

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
STROJNÍ**



**DIPLOMOVÁ  
PRÁCE**

**2020**

**ONDŘEJ  
BAUMRT**



**České  
vysoké  
učení technické  
v Praze**

**F2**

**Fakulta strojní  
Ústav přístrojové a řídicí techniky  
Odbor automatického řízení a inženýrské informatiky**

**Návrh HMI s využitím biosignálů**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**Bc. Ondřej Baumrt**

**Vedoucí práce: Ing. Mgr. Jakub Jura, Ph.D.  
Studijní obor: Přístrojová a řídicí technika  
Srpen 2020**



# ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Baumrt** Jméno: **Ondřej** Osobní číslo: **438273**  
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**  
Zadávající katedra/ústav: **Ústav přístrojové a řídicí techniky**  
Studijní program: **Strojní inženýrství**  
Studijní obor: **Přístrojová a řídicí technika**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Návrh HMI s využitím biosignálů**

Název diplomové práce anglicky:

**HMI Design with use of biosignals**

Pokyny pro vypracování:

- 1) Proveďte rešerši možností využití fyziologických indikátorů mentálního stavu.
- 2) Otestování využití biologických signálů pomocí dostupných řešení.
- 3) Integrovat měření biologických signálů do dostupného průmyslového SCADA systému.
- 4) Navrhnout a pilotně otestovat možnost využití.

Seznam doporučené literatury:

- [1] S. I. Fox, Perspectives on Human Biology. Dubuque, IA: Wm. C. Brown Publishers, 1991.
- [2] J. Jura, P. Trnka, M. Cejnek a L. Reverdy, Engineering Psychology, English. Czech Technical University in Prague, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Instrumentation and Control Engineering, Division of Automatic Control and Engineering Informatics, 2015, vol. 2015, version 1.5.0 2015, Prague. Available: <http://users.fs.cvut.cz/~jurajaku/ing-psych/IPS-en/IPS-en-2016/spring/engineeringspsychology.pdf>.
- [3] J. Mysliveček, Základní fyziologické principy. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002.
- [4] O. Kittnar, Lékařská fyziologie, 1. vyd. Praha: Grada, 2011, isbn: 97880-247-3068-4.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

**Ing. Mgr. Jakub Jura, Ph.D., U12110.3**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **30.04.2020**

Termín odevzdání diplomové práce: **07.08.2020**

Platnost zadání diplomové práce: \_\_\_\_\_

Ing. Mgr. Jakub Jura, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

\_\_\_\_\_ podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

\_\_\_\_\_ Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_ Podpis studenta

## Poděkování

Děkuji Ing. Mgr. Jakubu Jurovi, Ph.D. za cenné připomínky a podněty při vedení této diplomové práce, stejně jako celé své rodině a nejbližším přátelům za podporu během celého studia.

Bc. Ondřej Baumrt

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně s tím, že její výsledky mohou být dále použity podle uvážení vedoucího diplomové práce jako jejího spoluautora. Souhlasím také s případnou publikací výsledků diplomové práce nebo její podstatné části, pokud budu uveden jako její spoluautor.

V Praze dne 24. srpna 2020

---

Bc. Ondřej Baumrt

## Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá vytvořením rozhraní člověk-stroj (HMI), kde jsou využity biosignály. Je zde popsáno, jaké biologické signály lze na člověku měřit a následně také jak tyto veličiny a parametry měřit a případně jak získaná data dále vyhodnocovat. Poté je již přistoupeno k návrhu rozhraní (HMI) s využitím SCADA systému a dostupných senzorů, které biosignály mohou měřit. V závěru práce je pak popsáno provedené testování vytvořeného softwaru na vybrané laboratorní úloze v laboratoři Programovatelných automatů Ústavu přístrojové a řídicí techniky, FS ČVUT v Praze.

**Klíčová slova:** HMI, fyziologie, zpětná vazba, PLC, SCADA, psychologie, EEG, srdeční tep, EDA, dýchání, návrh HMI

**Vedoucí práce:** Ing. Mgr. Jakub Jura, Ph.D.  
Odbor automatického řízení a inženýrské informatiky  
Ústav přístrojové a řídicí techniky  
Fakulta strojní ČVUT v Praze

## Abstract

This diploma thesis deals with creating a Human-Machine Interface (HMI), where the biosignals are used. It describes what biosignals can be measured on a human body and subsequently also how to measure these quantities and parameters and possibly how to evaluate the obtained data. Then the HMI design is started using the SCADA system and available sensors that can measure biosignals. At the end of the thesis, the performed testing of the given software on a selected laboratory task in the PLC laboratory of the Institute of Instrumentation and Control Engineering, FME CTU in Prague is described.

**Keywords:** HMI, biological, feedback, PLC, SCADA, psychology, EEG, heart rate, EDA, breathing, HMI design

**Title translation:** HMI design with use of biosignals

# Obsah

<b>Seznam použitých zkratk</b>	<b>1</b>	<b>5 Využití měření fyziologických proměnných operátora v kybernetice</b>	<b>30</b>
<b>1 Úvod</b>	<b>2</b>	5.1 Estimace stavu operátora . . . . .	31
<b>2 Fyziologické indikátory duševního stavu</b>	<b>3</b>	5.1.1 Detekce únavy řidiče . . . . .	32
2.1 Sympatikus a parasympatikus . . .	4	5.2 Návrh rozhraní člověk-stroj . . . .	32
2.1.1 Sympatikus . . . . .	5	5.3 Biofeedback . . . . .	34
2.1.2 Parasympatikus . . . . .	6	5.3.1 Udineský experiment . . . . .	34
2.2 Oběhové parametry . . . . .	6	5.3.2 Zlepšení koncentrace u dětí . .	37
2.2.1 Srdeční tep . . . . .	6	<b>6 Návrh a implementace softwaru</b>	<b>38</b>
2.2.2 Krevní tlak . . . . .	6	6.1 Výběr biosignálů . . . . .	38
2.3 Mozková aktivita . . . . .	7	6.1.1 Senzor dýchání . . . . .	38
2.3.1 Elektroencefalografie . . . . .	7	6.1.2 Senzor EDA . . . . .	41
2.3.2 Základní neurohormonální reakce na stres . . . . .	8	6.2 Výběr testovací úlohy . . . . .	43
2.4 Reakce očí . . . . .	9	6.3 Návrh vizualizace . . . . .	44
2.4.1 Oční pohyby . . . . .	9	6.3.1 Úvodní test . . . . .	44
2.4.2 Mrkání . . . . .	10	6.3.2 Ovládání . . . . .	47
2.4.3 Kontrakce zornic . . . . .	10	6.4 Spojení s jednotlivými zařízeními	49
2.5 Reakce kůže . . . . .	11	6.4.1 Tagy použité ve vizualizaci . .	50
2.6 Dýchání . . . . .	11	6.5 Předávání dat . . . . .	50
2.6.1 Frekvence dechu . . . . .	12	6.5.1 Komunikace mezi testovací úlohou a vizualizací . . . . .	51
2.6.2 Hyperventilace . . . . .	12	6.5.2 Komunikace mezi senzory a vizualizací . . . . .	52
2.7 Reakční doby . . . . .	12	6.6 Logické schéma . . . . .	53
<b>3 Měření fyziologických parametrů v praxi</b>	<b>14</b>	<b>7 Testování zařízení</b>	<b>54</b>
3.1 Měření elektrodermální aktivity	14	7.1 Alfa testování . . . . .	54
3.2 Měření elektrické aktivity mozku	15	7.1.1 Úvodní test . . . . .	55
3.2.1 SmartCap Tech. SmartCap . .	16	7.1.2 Ovládání vizualizace . . . . .	55
3.2.2 OpenBCI All-in-One EEG Electrode Cap . . . . .	17	7.2 Beta testování . . . . .	58
3.2.3 Emotiv EPOC+ 14 Channel Mobile EEG . . . . .	18	7.2.1 Úvodní test . . . . .	58
3.3 Měření srdečního tepu . . . . .	19	7.2.2 Ovládání vizualizace . . . . .	59
3.4 Polygraph BiO . . . . .	20	7.3 Výsledky testování . . . . .	62
<b>4 Měření psychologických parametrů</b>	<b>23</b>	<b>8 Závěr</b>	<b>64</b>
4.1 Lidský faktor . . . . .	23	<b>Seznam použité literatury</b>	<b>66</b>
4.2 Vídeňský testovací systém . . . .	23	<b>Použitý software</b>	<b>73</b>
4.2.1 Determinační test . . . . .	24	<b>A Vyjádření SmartCap Tech.</b>	<b>74</b>
4.2.2 Test pracovního výkonu . . . .	25	<b>B Skripty ve Snap 7</b>	<b>75</b>
4.2.3 Reakční test . . . . .	26	<b>C Návrh programu pro sbírání hodnot z pásu a senzoru EDA</b>	<b>78</b>
4.3 PsychoSoft . . . . .	26	<b>D Skripty použité v myDesigneru</b>	<b>82</b>
4.3.1 Determinační test - barevný .	26		
4.3.2 Číselný čtverec . . . . .	27		
4.3.3 Reakční test . . . . .	28		

## Seznam obrázků

2.1 Otevřený systém (zpracováno podle [1]) .....	3	5.1 Graf plynutí - schopnosti a požadavky (zpracováno podle [74], [76]) .....	31
2.2 Regulační obvod (zpracováno podle [3]) .....	4	5.2 Systém správy rozhraní operátora [81] .....	33
2.3 Regulační obvod tlaku krve (zpracováno podle [1]) .....	4	5.3 Příklad použití algoritmu za použití pouze senzoru EDA [83]...	35
2.4 Uspořádání sympatiku a parasympatiku [10].....	5	5.4 Stavby postavy z virtuálního prostředí [83] .....	36
2.5 Křivka normálního EEG [19] ....	8	5.5 Vnímaná kvalita biofeedbacku (zpracováno podle [83]) .....	37
2.6 Reakce na stres [10] .....	9		
2.7 Reakční časy [39] .....	13		
3.1 Způsob měření elektrodermální aktivity pŕlmŕstkem (zpracováno podle [40]) .....	14	6.1 Měřicí mŕstek pro měření dechu	39
3.2 Parametry EDA a jejich měření [41] .....	15	6.2 Výsledný graf změřených hodnot	41
3.3 Umístění elektrod při EEG systémem 10-20 [19].....	16	6.3 Naměřená data senzorem EDA .	42
3.4 Využití technologie SmartCap [46]	17	6.4 Detail dat naměřených senzorem EDA .....	42
3.5 Zařzení OpenBCI All-in-One EEG Electrode Cap Starter Kit [49]....	18	6.5 Model kuličkového robota [87] ..	43
3.6 Emotiv EPOC+ 14 Channel Mobile EEG [53] .....	19	6.6 Pneumatické schéma modelu kuličkového robota (zpracováno podle [87]) .....	43
3.7 Hrudní pás se sporttesterem [55]	20	6.7 Vizualizace úvodního testu .....	45
3.8 Optický snímač srdečního tepu [56] .....	20	6.8 Vizualizace - návod k prvnímu úkolu.....	46
3.9 Naměřená data ze zařzení Polygraph BiO .....	22	6.9 Vizualizace - návod k druhému úkolu.....	46
		6.10 Vizualizace - návod ke třetímu úkolu.....	47
4.1 Vídeňský testovací systém - Determinační test [65] .....	24	6.11 Nejjednodušší ovládání vizualizace .....	48
4.2 Vídeňský testovací systém - panel [67] .....	25	6.12 Středně těžké ovládání vizualizace .....	48
4.3 Vídeňský testovací systém - Test pracovního výkonu [65] .....	25	6.13 Nejsložitější ovládání vizualizace	49
4.4 Vídeňský testovací systém - Reakční test [65] .....	26	6.14 Logické schéma zařzení .....	53
4.5 PsychoSoft - Determinační test [70] .....	27		
4.6 PsychoSoft - Číselný čtverec [71]	28		
4.7 Psychosoft - Reakční test [72] ..	29		
4.8 Psychosoft - Výběr ze znaků pro reakční test [72] .....	29		

