéma měřicího zařízení, které je schopné vyhodnocovat stavy měřené osoby. Skládá se z pěti základních částí:

1. *Předzpracování signálu* – EEG signál je snímán z měřené osoby a je předzpracován před odesláním do další úrovně zpracování signálu.
2. *Přenos signálu* – vhodné přenosové médium, kterým je možné přenést naměřený signál od měřené osoby ke zpracování.
3. *Zpracování EEG signálu* – EEG signál je zpracován spektrální analýzou do jednotlivých frekvenčních pásem.
4. *Vyhodnocení* – dochází k vyhodnocení a porovnání jednotlivých frekvenčních pásem a k vyhodnocení na základě metodiky do příslušných stavů měřené osoby.
5. *Výstup* – upozorňuje měřenou osobu na nebezpečí vzniku mikrospánku či na pokles pozornosti.

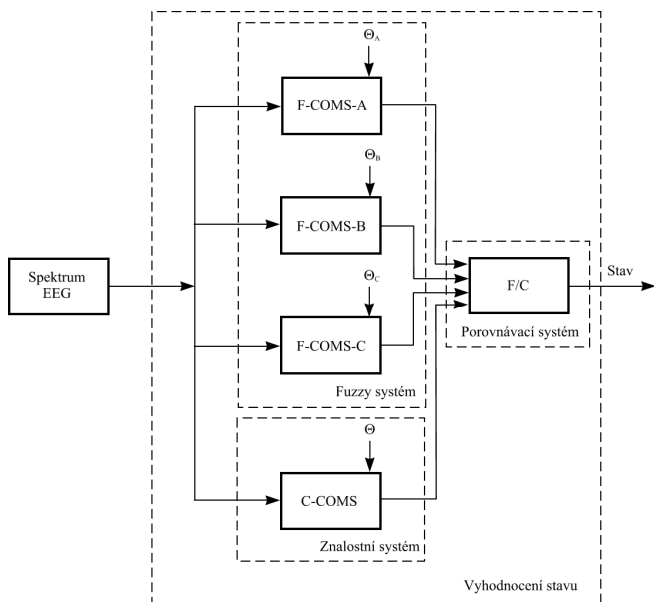


Obr. 5.1: Blokové schéma měřicího zařízení.

Systémově a metodicky je popisováno zařízení pro detekci poklesu pozornosti s důrazem především na vyhodnocovací blok, který by měl analyzovat spektrum EEG a rozhodovat o příslušném zařazení stavu měřené osoby.

## 5.1 Vyhodnocení a porovnání stavů

Po zpracování EEG signálu je nutné tento signál vyhodnotit a rozhodnout o jaký stav probanda se jedná a zároveň připravit signál pro výstup. Systém, který by byl schopný detekovat jednotlivé stavy měřené osoby a tím určit nebezpečný pokles pozornosti, potažmo mikrospánek, jsem se pokusil navrhnout v této práci. Na obrázku 5.2 je systém pro vyhodnocení poklesu pozornosti nad definovanou elektrodou.



Obr. 5.2: Blokové schéma vyhodnocovacího systému.

Jak je patrné z obrázku, vyhodnocovací systém stavu měřené osoby se skládá ze tří základních podsystémů:

- Fuzzy systém,
- Znalostní systém,
- Porovnávací systém.

Porovnáním jednotlivých stavů, které přicházejí do porovnávacího systému, je na základě jednotlivých vah „ $\Theta$ “ možné určit stav měřené osoby. Tento systém je nasimulován v prostředí MATLAB 6.0.

### 5.1.1 Fuzzy systém

Fuzzy systém se skládá z jednotlivých bloků fuzzy klasifikátorů. Fuzzy klasifikátor obsahuje tři klasifikátory, které jsou ohodnoceny jednotlivými pravidly i vahami.

*F-COMS-A* – fuzzy klasifikační modul, kterému jsou na vstup přiváděny hodnoty základních frekvencí a na výstupu jsou interpretovány příslušné čtyři stavy měřené osoby. Váha  $\Theta_A$  je tomuto fuzzy klasifikátoru nastavena na nejvyšší hodnotu ze tří fuzzy klasifikátorů.

*F-COMS-B* – fuzzy klasifikační modul, kterému jsou na vstup přiváděny pomalejší hodnoty podfrekvencí základního spektra EEG a na výstupu jsou interpretovány příslušné čtyři stavy měřené osoby. Váha  $\Theta_B$  je nastavena na nižší hodnotu než u fuzzy klasifikátoru A.