## Seznam tabulek

2.1 Hodnoty tlaku krve u dospělého člověka [16] .....	7
5.1 Úrovně a fáze automatického řízení [81] .....	33
6.1 Seznam prvků v modelu kuličkového robota (zpracováno podle [87]) .....	44
6.2 Seznam spojení s jednotlivými zařízeními .....	49
6.3 Seznam jednotlivých tagů .....	50
7.1 Shrnutí parametrů úvodního testu - alfa .....	55
7.2 Shrnutí parametrů alfa testování módu 1 .....	56
7.3 Shrnutí parametrů alfa testování módu 2 .....	56
7.4 Shrnutí parametrů alfa testování módu 3 .....	57
7.5 Shrnutí parametrů alfa testování módu 4 .....	58
7.6 Shrnutí úvodní testu - beta ....	59
7.7 Shrnutí parametrů beta testování módu 1 .....	60
7.8 Shrnutí parametrů beta testování módu 2 .....	60
7.9 Shrnutí parametrů beta testování módu 3 .....	61
7.10 Shrnutí parametrů beta testování módu 4 .....	62
7.11 Výsledky úvodního testu .....	62
7.12 Výsledky ovládní autora .....	63
7.13 Výsledky ovládní probanda 1 .	63
7.14 Výsledky ovládní probanda 2 .	63





## Seznam použitých zkratk

<i>angl.</i>	anglicky
<i>EDA</i>	elektrodermální aktivita
<i>EEG</i>	elektroencefalografie
<i>EMG</i>	elektromyografie
<i>GPIO</i>	univerzální vstupní/výstupní pin ( <i>angl. General-purpose input/output</i> )
<i>HMI</i>	rozhraní člověk-stroj ( <i>angl. Human-Machine Interface</i> )
<i>lat.</i>	latinsky
<i>m.</i>	sval ( <i>lat. musculus</i> )
<i>PLC</i>	programovatelný logický automat ( <i>angl. Programmable Logic Controller</i> )
SCADA	dispečerské řízení a sběr dat ( <i>angl. Supervisory Control and Data Acquisition</i> )

# Kapitola 1

## Úvod

Tato diplomová práce se zabývá návrhem rozhraní člověk-stroj (HMI), při kterém je využito biosignálů, čili veličin a parametrů, které lze měřit u každého člověka.

Jako jeden z prvních cílů této práce je provedení rešerše výše zmíněných biologických signálů za účelem zjištění aktuálního psychického (mentálního) stavu testovaného subjektu, či v praxi operátora technického zařízení, a jak této skutečnosti využít.

Mezi tyto využitelné biologické signály lze zahrnout například elektrickou aktivitu mozku, odpor či vodivost kůže, dýchání, srdeční tep a tlak a mnohé další.

Tyto parametry je však nutné změřit a vyhodnotit. Pro to existuje celá škála zařízení a metod, z nichž některé jsou v této práci popsány. V případě odporu kůže se měření nikterak neliší od běžného měření elektrického odporu. Avšak kupříkladu měření mozkových vln již vyžaduje odborné znalosti, a sice jak v připojení jednotlivých elektrod, tak i jejich vyhodnocení. Zde však již věda pokročila natolik dopředu, že některá zařízení dokáží jednotlivé stavy jedince detekovat zcela automaticky a například je lze i v reálném čase vyhodnocovat, a to i bez medicínského vzdělání.

Dalším cílem je dostupnými zařízeními otestovat využití těchto biologických signálů a následně zjištěné poznatky integrovat pomocí softwarového systému, který umožňuje tvorbu rozhraní člověk-stroj. Zde je zapotřebí signály nejen vyhodnotit, ale i komunikovat do příslušného softwaru, což lze učinit mnoha metodami.

Na závěr je nutné vytvořené HMI pilotně otestovat, stejně tak i funkčnost měření vybraných signálů a jejich vliv na určení duševního stavu.

Část rešeršní části byla autorem zpracována v rámci předmětu Projekt III.

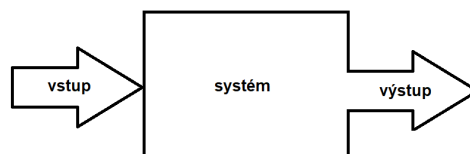
## Kapitola 2

### Fyziologické indikátory duševního stavu

Ačkoli se to tak na první pohled nezdá, lidské tělo do určité míry funguje jako stroj [1]. Je to spojeno s tím, že *kybernetika* vznikla jako vědní disciplína, která reprezentuje „*průnik systémového myšlení do komplexu lidské psychiky*“ [2].

Za zakladatele kybernetiky lze považovat Norberta Wienera, který v roce 1948 popsal vznikající disciplínu ve svém díle *Cybernetics*, a Artura Rosenblutha. „*Kybernetika studuje kvantitativní a strukturální zákonitosti procesů řízení ve složitých dynamických systémech prostřednictvím logických a matematických postupů*“ [2]. Je důležité, aby pro dosažení objektivnosti vlastnosti pozorovatele neovlivňovaly pozorovanou skutečnost. V 90. letech vznikla myšlenka „*pozorování pozorování*“, primárně kvůli výzkumu mozku. Podle myšlenky Hainze von Forestera „*je zapotřebí mozku, aby mohla být napsána teorie o mozku, autor musí brát v úvahu sama sebe*“ [2]. Na základě této myšlenky pak vzniká i kybernetika 2. řádu, čili kybernetika kybernetiky. [2]

Živé organizmy jsou tzv. *otevřenými systémy* (obrázek 2.1), což znamená, že si s okolím neustále vyměňují vstupy a výstupy energie, hmotu nebo informace. [1]



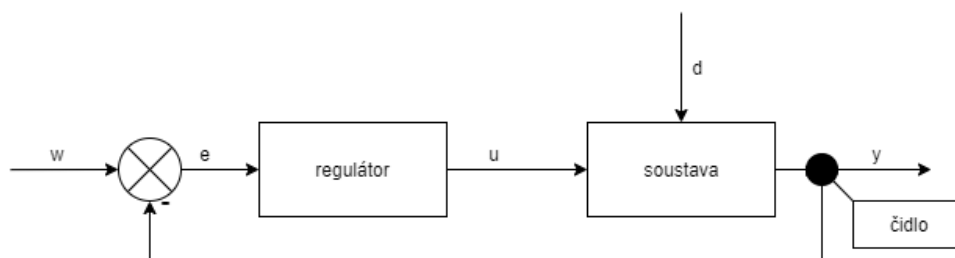
**Obrázek 2.1:** Otevřený systém (zpracováno podle [1])

Přestože je lidské tělo otevřeným systémem, je schopno zabránit výrazně odlišným podmínkám v okolním prostředí vniknutí do těla a udržuje si stále vnitřní prostředí, což je podle francouzského fyziologa Clauda Bernarda základní podmínkou pro zachování života. V roce 1932 poté americký fyziolog Walter Bradford Cannon navrhl pro „*soubor fyziologických mechanismů, které slouží k obnovení normálního stavu po jeho narušení*“ [1] termín *homeostáza*. [1]

„*Tento regulační systém je definován jako ‘soubor vzájemně funkčně propojených buněk a tkání, které spolupracují na udržení nějaké fyzikální nebo*

chemické veličin v úzkém rozmezí tzv. normálních hodnot.“ [1]

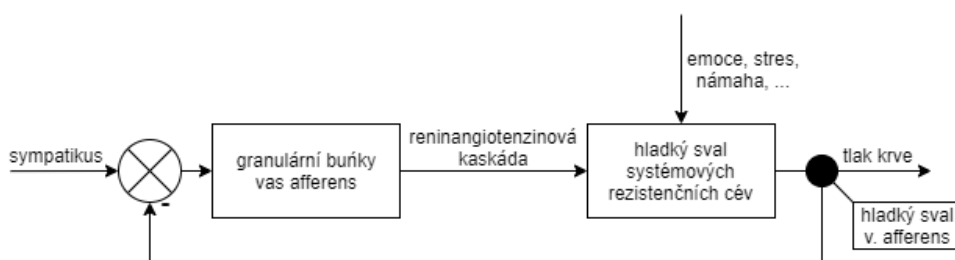
V běžném regulačním obvodu, který, doplněný o čidlo (které se obvykle považuje za součást soustavy), vizte na obrázku 2.2 níže, kde jsou  $w$  žádanou veličinou (nebo také řídicí veličinou),  $e$  regulační odchylkou,  $u$  akční veličinou,  $d$  poruchovou veličinou a  $y$  regulovanou veličinou. [1], [3]



Obrázek 2.2: Regulační obvod (zpracováno podle [3])

V lidském těle reakce, až na některé výjimky<sup>1</sup> fungují procesy obdobně, včetně zpětné vazby. [1]

Pouze drobnými úpravami názvů a některých veličin se lze dostat k „regulačnímu obvodu“, který řídí změnu krevního tlaku (obrázek 2.3). [1]



Obrázek 2.3: Regulační obvod tlaku krve (zpracováno podle [1])

## 2.1 Sympatikus a parasympatikus

*Sympatický a parasympatický nervový systém*, neboli *sympatikus* a *parasympatikus*, jsou součástí autonomního nervového systému, které se podílejí na řízení cévního oběhu nebo například činnosti určitých orgánů. [4], [5]