*F-COMS-C* – fuzzy klasifikační modul, kterému jsou na vstup přiváděny rychlejší hodnoty podfrekvencí základního spektra EEG a na výstupu jsou interpretovány příslušné čtyři stavy měřené osoby. Váha  $\Theta_C$  je nastavena na nižší hodnotu než u fuzzy klasifikátoru B.

Tyto tři fuzzy klasifikátory vycházejí z jazykového popisu jednotlivých stavů a průběhů jednotlivých aktivit mozku a podfrekvencí těchto aktivit. Jednotlivé váhy je možné předem nastavit podle významnosti jednotlivých klasifikátorů zjištěných po prvním měření probanda.

### 5.1.2 Znalostní systém

Porovnání jednotlivých tří fuzzy klasifikátorů nemusí být dostačující, neboť i když jsou zavedena pravidla, která obsahují veškeré kombinace, zahrnují i pravidla, kterými je obtížné stanovit stav měřené osoby. Proto byl do systému vyhodnocení přidán jednoduchý znalostní systém či rozhodovací systém, který využívá porovnání jednotlivých koeficientů poměru jednotlivých frekvencí a podfrekvencí spektra. Výpočet a porovnání jednotlivých poměrů jak je uvedeno v kapitole 3.3.

Znalostnímu systému je také přidělena příslušná váha  $\Theta$ , která nám umožňuje více či méně preferovat tento znalostní systém na úkor jednotlivých fuzzy systémů. Výstupem bude stav **H**. Ve výše uvedeném příkladu můžeme i hovořit o rozhodovacím systému, navrženém na základě znalostí a zkušeností.

### 5.1.3 Porovnávací systém

Tento systém porovnává jednotlivé fuzzy systémy navzájem a porovnává i tyto fuzzy systémy se znalostním systémem. Zároveň systém porovnání bere v úvahu i váhová nastavení jednotlivých systémů. Porovnávací systém můžeme vytvořit přibližně dvěma základními způsoby. Při prvním využijeme porovnávací logiku a budeme porovnávat jednotlivé systémy. V druhém případě zvolíme určitou agregační funkci, která nám bude stanovovat výsledný stav.

*Algoritmus porovnávací logika* – Budeme porovnávat jednotlivé velikosti hodnot od jednotlivých systémů včetně vah a budeme pro toto porovnání využívat klasickou logiku a porovnávání. Dostaneme tím poměrně složitou logiku řízení takového systému, kde musíme ošetřit vzájemná porovnání systémů, čítače četnosti a úpravy jednotlivých

vah. Na druhé straně dostaneme relativně přesný algoritmus vyhodnocení.

*Agregační funkce* – využití tohoto způsobu porovnání může být jednodušší. Stanovíme si funkci, která nám bude porovnávat jednotlivé systémy i s nastavenými váhami. Nastavené váhy se budou měnit v závislosti na četnosti jednotlivých detekovaných stavů na jednotlivých podsystémech také za jednu minutu.

Ve své práci jsem využil velice jednoduché agregační funkce, kterou jsem nasimuloval v softwarovém prostředí MATLAB 6.0. Využívá váhového průměru stavů od jednotlivých systémů.

Vzorec pro výpočet stavu měřené osoby:

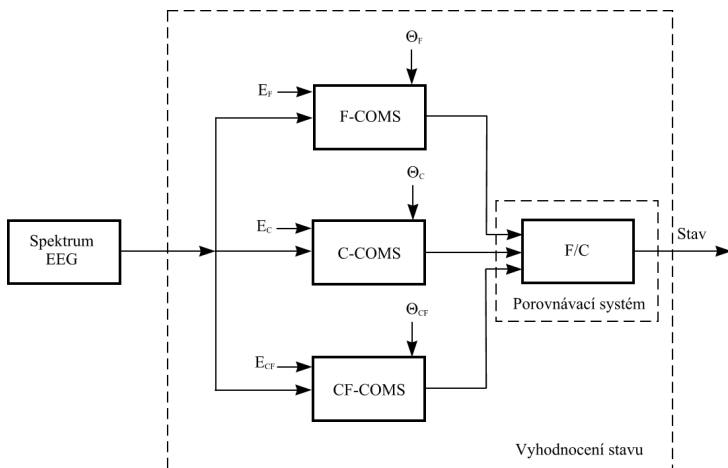
$$V_S = \frac{H(\Theta + \varphi) + A(\Theta_A + \varphi_A) + B(\Theta_B + \varphi_B) + C(\Theta_C + \varphi_C)}{4} \quad (5-1)$$

Tímto výpočtem je určen stav naměřené osoby. Ve výpočtu jsou zahrnuty i příslušné koeficienty vah, které jsou modifikovány na základě výpočtů četnosti jednotlivých stavů, které se zaznamenávají a ukládají do paměti. Čas porovnání jednotlivých upravených koeficientů vah  $\varphi$ ,  $\varphi_A$ ,  $\varphi_B$  a  $\varphi_C$  je dán podle četnosti jednotlivých stavů, přičemž u jednotlivých systémů se mohou tyto úpravy vah zvyšovat či snižovat různě. Jednotlivé váhy a koeficienty vah jsou v intervalu  $\langle 0, 1 \rangle$ .