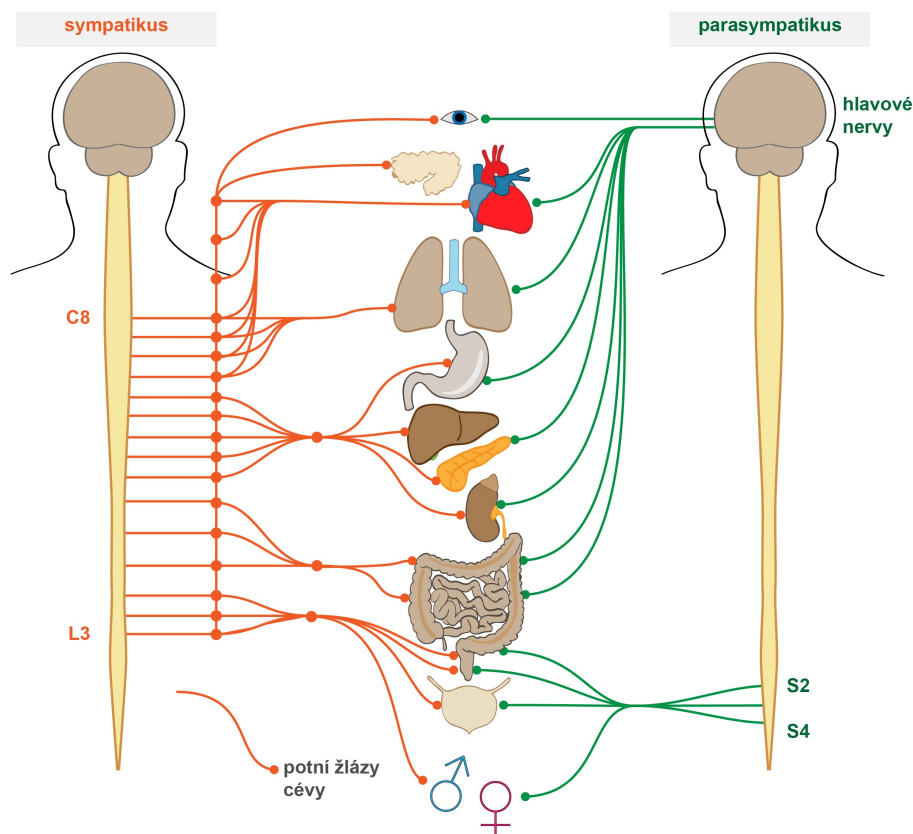
Obě tyto části jsou tvořeny *autonomními nervy*, které inervují činnost srdce, hladkých (útrobních<sup>2</sup>) svalů či žláz. Jak v případě sympatiku, tak i parasympatiku, axon opouští centrální nervový systém a synapsí<sup>3</sup> s druhým neuronem, který má své buněčné tělo v gangliu<sup>4</sup>. [9]

<sup>1</sup>např. elektrické podráždění membrány neuronu, nebo produkce estrogenů působením luteinizačního hormonu [1]

<sup>2</sup>odborně zvaných *viscerálních* [6]

<sup>3</sup>„Specializovaný funkční kontakt mezi membránami dvou buněk, z nichž alespoň jedna je neuron. Funkcí synapse je přenos nervového vzruchu.“ [7]

<sup>4</sup>„Synoviální váček vyplněný gelatinózní hmotou v blízkosti kloubu či šlachy, obvykle



**Obrázek 2.4:** Uspořádání sympatiku a parasympatiku [10]

Obvykle vzájemně působí opačně, přičemž sympatikus je aktivován ve stresových situacích a parasympatikus v útlumových případech (např. jedinec je v klidu, po jídle apod.).

Pokud je lidský organizmus v pořádku, pracují oba systémy přibližně stejnou dobu. [4], [5]

### ■ 2.1.1 Sympatikus

Sympatikus je také zván jako thorakolumbální (čili hrudněbederní) oblast autonomního systému, jelikož jeho pregangliová vlákna opouští páteř mezi obratly Th1 - prvním hrudním - a L2 - druhým bederním. [9], [10]

Sympatický nervový systém kupříkladu zvyšuje činnost srdce nebo rozšiřuje oční zornice (tzv. *mydriáza*). Jeho efekt na cévy je rozličný dle orgánu, nicméně převažuje zúžení cév (tzv. *vazokonstrikce*) a zvýšení krevního tlaku. [4]

*patrný jako podkožní rezistence různé velikosti, povrchově nebo v hloubce, nejčastěji na ruce, obvykle jí předchází trauma.* [8]

### ■ 2.1.2 Parasympatikus

Parasympatický nervový systém je také označován jako kraniosakrální divize, jelikož jeho pregangliová vlákna vycházejí z mozku (*lat. cranio* znamená lebku) a z křížové části míchy (*lat. sacrum* znamená kost křížovou). [9]

Parasympatikus zvyšuje činnost trávicího ústrojí, oční zornice zužuje (tzv. proces *miózy*) nebo zužuje průdušky. [4], [5]

## ■ 2.2 Oběhové parametry

### ■ 2.2.1 Srdeční tep

*Srdeční tep*, či *puls* určuje kolikrát za minutu se lidské srdce stáhne a vypudí do krevního oběhu další dávku krve. Běžná hodnota srdečního tepu u dospělého jedince je přibližně 60 až 100 tepů za minutu (novorozenci běžně mírají i 160 tepů za minutu). Tento rozptyl je silně individuální, například u trénovaných sportovců může dosahovat klidové hodnoty i kolem 40 tepů za minutu. Obecně se však dá říci, že čím nižší tep člověk má, tím je zdravější. [11]

Kromě běžného rozptylu jsou definovány i stavy nízké, resp. vysoké srdeční frekvence. Nízký srdeční tep je označován jako *bradykardie*, přičemž k němu může docházet při infarktu myokardu, zvýšení nitrolebečního tlaku nebo vlivem některých léků. Za bradykardický stav je zodpovědný parasympatický nervový systém. [12]

Na opačném pólu srdeční frekvence je tzv. *tachykardie*, čili stav zvýšeného tepu srdce. Vzniká při zvýšeném fyzickém výkonu nebo stresu. Jako problémem je však označována pouze v případě, že tato reakce na vzniklou situaci je neadekvátní (což může být způsobeno mj. nemocemi či větším příjmu kofeinu a teinu). Tachykardie je způsobena sympatikem. [13]

### ■ 2.2.2 Krevní tlak

Krevní tlak je udáván dvojicí hodnot tlaku, a sice *systolickým* (při stažení srdeční svaloviny) a *diastolickým* (klidové „období“ mezi dvěma stahy - systolami). Běžně je udáván v *Torrech* (zkratka jednotky Torr), což je z fyzikálního hlediska zastaralá a nepoužívá jednotka, která odpovídá hydrostatickému tlaku vytvořenému 1 mm výšky sloupce rtuti (proto se označuje i jako *mm Hg*). [14], [15]

V tabulce 2.1 jsou uvedeny příklady běžného, nízkého (*hypotenze*) a vysokého (*hypertenze*) krevního tlaku, přičemž je použito běžného zápisu - *systolický/diastolický*.

Všechny hodnoty udány v [mm Hg]	Normální	Nízký	Vysoký
Dospělý muž	120/80	<100/60	>140/90
Dospělá žena	120/80	<100/70	>140/90
Dospělý - diabetik	130/80	<110/60	>130/80
Dospělý s onemocněním ledvin	110/80	<110/60	>120/80

**Tabulka 2.1:** Hodnoty tlaku krve u dospělého člověka [16]

## 2.3 Mozková aktivita

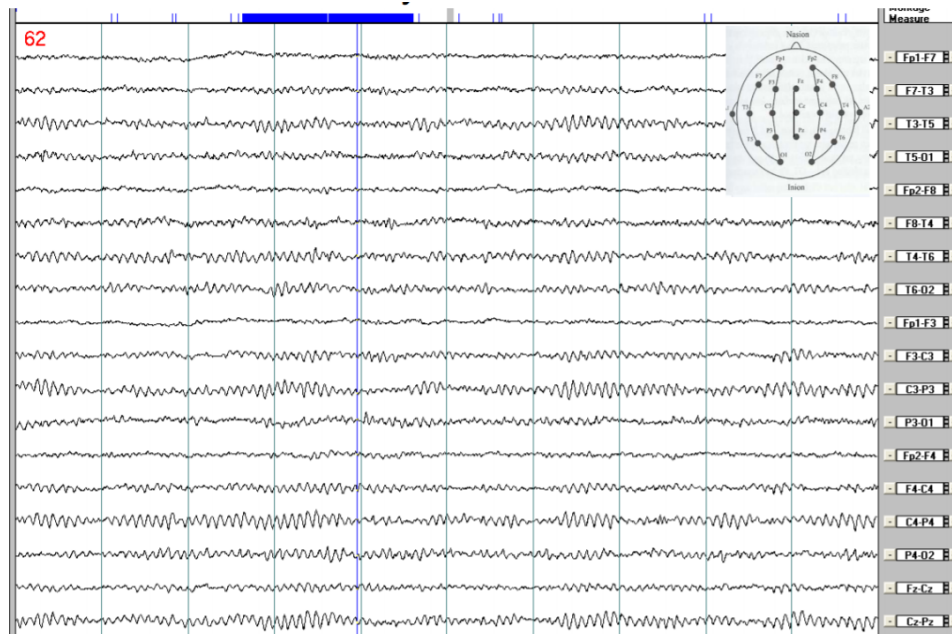
Mozková aktivita je činnost, kterou vytváří neurony. Je tvořena jednak nespecifickými vlákny (spojení dvou neuronů), které spojují mozkovou kůru (*lat. cortex cerebri*) a retikulární formaci, a poté signály ze „senzorů“, například svalů. Tyto dvě skupiny společně pak vytvářejí mozkovou aktivitu, kterou lze měřit. [17], [18]

### 2.3.1 Elektroencefalografie

*Elektroencefalografie* sleduje mozkové vlny, které jsou součástí elektromagnetického pole, které vytvářejí svou prací neurony. Obvykle, jako například v [19], [20], je zmiňováno čtyři až pět druhů, a sice:

- *alfa vlny*, které mají frekvenci  $8 \div 13 \text{ Hz}$  a převládají za stavu uvolnění a odpočinku;
- *beta vlny* s frekvencí  $13,5 \div 40 \text{ Hz}$ , které jsou aktivní v bdělém stavu, přičemž čím vyšší frekvenci tyto vlny mají, tím je člověk „podrážděnější“;
- *gama vlny* o frekvenci  $40 \div 100 \text{ Hz}$  používané v situacích, kdy je mozek vystaven náročným úkolům;
- *delta vlny* dosahující frekvencí pouze  $1 \div 3,5 \text{ Hz}$  jsou aktivní při hlubokém spánku nebo bezvědomí; a
- *theta vlny*, jejichž frekvence osciluje mezi  $4 \text{ a } 7,5 \text{ Hz}$ , převládají během hluboké relaxace či některých fázích spánku.

Příklad výsledné křivky je přiložen na obrázku 2.5. Na obrázku je použito zapojení systémem „10-20“ (více v kapitole 3.2).



Obrázek 2.5: Křivka normálního EEG [19]

### 2.3.2 Základní neurohormonální reakce na stres

Dle [21] má základní reakce organismu na stres tři fáze:

- poplachovou reakci,
- adaptaci (rezistence) a
- vyčerpání.

Poplachová reakce, označovaná také jako *Cannonův stres* spočívá v aktivaci sympatiku, přičemž se více vyplavují hormony dřeně nadledvinek, konkrétně adrenalin a noradrenalin (zároveň se zvyšuje krevní tlak, jak je popsáno v kapitole 2.1). [21], [22]

V této, první, fázi také roste produkce CRH<sup>5</sup>-ACTH<sup>6</sup>-kortizolu, který zvyšuje energetický potenciál jedince. Reakce systému CRH-ACTH-kortizolu je hlavním rysem druhé fáze - adaptace, jinak jmenovanou jako *Selyeho stres*. V této etapě žije člověk stále a je v podstatě základem normálního života. Pokud by totiž z lidského života vymizely veškeré stresující okolnosti, samovolně by stres naopak vznikal. [21], [22]

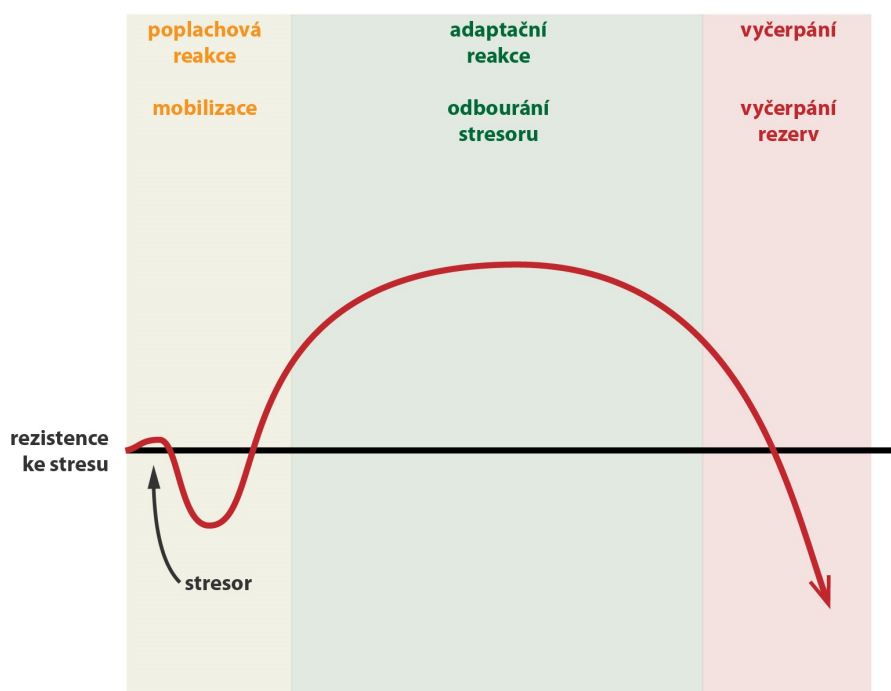
Poslední fází je vyčerpání. Je zapříčiněna zhroucením homeostatických mechanismů, totiž když CRH-ACTH-kortizol má nedostatečnou produkci. Obvykle nastává pouze za extrémních situací (např. nemoc). [21], [22]

Výše popsané fáze vizte graficky zpracované na obrázku 2.6 níže.

<sup>5</sup>Kortikoliberin - peptidový hormon hypotalamu [23]

<sup>6</sup>Adrenokortikotropní hormon, je produkován adenohypofýzou [23]





Obrázek 2.6: Reakce na stres [10]

## 2.4 Reakce očí

Z reakcí očí lze hodně vyčíst o aktuálním stavu jedince. Laik běžně pozná na očích druhého, že je unavený. Také se dá ovšem poznat, že daný jedinec prochází stresovou událostí či ho něco velmi zajímá. [24], [25]

### 2.4.1 Oční pohyby

Pohyby očí lze dle [24] rozdělit do několika kategorií:

- *sakády*, což jsou rychlé pohyby, které zajišťují, aby byl obsah zájmu zobrazen na střed sítnice co nejrychleji a jsou kontrolovány vědomě;
- *sledovací pohyby*, tedy pomalé pohyby, pomocí kterých je sledování pohybujících se předmětů tak, aby byly zobrazeny na sítnici ostře;
- *vergenční pohyby*, zajišťující zobrazení různě vzdálených objektů na korespondující místa na sítnici; a
- *reflexní pohyby*.

### ■ 2.4.2 Mrkání

Mrkání lze definovat jako proces rychlého zavření a následného otevření oka. Doba mrknutí obvykle činí  $200 \div 400 \text{ ms}$ , přičemž oko je zcela zavřené asi  $100 \div 150 \text{ ms}$ . Jeho funkcí je mimo jiné zvlhčení oka a odstranění nečistot z jeho povrchu.

Dají se rozlišit tři druhy mrkání:

- *spontánní* (nevědomé),
- *vědomé* a
- *reflexní* mrkání, které je způsobeno například úlekem nebo oslněním.

### ■ Perioda

Obecně se frekvence mrkání pohybuje mezi  $0,1$  a  $0,5 \text{ s}^{-1}$ .

Experimenty prováděnými japonským vědcem *Tamami Nakanem* a jeho týmem z Ósacké univerzity bylo dospěno k závěru, že mrkání způsobuje aktivaci *dorzálního systému*, který tak přechází do volného proudění myšlenek, čili mozek na chvíli poleví v soustředění. [26], [27]

To souvisí s tím, že pokud nastává situace, kdy se musí jedinec dlouhodobě velmi soustředit, sníží se jeho perioda mrkání. Toto může nastat například v případě, že lže či v technické praxi provádí náročnou operaci při výrobě. [26], [27]

Podobně mozek mění frekvenci mrkání při dlouhodobém sledování monitoru počítače či jiného zařízení, kdy tuto snižuje, což může způsobit tzv. *Syndrom počítačového vidění*, který se projevuje podrážděním očí nebo i bolestmi hlavy a krční páteře. [26], [27]

### ■ 2.4.3 Kontrakce zornic

#### ■ Mydriáza

*Mydriáza* je proces rozšiřování oční zornice, a jak bylo řečeno v kapitole 2.1, je způsobena aktivací sympatického nervového systému. Zornice se kromě nízkého osvětlení okolí mohou rozšířit kvůli působení stresové situace na jedince. Pochopitelně mydriáza probíhá i z jiných důvodů (nemoc či konzumace léků a drog). [25]

#### ■ Mióza

V návaznosti na předchozí část, jevem opačným k mydriáze je tzv. *mióza*, proces zúžení zornic. K němu dochází působením parasymptiku, obvykle v klidných situacích či při vysokém osvětlení okolí. Stejně jako v případě mydriázy může být i zúžení zornic způsobeno užíváním určitých léků a drog nebo nemocí. [28]

## 2.5 Reakce kůže

*Elektrodermální aktivita (EDA)*, dříve nazývaná jako *galvanická reakce* (angl. *GSR - galvanic skin reaction*), je kožní reakce na elektrický podnět a je velmi často využívána v psychofyziologii. [29], [30]

Oproti například *EEG* má velkou výhodu v tom, že jeho použití je technicky nenáročné a snadno aplikovatelné téměř kdekoliv, přičemž stále vykazuje velmi dobrou citlivost na zjištění psychického stavu. [29], [30]

Elektrickou aktivitu popsali nezávisle na sobě francouzský neurolog *Charles Féré* (v roce 1888) a ruský fyziolog *Tarchanoff* (v roce 1890). Oba ovšem ke svým závěrům došli odlišnou metodou. Zatímco *Féré* využil stejnosměrný obvod (v podstatě externí stejnosměrný zdroj zapojený na dvě různá místa na kůži), *Tarchanoff* snímal pouze potenciál mezi dvěma místy na kůži - bez vnějšího zdroje. [29], [30]

Veličiny měřené při *EDA* se dle [29], [30] dělí na:

- endosomatické a
- exosomatické.

Jako *endosomatické* označují biofyzikové takové veličiny, které se měří bez zdroje vnějšího napětí. Zde je vyjmenován *kožní potenciál (skin potential - SP)*, což je napětí (rozdíl potenciálů) mezi dvěma místy na pokožce. [29], [30]

Za *exosomatické* veličiny lze označit takové, které dle filozofie *Férého* využívají externí zdroj. Teoreticky lze využít i střídavé napětí, avšak prakticky se využívají pouze stejnosměrné zdroje. Mezi exosomatické veličiny patří například *kožní vodivost (skin conductance - SC)* nebo *kožní odpor (skin resistance - SR)*. Měření parametrů elektrodermální aktivity je popsáno na obrázku 3.2. [29], [30]

## 2.6 Dýchání

Organismus dokáže existovat díky *adenosintrifosfátu (ATP)*, který je univerzálním zdrojem energie. Aby se ATP syntetizoval, je zapotřebí kyslíku a *adenosindifosfátu (ADP)*. V tkáních se poté mění na  $CO_2$  a vodu. K transportu kyslíku jsou užívány červené krvinky. [31]

Proces dýchání lze dle [31] rozdělit na sedm částí:

1. **„ventilaci plic, tj. cyklickou výměnu vzduchu v plicích (mezi zevním prostředím a plicemi);**
2. **intrapulmonární distribuci vzduchu,**
3. **respiraci, tj. výměnu plynů mezi alveolárním<sup>7</sup> vzduchem a krví v plicích);**
4. **perfúzi plic, tj. přívod a odvod krve v oblasti alveolů;**

<sup>7</sup>dásňovým [32]

5. **vazbu kyslíku na hemoglobin** (minimálně též rozpuštění v tekutém prostředí krve) a uvolnění  $CO_2$  v plicích;
6. **transport dýchacích plynů krví** (u  $CO_2$  především mimo hemoglobin);
7. **výměnu plynů v tkáních**;
8. **zapojení kyslíku do dýchacího řetězce v mitochondriích.** “[31]”

První čtyři body se označují jako *zevní* a bod 7 jako *vnitřní dýchání*. [31]

Mechanicky zajišťují dýchání stahy dýchacích svalů, a sice *bránice* (nejdůležitější dýchací sval), *mezižebních svalů* (zdvih žeber) a *břišních svalů* (uplatňující se pouze při hyperventilaci či např. kašli). [31]

### 2.6.1 Frekvence dechu

Při zabývání se frekvencí dýchání nalezneme dle [33] tři stavy:

- *klidové dýchání (eupnoe)*, které se značí frekvencí dýchání  $12 \div 20 \text{ min}^{-1}$  <sup>8</sup>;
- *zrychlené dýchání (tachypnoe)* s frekvencí dechu vyšší než  $20 \text{ min}^{-1}$ ; a
- *zpomalené dýchání (bradypnoe)*, kdy dechová frekvence klesá pod  $12 \text{ min}^{-1}$

Stav *tachypnoe* nastává mimo jiné při některých onemocněních (bolestivé stavy, horečka) nebo při úzkosti a stresu. Naproti tomu *bradypnoe* může signalizovat předávkování jedince *opioidy*. [33], [34]

### 2.6.2 Hyperventilace

Pokud se člověk dostane do stresující situace, či situace způsobující nadměrně emoce či úzkost, může začít *hyperventilovat*. Jedná se o stav, kdy jedinec nadměrně dýchá - buď s vyšší amplitudou (hluboce) nebo s vyšší frekvencí (rychle). [35]–[37]

Tento stav má pak za následek slabost, motání hlavy či „bušení“ srdce. Také mohou vznikat *hyperventilační křeče*. Tyto křeče jsou způsobeny zvýšením pH, což je zapříčiněno snížením koncentrace vápníku v krvi. Jako příznak předcházející těmto křečím může jedinec zpozorovat brnění některých částí těla - obvykle oblastí kolem úst a horních či dolních končetin. [35]–[37]

## 2.7 Reakční doby

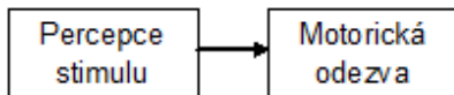
Reakční doba je termín užívaný pro *dobu nutnou k reakci jedince na jakýkoli zaznamenaný podnět*. Samotnou reakční dobu můžeme rozdělit podle [38] na tři fáze:

<sup>8</sup>U jedinců nad 65 let se za klidové dýchání považuje takové s frekvencí  $12 \div 25 \text{ min}^{-1}$ , nad 80 let až  $10 \div 30 \text{ min}^{-1}$ .