#### 5.1.4 Rozšířený systém vyhodnocení

Výše popisovaný systém založený na fuzzy klasifikaci a znalostním či rozhodovacím systému se ukazuje jako dostatečné. Nicméně zvýšení spolehlivosti klasifikace stavu cca o 5-10% by bylo možné využitím o rozšíření koherence, která je popisována v kapitole 3.4. Ve sporných situacích, kdy se jedná o výrazně plochou křivku či o výrazné zarušení signálu EEG artefakty, může být nápomocna koherence. Taktéž koherence může být výhodná při ztrátě dat z příslušné elektrody, tzn. může to být bezpečnostně spolehlivostní prvek. Přesto musíme mít na mysli, že předchozí systém vyhodnocení by byl aplikovatelný na jednu elektrodu umístěnou na vhodné oblasti Ibi - zejména TPO. Pokud bychom zavedli další klasifikátor, systém pro detekci a vyhodnocení poklesu pozornosti musí být navržen i pro připojení dalších elektrod. Doporučený počet připojených elektrod by se pohyboval v rozmezí 4 – 6 elektrod, aby byl zajištěn i kvalitní výpočet koherence.





Obr. 5.3: Blokové schéma rozšířeného vyhodnocovacího systému.

Na obrázku 5.3 je možné vidět rozšířený systém vyhodnocení:

- F-COMS – fuzzy klasifikátor, který zahrnuje fuzzy klasifikátory A, B i C,
- C-COMS – znalostní systém,
- CF-COMS – klasifikátor koherence,
- F/C – porovnávací systém.

Jednotlivé klasifikátory jsou ohodnoceny příslušnými váhami s tím, že fuzzy klasifikátor se skládá ze tří podsystémů fuzzy klasifikátoru pro základní, pro pomalé i rychlé frekvence. Jednotlivé váhy  $\Theta$  určují míru vlivu na vyhodnocení stavu klasifikátoru. Váha je také silně individuální a je jí možné nastavit rigidně či dopočítat.

Spektrum EEG je počítáno ze všech elektrod, systému zapojení 10-20. V souvislosti s využitím znalostí z předcházejících kapitol je pro praktické aplikace vhodné zavést váhovou funkci  $E$  pro nastavení příslušné elektrody. Tím se systém vyhodnocení stává více flexibilní. Systém snímá celé spektrum ze všech elektrod, ale pro fuzzy klasifikátor je vybrána jedna nejvhodnější elektroda či dokonce pro jednotlivé fuzzy klasifikátory A, B a C je nastavena jiná elektroda. Podobně je tomu pro znalostní systém i systém pro výpočet koherence. Následně dochází k porovnání a vyhodnocení, což vede k velice přesnému výsledku stavu probanda.

### 5.1.5 Zhodnocení systému vyhodnocení

Systém byl navržen jako jednodanální pro příslušnou vybranou elektrodu. Pokud tento systém by měl využívat více kanálů, pak je možné využít systém vyhodnocení v rozšířené verzi i s využitím koherence včetně váhovou modifikací pro výběr příslušné elektrody.

Zavedli jsme sedm základních stavů, které jsme zredukovali na čtyři základní stavy probanda (vigilita, přemýšlení, relaxace, spánek). Bylo vybráno třicetpět grafů osob, měřených v laboratorních podmínkách, přičemž podmínkou bylo, že tyto grafy měly všech sedm základních stavů, byly měřeny i s reakčním časem a byly čitelné (tj. neobsahovaly artefakty). Byla vybrána i příslušná vhodná elektroda (pro jinou elektrodu by byly výsledky i značně rozdílné).

Pro stanovení testovací a trénovací množiny je nutný dostatečný počet vzorků. Proto je obtížné i s využitím jiných metod, kterými je možné vyhodnocovat stav probanda jako je například využití neuronových sítí [20], kombinace neuronové sítě s fuzzy metodikou, genetické algoritmy, Baysovské metody a další metody, které je možné na základě této práce dále testovat. Vzhledem k tomu, že většina grafů byla natočena jen jednou a některé stavy (přemýšlení a především spánek) se objevily jen jednou ve velice krátkém čase, pak stanovit spolehlivě kvalitu klasifikátoru je velice obtížné, neboť rozdělení dat na testovací a trénovací je skoro nemožné. Současně nastavení a to jak fuzzy klasifikátorů tj. jednotlivých pravidel, tak i nastavení znalostního systému je silně individuální a ověření se musí dělat separátně. Zároveň pro výběr vhodné elektrody by bylo zapotřebí více měření, abychom mohli určit spolehlivě stálost signálu na příslušné elektrodě. Přesto popis pomocí fuzzy metodiky umožňuje snížit počet naměřených dat pro jednu osobu, což například u neuronových sítí může být problematické.