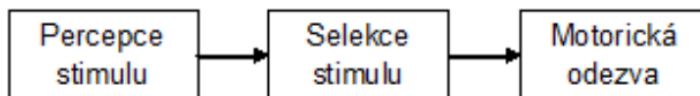
1. optická, sluchová či jiná reakce (počátek zaznamenání podnětu),
2. psychická reakce (rozpoznání podnětu) a
3. motorická reakce (například mrknutí očí nebo pohyb určitou svalovou skupinou).

Tato reakční doba se nazývá *rozpoznávací*, jelikož je nutné daný podnět rozpoznat. Existuje však ještě prostá reakční doba (pouze zaznamenání podnětu a následná motorická odezva) a výběrový reakční čas, kde je navíc ještě proces výběru adekvátní odezvy. Jednotlivé odezvy lze porovnat na obrázku 2.7 níže. [39]

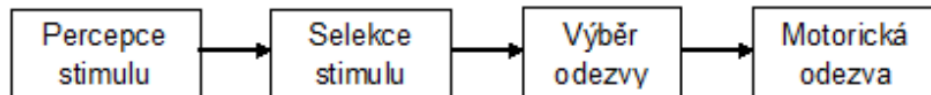
### Prostý reakční čas



### Rozpoznávací reakční čas



### Výběrový reakční čas



Obrázek 2.7: Reakční časy [39]

Nejvyšší rozdíly mezi klidným/odpočínutým a vystresovaným/ospalým jedincem tkví v druhé fázi - psychické reakci. Jedná se o čas, který je zapotřebí, aby centrální nervová soustava zareagovala na daný podnět. V této fázi také hraje značný vliv předešlá zkušenost nebo očekávanost daného děje, které mohou tento čas výrazně zkrátit. [38]

Totéž platí i při fyzické reakci. Pokud je daná reakce (např. pohyb rukou) natrénován, a to včetně trajektorie tohoto pohybu, je proveden rychleji. Zde získávají výhodu trénované osoby. [38]

## Kapitola 3

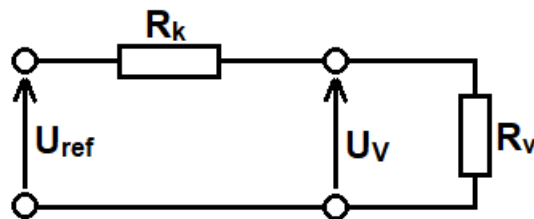
### Měření fyziologických parametrů v praxi

#### 3.1 Měření elektrodermální aktivity

Jak již je řečeno výše v kapitole 2.5, jedná se o reakci kůže na elektrický podnět. Tato reakce se mění v závislosti na tom, kolik potu má daný jedinec na pokožce. Jelikož zvýšená produkce potu slouží k regulaci teploty těla, nedá se tato teorie použít na jakoukoli část těla. Jedinými výjimkami na lidském těle, kde k tomuto procesu nedochází, jsou ruce a chodidla.

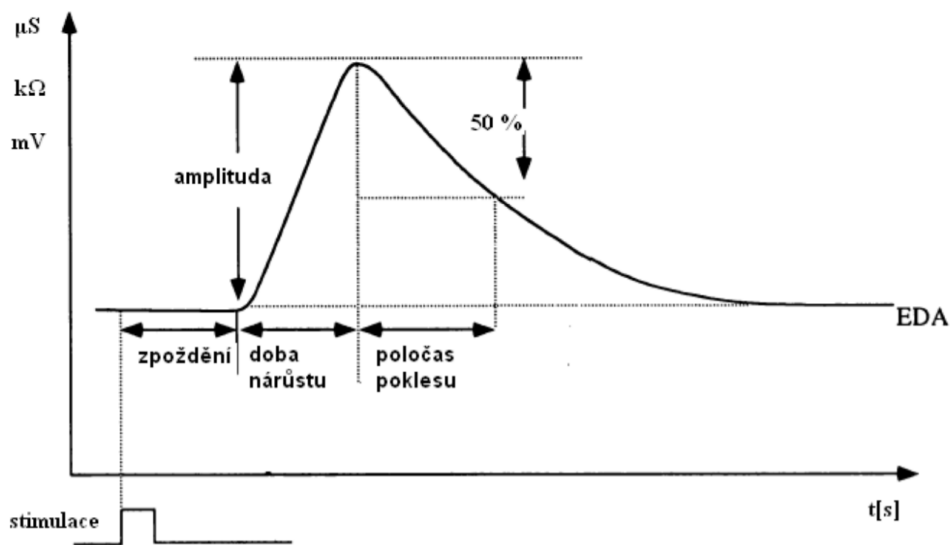
Tuto aktivitu lze změřit velmi snadno, a sice např. *půlmůstkem*, zobrazeným na obrázku 3.1 níže. Zde je poté měřené napětí mezi elektrodami (dají se použít stříbrné či například elektrody  $Ag-AgSO_4$ ) označeno jako  $U_v$  a pomocí referenčního napětí  $U_{ref}$  a známého odporu  $R_k$  je poté vypočten odpor kůže  $R_v$  pomocí vztahu: [40]

$$R_v = R_k \frac{U_v}{U_{ref} - U_v} \quad (3.1)$$



**Obrázek 3.1:** Způsob měření elektrodermální aktivity půlmůstkem (zpracováno podle [40])

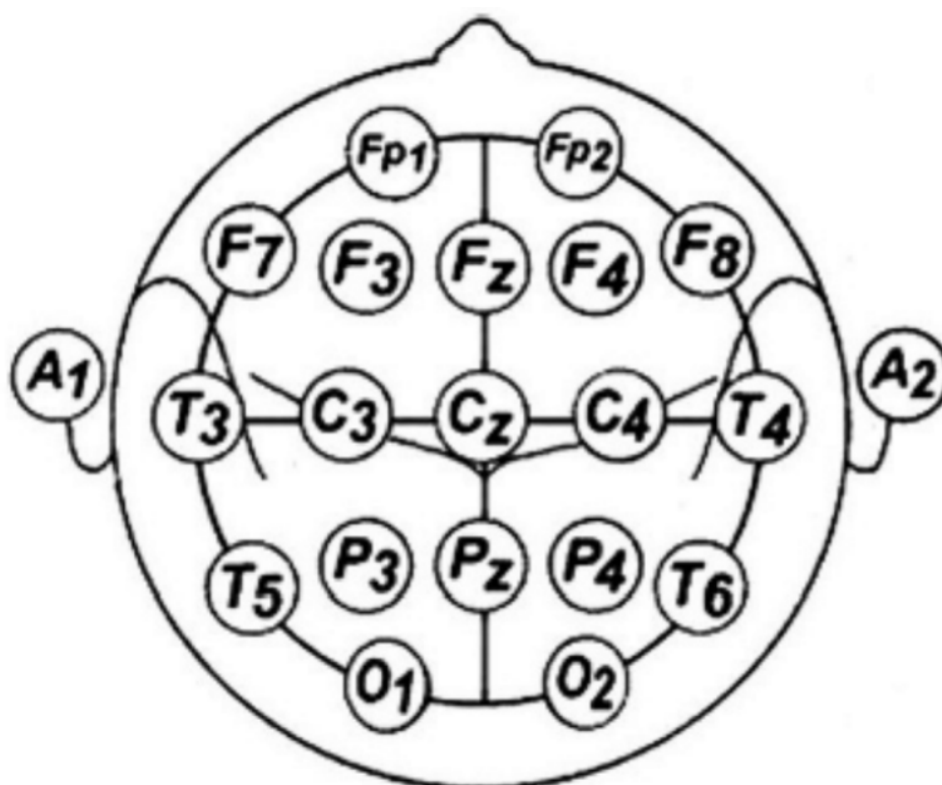
Tento měřící můstek se poté dá zapojit do zařízení typu *Arduino*, *Raspberry Pi*, či měřící kartě *LabJack*, ze kterých lze následně data ukládat a dále analyzovat.



Obrázek 3.2: Parametry EDA a jejich měření [41]

## 3.2 Měření elektrické aktivity mozku

Pro měření *elektroencefalografie* se v lékařské praxi obvykle používá 21 elektrod, jejichž umístění je dané mezinárodní konvencí - tzv. „10-20 systém“. Pro udržení elektrod na správném místě se obvykle používá lepivá pasta. Obvykle se dané elektrody označují písmenem, které označuje oblast mozku (např. „T“ označuje oblast *temporální*) a nejčastěji číslem (lichá pro levou hemisféru, sudá pro pravou) případně malým písmenem „z“ či nulou pro elektrody nepárové (tzv. „*vertexové*“). Umístění elektrod lze vidět na obrázku 3.3 níže. [19], [42]



Obrázek 3.3: Umístění elektrod při EEG systémem 10-20 [19]

### ■ 3.2.1 SmartCap Tech. SmartCap

V roce 2004 byl započat vývoj tzv. *SmartCap* (angl. *chytrá čepice*), kdy australský vědec Dr. Daniel Bongers, pracující na University of Queensland, vytvořil algoritmus, který snímá mozkové vlny jedince a následně je vyhodnocuje tak, aby nejen registroval jeho únavu, ale aby dokázal např. předejít mikrospánku (u řidičů). [43]–[45]

Do prodeje byl tento přístroj uveden v roce 2013 a byl primárně určen horníkům, kteří se po náročné pracovní době vydávají automobilem na cestu domů. [43]–[45]

V dnešní době také společnost SmartCap Tech. vyvíjí „pásek“, který se dá umístit např. do pracovní helmy a poté sledovat svůj aktuální stav přes aplikaci v chytrém telefonu, jak je popsáno v obrázku 3.4, kde 1 je helma, 2 označuje pásek SmartCap a 4 mobilní aplikaci, kterou se zařízení ovládá. [43]





**Obrázek 3.4:** Využití technologie SmartCap [46]

Podarilo se získat vyjádření zástupce společnosti SmartCap Tech., ze kterého vyplývá, že daná společnost není schopna nabídnout zařízení pro spojení s osobními počítači běžícími na systému Windows, ale pouze na mobilních zařízeních s operačními systémy Android a iOS. Dále doporučili pro vědecké použití zařízení společnosti Emotiv, které je popsáno v kapitole 3.2.3 níže. Toto vyjádření je připojeno k této práci jako příloha A.

### ■ 3.2.2 OpenBCI All-in-One EEG Electrode Cap

Dalším zamýšleným EEG zařízením pro možné použití v této práci je zařízení *All-in-One EEG Electrode Cap* v modifikaci *Starter Kit* od společnosti *OpenBCI* (Open Source Brain-Computer Interface<sup>1</sup>).