Vybral jsem proto graf, který obsahoval větší množství vhodných úseků pro jednotlivé stavy. Nastavil jsem příslušné koeficienty a pravidla tak, aby vyhovovala pro příslušné stavy a provedl testování i na druhém naměřeném grafu stejného probanda. Systém vyhodnotil správně jednotlivé stavy přibližně s 80% úspěšností. Pokud jsou nastavena správně jednotlivá pravidla a jsou vybrány vhodné určující koeficienty, je možné dosáhnout spolehlivosti blížící se k 85%.

Pokud porovnááme jednotlivé fuzzy klasifikátory, pak nejspolehlivější je F-COMS-A, který vyhodnocoval se spolehlivostí přes 75%. Následoval fuzzy klasifikátor F-COMS-B přes 70% a nejnižší spolehlivost měl F-COMS-C pod 70%. Tyto spolehlivosti jsou způsobeny nastavením univerza

u jednotlivých fuzzy množin. Pokud by univerzum bylo stanoveno z většího počtu dat nebo by se modifikovalo, pak výsledek spolehlivosti klasifikace by byl výrazně vyšší.

Pokud porovnáme znalostní systém, pak jeho spolehlivost se pohybuje přes 80%. Je nutné ale uvést, že nastavení koeficientů vychází z malého počtu dat. Nicméně je spolehlivější než fuzzy klasifikátor, který se musí složitěji nastavovat.

Uvádění spolehlivosti odrážejí skutečnost, že nebylo dostatečné množství naměřených dat, a proto se spíše jedná o spolehlivost nastavení klasifikátoru než o spolehlivost vlastního vyhodnocení stavu měřené osoby. Aby bylo také možné stanovit přesnost klasifikátoru vůči jednotlivým naměřeným osobám, je zapotřebí mít nejen větší množství dat příslušných osob, ale i nastavit klasifikátory pro tyto osoby. Pak je možné porovnání spolehlivosti klasifikátorů pro jednotlivé osoby. Přitom by měl platit i stejný výběr příslušné elektrody a oblasti snímání probanda intraindividuálně.

Při použití rozšířeného systému vyhodnocení o systém s koherencí můžeme docílit výraznějších přesností, ale zásadní nevýhodou je použití více než jedné elektrody, což pro praktické použití metodiku výrazně stěžuje.

Pro přesné stanovení kvality klasifikátoru je nutné naměřit více kvalitních grafů nebo delší a variabilnější pro příslušného probanda v různém psychickém rozpoložení.

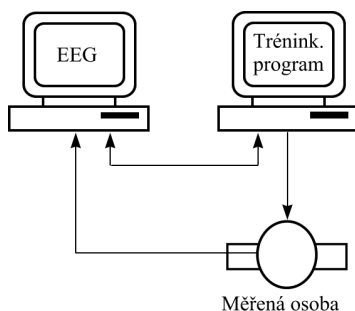
## **6. BIOLOGICKÁ ZPĚTNÁ VAZBA**

### **6.1 Metoda biofeedback**

EEG biofeedback je metoda, která umožňuje ovládat své mozkové vlny, tzn. jedná se o samoučení pomocí tzv. biologické zpětné vazby. Informace o stavu mozkových vln může vyvolat soulad či nesoulad s nadefinovanou situací a vhodným motivováním dochází k postupnému naučení a vytvoření vhodného vzorce chování, reakce, pozornosti apod.

### **6.2 Měření BFB**

Principem metody biologických zpětných vazeb je využití přímé interakce mezi vhodně voleným fyziologickým regulačním signálem klienta (trénovaného subjektu, operátora) a terapeutickým zařízením. Pomocí speciálně upraveného SW lze převádět elektrický signál mozku na jednoduchý tréninkový program, který člověk ovládá svojí mozkovou aktivitou viz obrázek 6.1.



Obr. 6.1: Schéma biologické zpětné vazby.

Probandovi je snímán záznam EEG mozku, poté je provedena frekvenční analýza – delta, theta, alfa, beta1 (pozornost), beta 2 (stresová pozornost u ADHD – svalové napětí) a SMR – senzomotorický rytmus EEG záznamu. Programové vybavení převádí analyzovaný záznam on-line metodou do zobrazení skládajícího se z několika grafických objektů.