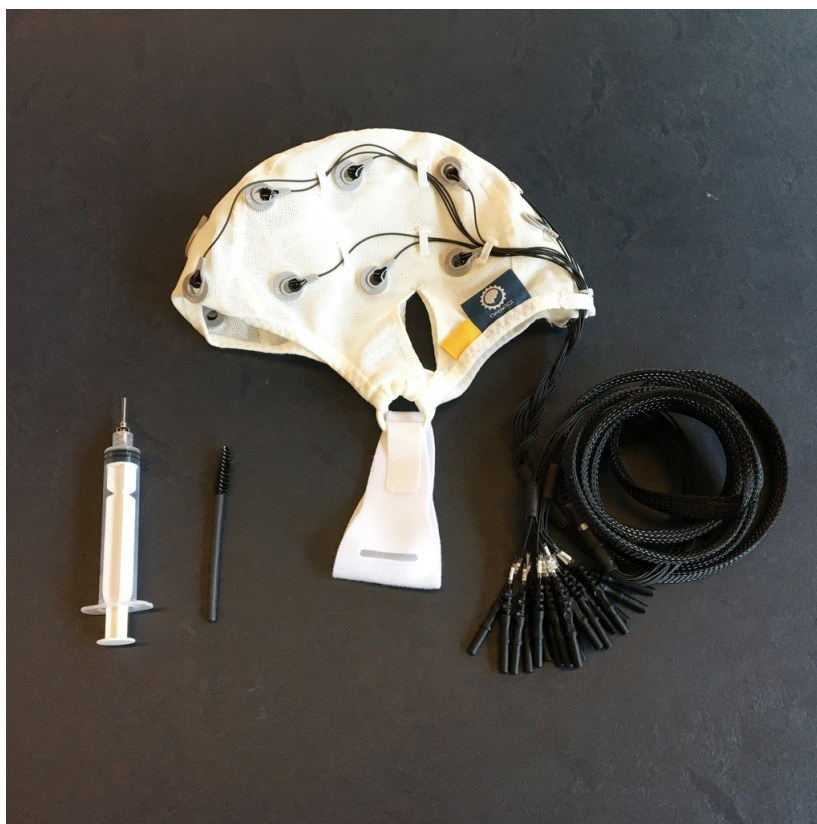
Společnost OpenBCI byla založena Joelem Murphym a Conorem Rusomannem jako tzv. start-up v roce 2013. Nyní vyrábí vlastní desku pro získávání signálu z mozkových vln a jejich následné zobrazování. Tato deska je kompatibilní se zařízeními typu Arduino a pracuje bezdrátově. [47]

Velkou výhodou tohoto zařízení je také skutečnost, že pracuje se softwarem, který je k dispozici zdarma a nabízí i integraci např. do softwaru MatLab. Zařízení vizte na obrázku 3.5.

Naopak nevýhodou je použití tzv. suchých elektrod, ke kterým je nutné dokoupit a používat vodivou pastu. Cena tohoto zařízení se pohybuje kolem

<sup>1</sup>v překladu „Rozhraní mozek - počítač s otevřeným zdrojovým kódem“

1400 amerických dolarů (cca 32 tisíc Kč), k čemuž je nutno dopočítat asi 25% clo. [48]



**Obrázek 3.5:** Zařízení OpenBCI All-in-One EEG Electrode Cap Starter Kit [49]

### ■ 3.2.3 Emotiv EPOC+ 14 Channel Mobile EEG

Třetím uvažovaným zařízením je *EPOC+ 14 Channel Mobile EEG* od společnosti *Emotiv*.

Tato společnost byla založena v roce 2003 v Austrálii Tanem Le, aby byla přejmenována na *Emotiv Inc.* se sídlem v San Francisku v roce 2011. [50]

Zařízení *EPOC+* umožňuje přenos zobrazení mozkových vln do softwaru vyvinutého taktéž společností *Emotiv*. S tím se pojí finančně náročné licencování, kdy nejjednodušší program použitelný v této aplikaci je ceněn na 50 amerických dolarů, přičemž nejlepší software, který by byl v této aplikaci ideální, stojí pro akademické použití od \$55 do \$99 měsíčně (cca 1200 až 2300 Kč). K této ceně je nutné taktéž dopočíst cenu zařízení, \$800 (cca 18 tisíc Kč) a nutné clo pro dopravení do České republiky. [51], [52]

Zařízení je možno vidět na obrázku 3.6 níže.



Obrázek 3.6: Emotiv EPOC+ 14 Channel Mobile EEG [53]

### 3.3 Měření srdečního tepu

V dnešní době je poměrně snadné zjistit svou aktuální tepovou frekvenci a tuto hodnotu i zaznamenávat. V principu, dle [54], existují tři metody, jak mimo lékařskou ordinaci změřit tepovou frekvenci (vynechá-li se metoda „ručního měření“):

1. *měření pomocí hrudního pásu*, které je založeno na principu měření EKG (popsáno v kapitole 2.2.1);
2. *měření pomocí kontaktních elektrod*, které se používá například na rotopedu při přiložení dlaní; a
3. *měření pomocí optického senzoru*.

První zmíněný má značnou výhodu v tom, že měří velmi přesně a bez jakéhokoli zpoždění. Toto zařízení lze vidět na obrázku 3.7 níže. [54]



Obrázek 3.7: Hrudní pás se sporttesterem [55]

Druhý typ, měření pomocí kontaktních elektrod, je velmi nevýhodné z hlediska omezení, které při jeho použití nastávají - není možné používat ruce.

Na principu snímání tepu pomocí optického senzoru jsou založena měření prováděna tzv. *chytrými hodinkami*. Tento způsob měření pracuje tak, že infračervené záření prosvítí kůži a reaguje na změnu odrazivosti cév. S tím se pojí určitá omezení - je náchylný na rušení (např. nedokonalé přiložení senzoru na pokožku), výsledky ovlivňuje i barva kůže. Také reaguje s mírným zpožděním. Takovýto senzor lze vidět vidět na obrázku 3.8. [54]



Obrázek 3.8: Optický snímač srdečního tepu [56]

## 3.4 Polygraph BiO

Polygraph BiO je zařízení stejnojmenné společnosti založené v Izraeli. Jak již z jeho jména vyplývá, jedná se v podstatě o detektor lži (polygraf). Nicméně ho lze použít i pro analýzu biologických signálů například při různých stavech - psychických i fyzických. [57]

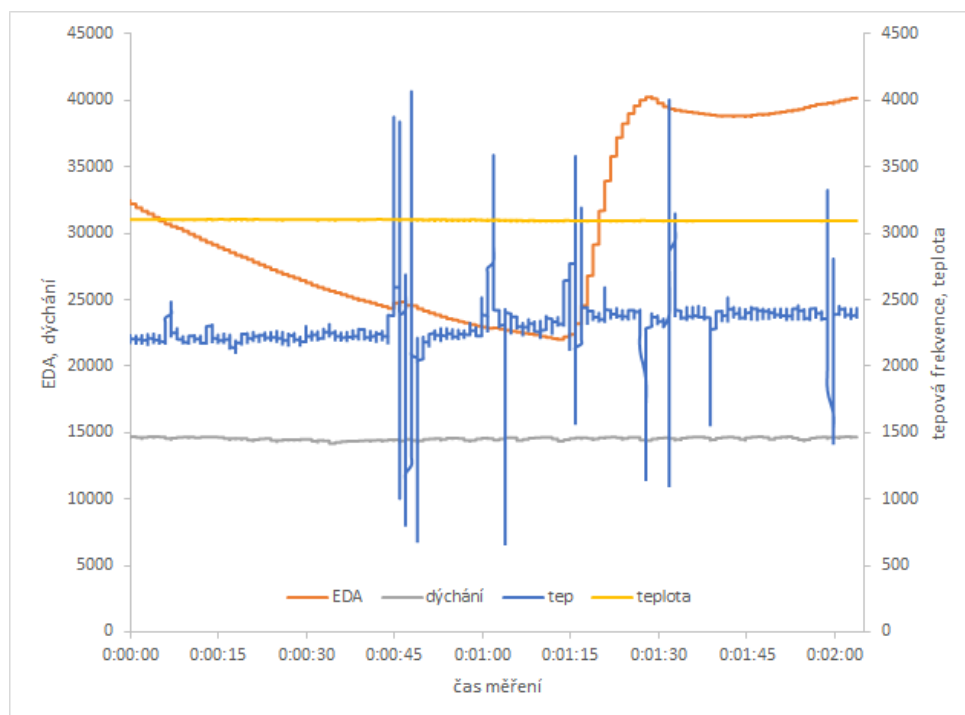
Toho je dosaženo pomocí několika senzorů [57], mezi které patří:

- *pásy pro detekci dýchání* - hrudní a brániční;
- *senzor srdeční frekvence*, který je optický (vizte kapitolu 3.3);
- *snímač teploty periférií*, který lze vložit pod senzor srdečního tepu;
- *snímač elektrodermální aktivity*, označovaný zastarale jako GSR (angl. *Galvanic skin response* - galvanická reakce kůže, kapitola 2.5); a
- *senzor tlaku krve*.

K zařízení je dodáván i software, který umožňuje detekci stavu jedince na základě série otázek. Nejprve je nutné přidat uživatele (případně vybrat již existujícího), poté sadu otázek (ty mohou být nahrazeny různým psychicko-fyzickým rozpoložením, např. psychická námaha, fyzická námaha, klidový stav). Poté lze započít sekvenci měření. Vždy je nutné označit čas položení otázky kliknutím na tlačítko *Ask question* a následně potvrzením odpovědi, kdy je oblast této otázky ukončena. Po zodpovězení všech otázek či projití všech stavů je nutné tuto sekvenci ukončit. Po ukončení je možné si všechny sekvence prohlédnout a případně je vyexportovat ve formátu *CSV*<sup>2</sup> či obrázkovém formátu PNG. [57]

Z naměřených hodnot lze pak jednoduše pomocí tabulkového procesoru či jiného softwaru zobrazit data, která lze vidět na obrázku 3.9 níže. Data zde zobrazená byla naměřena pouze jako testovací bez větší vypovídající hodnoty.

<sup>2</sup>*Comma-separated value*, hodnoty oddělené čárkami - souborový formát pro výměnu tabulkových dat [58]



Obrázek 3.9: Naměřená data ze zařízení Polygraph BiO

## Kapitola 4

### Měření psychologických parametrů

Jelikož cílem této práce je co nejlepší validace naměřených dat, je nutné nejprve z měření „vyřadit“ testování probanda. To lze učinit tím, že je nejprve otestován jedinec a následně až samotné zařízení.

Pro otestování jedince je esenciální mít povědomí o tom, jak tyto testy provádět a případně na co se zaměřit při měření. Tyto skutečnosti jsou blíže popsány níže.

#### 4.1 Lidský faktor

Důležitým činitelem, ovlivňující měření fyziologických parametrů je *lidský faktor*. Je známý také pod pojmy *ergonomie* či *lidské inženýrství* a také se řadí mezi vědecké disciplíny. Zabývá se zkoumáním lidského chování a schopností za účelem co nejlepšího návrhu zařízení (či výrobků), příp. systémů tak, aby bylo dosaženo ideálního používání lidmi. [59]

Existují k němu dva přístupy. První, který definuje lidskost tak, že se jedná o pojem značící slabost, nedostatečnost či zvýšení míry rizika chybovosti. Vědci, příp. návrháři systémů, kteří se ztotožňují s tímto přístupem, se snaží proto lidi vynechat z řídicího procesu, či je dosadit pouze do role kontrolní a nadbytečné. [60]

Druhým přístupem je však fakt, že člověk je důvodem, proč daný stroj vůbec existuje a proto je důležité nejen přizpůsobit člověka stroji, ale i stroj člověku. Poté by dvojice člověk - stroj měla dosáhnout optimálních výsledků. [60]

#### 4.2 Vídeňský testovací systém

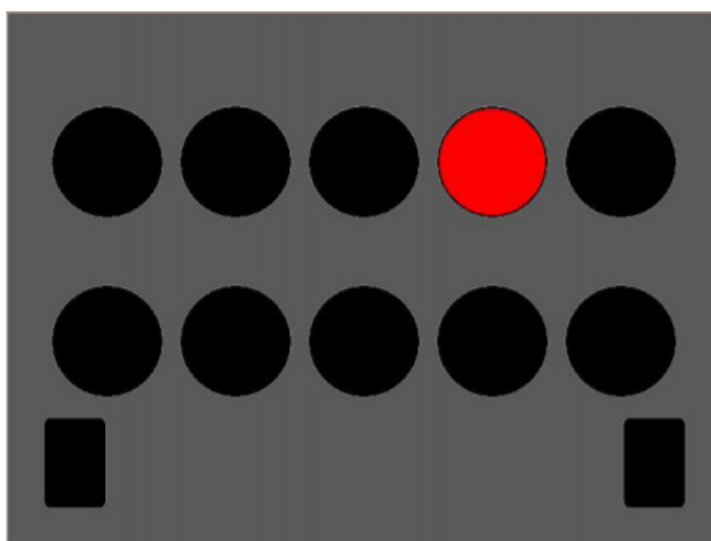
*Vídeňský testovací systém (VTS - angl. Vienna Test System)* je testovací systém sloužící k psychodiagnostice. Tento soubor testů je používán například v letecké či silniční dopravě nebo psychologii práce, dokáže však i „vyhledat“ sportovní talenty nebo detekovat demenci v raném stádiu. Byl vyvinut v 70. letech 20. století rakouskou společností *Schuhfried*. V současné době čítá asi 120 různých testů, avšak ne všechny jsou aplikovány na specifickou skupinu uživatelů. [61]–[63]

Důležité je, že ačkoli testem může provádět kdokoli, kdo je zaškolený a pomocí integrovaného modulu např. i porovnat uchazeče o zaměstnání, interpretaci výsledků a způsobilost k výkonu povolání mohou posoudit pouze psychologové [64].

Některé příklady testů, které by mohly být využity pro potřeby této aplikace, jsou popsány níže.

#### ■ 4.2.1 Determinační test

Jedním z testů užívaných v rámci *VTS* je tzv. *determinační test*. Je zaměřen na sledování reakcí při zátěži. [65], [66]



**Obrázek 4.1:** Vídeňský testovací systém - Determinační test [65]

Během tohoto testu reaguje uživatel na zvukové a obrazové podněty, jejichž příklad lze vidět na obrázku 4.1. Poté, co se signál objeví, reaguje testovaná osoba pedály a/nebo stisknutím tlačítka na speciálním panelu (vizte na obrázku 4.2). [65], [66]





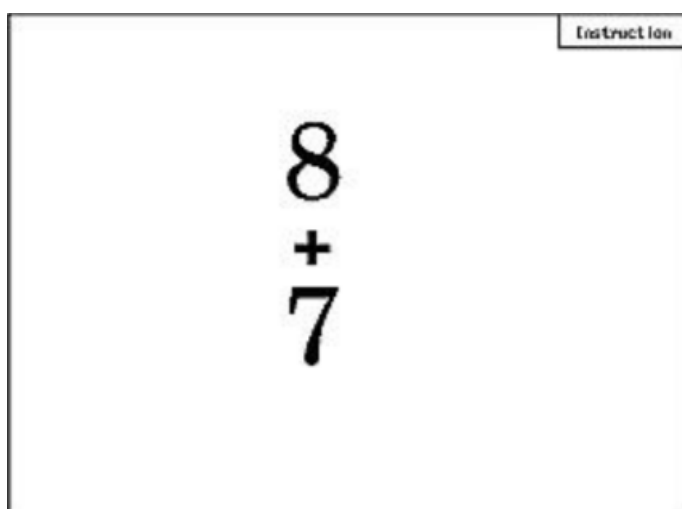
**Obrázek 4.2:** Vídeňský testovací systém - panel [67]

Tento test je využíván v téměř všech oblastech, s výjimkou pedagogické psychologie [65].

#### ■ 4.2.2 Test pracovního výkonu

Při *testu pracovního výkonu* se měří schopnost koncentrace pod tlakem. Vychází z *Pauliho* (někdy též označováno jako *Rempleinovy*) *zkoušky*, kterou rozšiřuje a převádí do počítačového prostředí [65], [68].

Ta spočívá v dlouhodobém sčítání jednociferných číslech, což je zautomatizovaná činnost, během které se projevují zvláštnosti toho, jak daná osoba pracuje [68]. Ukázka, jak vypadá tento test ve Vídeňském testovacím systému, je uveden na obrázku 4.3.

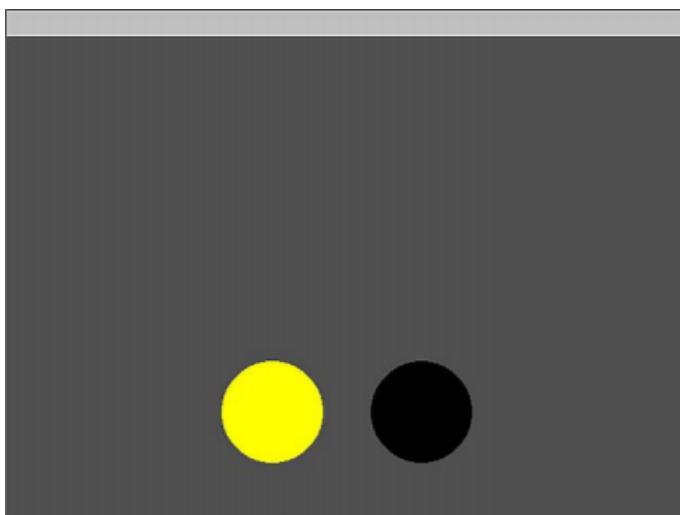


**Obrázek 4.3:** Vídeňský testovací systém - Test pracovního výkonu [65]

### ■ 4.2.3 Reakční test

*Reakční test* se v lečném podobá determinačnímu testu, popsanému v kapitole 4.2.1 výše, nicméně zde je měřen pouze reakční čas na zvukové a obrazové podněty. „Kromě měření reakčního času je test zaměřen na diagnostiku pozornosti, schopnosti potlačit chybnou či nepřiměřenou reakci, posuzování úrovně bdělosti a zaměřené pozornosti“ [65].

Ukázka signálu je zobrazena na obrázku 4.4 níže.



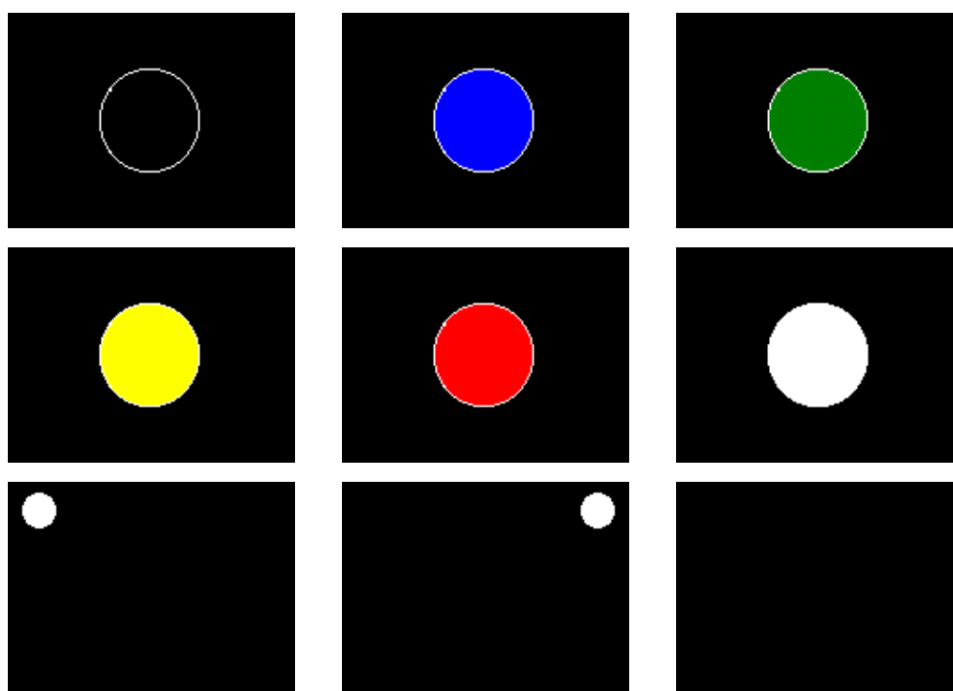
Obrázek 4.4: Vídeňský testovací systém - Reakční test [65]

## ■ 4.3 PsychoSoft

Podobně jako Vídeňský testovací systém, společnost *PsychoSoft* sadu psychodiagnostických testů používaných na platformě Windows. [69]

### ■ 4.3.1 Determinační test - barevný

Stejně jako Vídeňský testovací systém nabízí mírně modifikovaný *Determinační test*, který právě z VTS vychází (vizte kapitolu 4.2.1). Je ovládaný pomocí panelu s tlačítky a pedály, stejně jako v předchozím případě testovaný subjekt reaguje na podněty vizuální a zvukové. [69], [70]



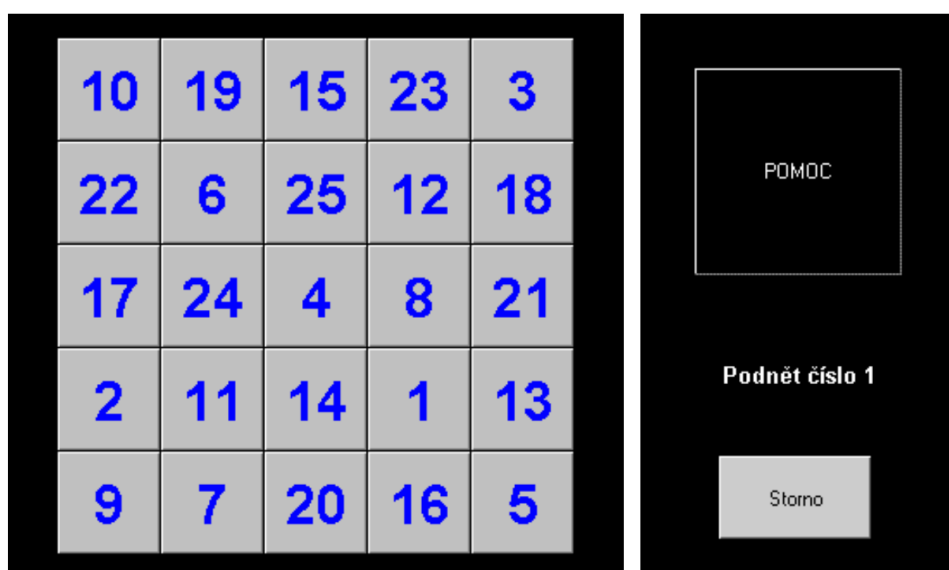
**Obrázek 4.5:** PsychoSoft - Determinační test [70]