Měřené frekvence se pohybují u toho přístroje v těchto rozmezích:

- Delta aktivita            1 – 3Hz,
- Theta aktivita            3 – 7Hz,
- Alfa aktivita              7 – 12Hz,
- SMR aktivita              12 – 15Hz,
- Beta 1 aktivita            15 – 20Hz,
- Beta 2 aktivita            20 – 32 Hz.

Z vnějšího pohledu se pak zdá, jako by proband ovládal technické prostředí přímo svým mozkem. Vhodnou úpravou tréninkových programů lze docílit i dlouhodobé, resp. trvalé působení na některé významné složky psychologického profilu osobnosti klienta a na jeho projevy, jako je například úroveň pozornosti, rychlosti a kvality reakce, podíl chybných rozhodnutí apod. Příkladem může proband sleduje jízdu vozidla a jeho primární snahou je, aby vozidlo jelo při pravé straně a co nejrychleji s tím, že je proband motivován body.

### 6.3 Výsledky měření BFB

Nejčastější měření je aplikováno na děti, které trpí LMD, ADD nebo ADHD. Byla provedena měření v zahraničí, na které se navázala měření i v České republice [4, 5], které jasně prokazují zlepšení ve všech parametrech bez prokázání vedlejších účinků. Výsledky ukázaly, že je metoda BFB zejména vhodná pro LMD a ADHD léčbu.

Při využití metody BFB v dopravě či u operátorů se jedná o jiný druh úlohy. V první řadě je to zvyšování pozornosti, snižování agrese a popřípadě odhalení únavy – poklesu pozornosti (mikrospánku). Pro zvyšování pozornosti je nejvhodnější stimulovat elektrodu v oblasti C3, tj. snahou operátora je, aby maximalizoval své SMR a naopak potlačoval rozptyl resp. agresivitu tj. theta resp. beta aktivitu. Zvýšená aktivita delta není na závadu vzhledem ke své „myšlenkové“ funkci.

#### **6.4 Zhodnocení metody BFB**

Pro prokázání efektu metody BFB, je před vlastní seancemi provedeno měření EEG. Na konci stanoveného počtu seancí je vyhodnocena a porovnána natočená křivka EEG s křivkou před zahájením seancí. Jsou hledány a porovnávány souvislosti zejména ve spektrální analýze.

Bylo zjištěno, že asi 60 % probandů se poměrně rychle naučí ovládat vůli své EEG signály. Pak takto vycvičené osoby mohou pomocí svého EEG simulační scénu řídit. V případě, že je takové cvičení prováděno dostatečně dlouho (jednotlivé seance bývají 30 až 60 minut) a s dostatečným opakováním (alespoň 20 až 40 seancí) pod odpovídajícím odborným vedením, lze dosáhnout toho, že takto trénovaný řidič je podstatně vzdornější únavě a s ní spojeným poklesům pozornosti.

### **7. ZÁVĚR**

Pro zjišťování poklesu pozornosti u probandů byla použita metoda, která měří elektrickou aktivitu mozku - EEG. Tato metoda velmi dobře popisuje jednotlivé stavy mozku, ve kterých se člověk nachází během celého života. Cílem bylo nalézt pomocí EEG jednotlivé základní stavy probanda a nalézt vzájemné odlišnosti či shody.

Bylo vybráno třicetpět osob s vhodnými grafy, které obsahovaly sedm základních stavů a tyto stavy byly vzájemně porovnány mezi jednotlivými měřeními osobami. Výsledkem je, že prakticky je možné stanovit jistá pravidla, ale ne matematickou závislost. Možné je jednotlivé stavy popsat u všech měřených osob, ale vlastní průběhy jednotlivých frekvencí spektra a především hodnoty potenciálů měřených na hlavě probanda jsou vysoce individuální. Proto pro podrobnější popis jednotlivých základních frekvencí EEG spektra byla tato frekvenční pásma, mimo aktivity beta která má velice nízké hodnoty a obsahuje artefakty, rozdělena na dvě podfrekvence. Závislosti jednotlivých podfrekvencí na stavu měřené osoby jsou také velmi individuální. Byly zjišťovány jednotlivé poměry základních frekvencí i podfrekvencí EEG spektra a i tyto hodnoty jsou více či méně individuální.

Pro prohloubení popisu jednotlivých stavů měřené osoby byla i prověřována koherence při jednotlivých stavech probanda. Bylo ověřeno, že koherence je zejména vhodná, pokud je křivka EEG plochá a pro stavy, které je obtížné definovat na základě spektrální analýzy.

Na základě jazykového popisu a vypočtených koeficientů jednotlivých poměrů frekvencí a podfrekvencí spektra jsem ve své práci navrhl systém vyhodnocení poklesu pozornosti, který jsem nasimuloval v prostředí MATLAB 6.0. Systém se skládá ze tří podsystémů – fuzzy systém skládající se ze tří klasifikátorů, znalostní (rozhodovací) systém využívající koeficienty poměrů spektra a porovnávací systém, který na základě agregační funkce určuje příslušný stav probanda. Pro další zpřesnění je navržen rozšířený vyhodnocovací systém o koherenci, která je schopna dále systém vyhodnocení upřesnit. Pro upřesnění klasifikace a výběr příslušné elektrody jsou brány v úvahu i příslušné elektrody, váha i koeficienty vah z jednotlivých podsystémů.

Navržený systém vyhodnocuje nejen pokles pozornosti měřené osoby, jako je spánek a relaxace (únava), ale i patologické jevy, které mohou způsobit vážné problémy v dopravě. Rozšíření systému vyhodnocení o koherenci má i nevýhodu v potřebě použití více elektrod umístěných na povrch lbi a tím vyšší nároky na individualitu nastevní nejen vlastních hodnot, vah, ale i více elektrod.

Jako velice perspektivní metoda, která by mohla napomoci při eliminaci poklesu pozornosti je biologická zpětná vazba – biofeedback. Výsledky ukázaly, že nejen touto metodou je možné zvyšovat pozornost, ale i naopak soustředěním vyvolat krátkodobý pokles pozornosti a pomocí něj dokázat lépe provést individuální nastavení systému detekce poklesu pozornosti.

Pro navržený systém detekce vidím základní problém především v praktické použití při detekci tj. snímání EEG vhodným způsobem z hlavy probanda a v rušení EEG signálu jak biologickými, tak technickými artefakty. Snímací zařízení by také mělo co nejméně rušit psychickou pohodu řidiče či měřené osoby. Lze doporučit používat kombinaci technologií jako je sledování řidiče, ale využít i vybavení infrastruktury včetně vybavení vozidla takovými systémy, aby řidič mohl být považován za jistý kontrolní orgán.

Snahou bylo přiblížit problematiku poklesu pozornosti u řidičů s využitím metodiky EEG a BFB včetně návrhů systému pro detekci, vyhodnocení a eliminaci poklesu pozornosti. Přesto problematika poklesu pozornosti a mikrosnánku zůstává velice široká a obsáhlá. Je zde mnoho nevyřešených problémů, které jsou výzvou pro další práci týmu odborníků z různých oborů.

## 8. LITERATURA

- [1] Anderer P., Roberts S., Schlogl A., Gruber G., et al.: Artifact processing computerized analysis of sleep EEG--a review. *Neuropsychobiology*. Basel: Sep 1999. Vol. 40, Iss. 3; p. 150.
- [2] Bouchner P., Novák M.: Studie možnosti měření vlivu asistenčních systémů při interakci s řidičem (HMI) na kvalitu a bezpečnost jízdy. Výzkumná zpráva FD ČVUT LSS 280/06, Praha 2006.
- [3] Bouchner P., Novák M., Novotný S., Píkník R, Kozumplík M: Studie o zkušenostech s řešením spolehlivosti a měřením interakce řidiče s vozovým asistenčními systémy (zkušenosti s HMI). Výzkumná zpráva FD ČVUT LSS 303/07, Praha 2007.
- [4] Faber J., Pilařová M., Vučková Z.: Využití metody „EEG-bio-feedback training“ (EBFT) ve školním poradenství. *Pedagogika* roč. LI-2001, UK-PF, Praha 2001, ISSN 3330-3815, str. 56-70
- [5] Faber J. a kolektiv: „EEG-bio-feedback training“ nová léčebná metoda. *Praktický lékař* 82, 2002, č.8. Praha 2002, str. 480-486.
- [6] Faber J., Tichý T.: Vigilance nad hypnagogium determination of drivers by EEG analysis. *Neural Network World*, vol. 18, no. 2, s. 89-104, ISSN 1210-0552, Prague 2008.
- [7] Gevins A. S., Rémond A.: Methods of analysis of brain electrical and magnetic signals. *Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology*. Amsterdam-New York-Oxford, Elsevier, 1987.
- [8] Lopes da Silva F.H., Leirop T.H.M.T. van, Schrijer C.F., Storm van Leeuwen W.,: Organization of thalamic and cortical alpha rhythms: spectra and coherences. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*,1973,35: 627-639.
- [9] Novák M. a kolektiv: Umělé neuronové sítě, teorie a aplikace. C. H. Beck, Praha, 1998.
- [10] Novák M., Faber J., Vysoký P.: Spolehlivost interakce operátora s umělým systémem. *Skripta ČVUT*, Praha, 2004.
- [11] Novák M., Faber J., Svoboda P., Tatarinov V., Tichý, T. Mikrospánek z hlediska elektro- a psychofyziologie In: *Sborník lékařský*. 2003, roč. 104, č. 4, s. 375-385. ISSN 0036-5327.
- [12] Novák V.: Základy fuzzy modelování. BEN, Praha, 2000.

- [13] Pascual-Marqui R.D.: Review of Methods for Solving the EEG Inverse Problem. International Journal of Bioelectromagnetism 1999, Volume 1, Number 1, pp:75-86.
- [14] Přenosil V.: Predikční diagnostika technických systémů, Habilitační práce, VA Brno, Brno 1998.
- [15] Příbyl P., Svátek M.: Inteligentní dopravní systémy. BEN, Praha 2001, ISBN 80-7300-029-6.
- [16] Rasmussen J.: Skills, rules and knowledge, signals, signs and symbols and other distinctions in human performance model, IEEE trans. SMC, 1983, vol.13, No.2, 257-266.
- [17] Sheikh et al.: Electroencephalographic (EEG)-based communication: EEG control versus system performance in humans. Neurosciences Letters 345, Elsevier 2004, p 89-92.
- [18] Svoboda P.: Metody analýzy EEG aktivity. Diplomová práce, Praha, 2001.
- [19] Štikar J., Hoskovec J., Štikarová J.: Psychologie v dopravě. UK, Praha, 2003.
- [20] Tatarinov V.: Vývoj prediktorů EEG markerů mikrosně. Diplomová práce, Praha, 2002.
- [21] Tichý T.: Systém pro detekci a vyhodnocení mikrosně. Doktorská disertační práce, Praha, 2003.
- [22] Tichý T.: Fuzzy and Expert Approaches to Detection of Micro-sleep. Neural Network World, vol. 14, no. 1, s. 97-108, ISSN 1210-0552, Prague, 2004.
- [23] Tichý T.: Fuzzy analýza EEG a možnosti rozpoznání mikrosně. Sdělovací technika, ST 12/2007, str. 3-5, ISSN 0036-9942, Praha, 2007.
- [24] Tyl J., Tylová V.: EEG Biofeedback – vademekum terapeuta, Biofeedback institut, 9. vydání, Praha, 2005.
- [24] Vysoký P.: Fuzzy řízení. ČVUT, Praha, 1996.
- [25] Zhou S., Wang Ch., Wei J., Wu S.: Fuzzy segmentation spatiotemporal patterns of cognitive potential into microstates. Brain Topography. New York: Fall 1999. Vol. 12, Iss. 1; p. 61.
- [26] ALIEN technik s.r.o.: Uživatelská příručka k zařízení EEG 2/32. Hronov, 2003.



**Ing. Bc. Tomáš TICHÝ, Ph.D.**

**Profesní zkušenosti:**

- **(2000 – dosud) ELTODO dopravní systémy s.r.o., A Siemens Company**, Novodvorská 1010/14, Praha 4  
**(2007 – dosud) – Dopravní řízení – vedoucí odboru dopravní řízení**  
Tvorba dopravních řešení, aplikace dopravních řídicích ústředen a aplikace adaptivních systémů řízení včetně návrhů telematických koncepcí a projektů v intravilánu a v extravilánu.  
**(2004 – 2007) - Speciální projekce - Samostatný projektant a dopravní inženýr**  
Realizace telematických koncepcí a projektů pro město Praha, Brno, Ostrava, Liberec, Cheb, Česká Lípa, Plzeň.  
Vedení a samostatná realizace systémů řízení MOTION a TASS v Praze a v Plzni. Dopravní řešení tunelu Sitina – Bratislava.  
**(2000 – 2004) - Oblastní řízení SSZ - Dopravní inženýr**  
Samostatná tvorba dopravních řešení pro města Praha, Brno, Ostrava, Česká Lípa apod.  
Realizace adaptivního systému MOTION včetně dopravních řešení (21 křižovatek) pro oblast Smíchova - Praha 5.  
Realizace dopravně závislého řízení TASS pro města Praha a Ostrava
- **(2000 – dosud) České vysoké učení technické v Praze - Fakulta dopravní, Ústav řídicí techniky a telematiky**, Konviktská 20, Praha 1  
**(2005 – dosud) – Vysokoškolský učitel - odborný asistent**  
Práce na výzkumu projektu Interakce člověk systém – detekce mikrosnánku, Řízení a modelování silniční dopravy a Modelování a řízení dopravních sítí.  
**(2000 – 2005) - Technicko hospodářský pracovník**  
Práce na výzkumu projektu Interakce člověk systém – detekce mikrosnánku.

**Vzdělání:**

- **(2000 – 2004) České vysoké učení technické v Praze - Fakulta dopravní, Konviktská 20, Praha 1**  
**Doktorské studium (Ph.D.)** ve studijním oboru Inženýrská informatika v dopravě a spojích. Název práce: Systém pro detekci a vyhodnocování mikrosnánku.

- (2002 – 2004) České vysoké učení technické v Praze – Masarykův ústav vyšších studií, Horská 3, Praha 2  
**Bakalářské studium (Bc.)** ve studijním oboru Učitelství odborných předmětů. Název práce: Tvorba učebního textu pro odborný předmět Dopravní telematika.
- (1995 – 2000) České vysoké učení technické v Praze - Fakulta dopravní, Konviktská 20, Praha 1  
**Inženýrské studium (Ing.)** ve studijním oboru Automatizace v dopravě a telekomunikacích. Název práce: Výběr signifikantních parametrů poklesu pozornosti u řidičů.

### **Pedagogická praxe:**

- Výuka předmětu Bezpečnost a spolehlivost systémů na FD ČVUT
- Výuka předmětu Řídicí systémy silniční dopravy na FD ČVUT
- Výuka předmětu Inteligentní dopravní systémy na FD ČVUT
- Aktivní práce na projektu Interakce člověk systém.
- Od školního roku 2004/2005 práce na projektech:
  - Systém pro detekci poklesu pozornosti pod projektem Interakce člověk systém
  - Aplikace dopravních řídicích systémů pod projektem Řízení a modelování silniční dopravy
  - Modelování a řízení dopravních sítí

### **Seznam nejvýznamnějších vědeckých publikací:**

- Tichý T.: Fuzzy and Expert Approaches to Detection of Micro-sleep. Neural Network World, vol. 14, no. 1, s. 97-108, ISSN 1210-0552, Prague, 2004.
- Tichý T., Němec M.: Komplexní vyhodnocení systému MOTION v oblasti Smíchova. Projektová dokumentace, ELTODO DS. Investor OMI MHMP zastoupený VIS, a.s. PS 0715, stavba č. 9524 SAT 3.st.4. etapa., Praha 2006
- Tichý T., Němec M.: Komplexní vyhodnocení systému TASS. Projektová dokumentace, ELTODO DS. Investor OMI MHMP zastoupený VIS, a.s. PS 0714, stavba č. 9524 SAT 3.st.4. etapa, Praha 2006.
- Tichý T.: Vyhodnocení funkčnosti systémů řízení dopravy v oblasti města. Silniční obzor, 5/2007, ročník 68, číslo 5, Česká silniční společnost, str. 132-137, ISSN 0322-7154.

- Tichý T.: The application of telematic city systems. TST - Conference - transport systems telematics. Poland 2007, Poland Katowice 17.-19.10. 2007. Advances in transport system telematics Silesian university of technology, s. 419-427, Polsko Katowice 2007, ISBN 978-83-917156-6-6
- Tichý T.: Fuzzy analýza EEG a možnosti rozpoznání mikrospánku. Sdělovací technika, ST 12/2007, str. 3-5, ISSN 0036-9942, Praha, 2007.
- Faber J., Tichý T.: Vigilance nad hypnagogium determination of drivers by EEG analysis. Neural Network World, vol. 18, no. 2, s. 89-104, , ISSN 1210-0552, Prague 2008.

### **Publikační činnost, recenze:**

- 4 články v mezinárodním odborném časopise Neural Network World
- 11 příspěvků ve sborníku na mezinárodních konferencích
- 3 příspěvky ve sborníku na konferencích v České republice
- 4 články v recenzovaném českém odborném časopise
- 21 významných projektů a realizací
- 13 citací v mezinárodním odborném časopise

### **Znalosti a schopnosti:**

- Člen normalizační skupiny TNK 136 - Dopravní telematika (od roku 2003) – NAT - WG4 CEN TC 278 a NAT - WG14 ISO TC 204
- Autorizovaný inženýr – Dopravní stavby (Autorizace 0010015) od roku 2007
- Autorizovaný inženýr – Technologická zařízení staveb (Autorizace 0010015) od roku 2007
- Certifikát – metoda měření EEG Biofeedback – pedagogicko-technické zaměření
- Osvědčení – Bezpečnostní audit pozemních komunikací – 2006
- Řidičské oprávnění na tramvaj T3 a T6A5 v pražské kolejové síti (od roku 1996 – DP, a.s.)
- Odborná způsobilost v elektrotechnice §6 vyhláška č. 50/1978 Sb.