Na obrázku 4.5 výše je zobrazen výstup z obrazovky u determinačního testu. Lze vidět, že uživatel reaguje na 6 barevných kruhů. Ty testovaný subjekt „potvrzuje“ stiskem příslušně barevného tlačítka na panelu. První dva obrázky v poslední řadě, tj. menší bílé kruhy v levém, resp. pravém horním rohu jsou určeny na reakci nohama ovládanými pedály. Závěrečný obrázek značí reakci zvukovou, kde testovaný jedinec označí šipkami na panelu, zda se jedná o vysoký nebo nízký tón. [70]

#### ■ 4.3.2 Číselný čtverec

Velmi zajímavým testem se jeví *číselný čtverec*. Tato metoda má za úkol prověřit schopnost koncentrace probanda, stejně jako jeho temperament a rychlost práce. [71]

Jak vidno na obrázku 4.6 níže, testovanému subjektu je předložena matice o velikosti 5x5 a jeho úkolem je popořadě klikat na čísla od jedné do dvaceti pěti. V případě, že jedinec zapomene, které číslo následuje, po stisknutí tlačítka „*POMOC*“ se mu toto zobrazí. [71]

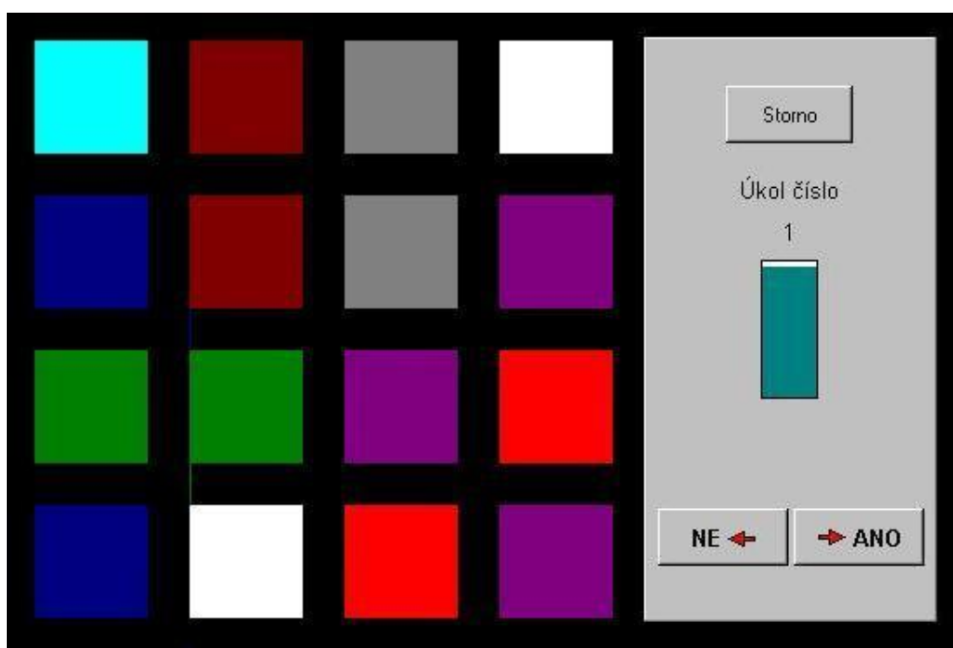


Obrázek 4.6: PsychoSoft - Číselný čtverec [71]

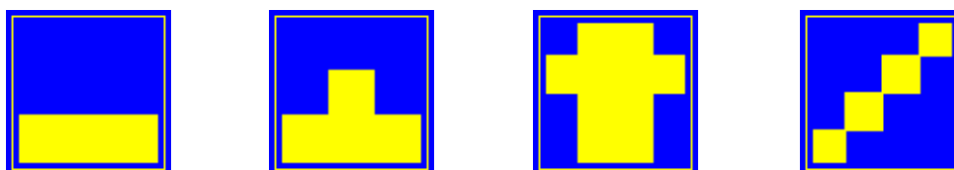
### 4.3.3 Reakční test

*Reakční test* měří *disjunktivní reakční čas*, na jehož základě se dá vyhodnotit percepční pohotovost, rychlost a správnost reakce testovaného subjektu na daný podnět. [72]

Tento test má dvě varianty - barevnou a znakovou. V obou případech se jedinci zobrazí matice 4x4 náhodně vybraných barev (na výběr je z osmi) nebo znaků (na výběr je z dvanácti) o různé četnosti jednotlivých barev, resp. znaků. Jeho úkolem je určit, zda se v matici nacházejí alespoň tři stejné barvy či znaky. Uživatel může reagovat myší stisknutím tlačítek „ANO“ či „NE“, stisknutím levé či pravé šipky na klávesnici, nebo stisknutím příslušných tlačítek na speciálním panelu. Názorná ukázka tohoto testu je na obrázku 4.7 níže, výběr ze znaků poté na následujícím obrázku 4.8. [72]



Obrázek 4.7: Psychosoft - Reakční test [72]



Obrázek 4.8: Psychosoft - Výběr ze znaků pro reakční test [72]

## Kapitola 5

# Využití měření fyziologických proměnných operátora v kybernetice

*Fyziologické parametry* se v kybernetice dají využít v několika způsobech s tím, že tyto způsoby mohou být i provázány a využívány simultánně. První z těchto oblastí je využití fyziologických parametrů pro zjištění aktuálního stavu operátora. Tato metoda byla úspěšně testována v japonské jaderné elektrárně v Kyótu (BioCys). Blíže popsána je v kapitole 5.1.

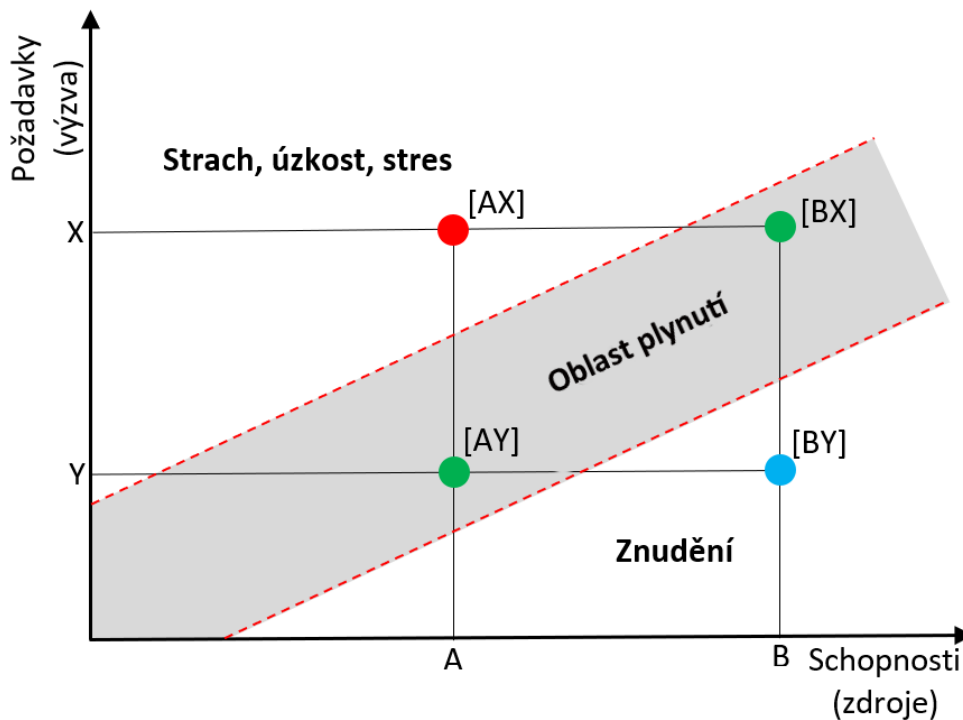
Druhou možností, jak využít fyziologické parametry, je při návrhu daného zařízení či způsobu jeho využití; případně při návrhu rozhraní člověk-stroj (*angl. Human-Machine Interface, HMI*), např. v jeho konkrétní realizaci SCADA<sup>1</sup> systémem. Tato možnost je blíže popsána v kapitole 5.2.

Třetím způsobem využití je vlastní biologická zpětná reakce pro operátora bez jakéhokoli využití pro vlastní proces, nicméně se zde využívá ve velké míře autoregulační systém operátora. Jedná se například o zobrazení stavu jedince jemu samotnému. Kupříkladu u člověka s vyšším krevním tlakem je mu ukázána aktuální hodnota pomocí škály. Toto je blíže popsáno v kapitole 5.3.

Všechny tyto možnosti mají společné to, že se snaží operátora (či jakéhokoli jedince) udržet v co nejideálnějším stavu pro pokračování činnosti, což je popsáno v obrázku 5.1 níže. [74], [75]

---

<sup>1</sup> *Angl. „Supervisory Control and Data Acquisition“* systému, „Dispečerské řízení a sběr dat“; software umožňující operátorské řízení celého procesu či technologie z centrálního pracoviště a umožňuje kontrolu jejich údaj [73].



**Obrázek 5.1:** Graf plynutí - schopnosti a požadavky (zpracováno podle [74], [76])

Na obrázku je na horizontální ose vyznačena úroveň schopností (angl. *Skill*) či „zdrojů“ (angl. *Resources*) jedince a na vertikální úroveň požadavků (angl. *Demands*) či „výzvy“ (angl. *Challenge*). Šedá oblast označuje stav, kdy jsou schopnosti operátora využívány optimálně. Tato oblast se označuje jako oblast plynutí (angl. *Flow State*). Pokud se jedinec dostane vpravo od této oblasti (čili jeho schopnosti jsou vyšší než požaduje daný úkol), dochází k znudění (na obrázku 5.1 modrý bod). To může mít za důsledek sníženou koncentraci. Pokud naopak se dostane vlevo mimo oblast plynutí, může mít tato situace za následek úzkost (na obrázku 5.1 červený bod). [74]–[76]

Existují způsoby, jimiž lze docílit návratu do oblasti plynutí, a sice pohybem na grafu:

- **vlevo** - zmenšením zdrojů,
- **vpravo** - zvýšením schopností (např. tréninkem)
- **dolů** - snížením požadavků (např. omezení regulovaných parametrů), či
- **nahoru** - zvýšením požadavků (např. přidání regulovaných parametrů).

Je možné tyto „pohyby“ vzájemně kombinovat. [74], [76]

## 5.1 Estimace stavu operátora

Zjištění stavu jedince nabývá vysoké důležitosti například při řízení automobilu či jiného těžkého zařízení, případně při manipulaci s výrobkem vysoké

hodnoty.

### ■ 5.1.1 Detekce únavy řidiče

Jedním ze zařízení, která mohou detekovat únavu řidiče, aby bylo předejito mikrosopánku, je tzv. *SmartCap*, blíže popsany v kapitole 3.2.1.

Systémy, které mají předejít nebezpečí mikrosopánku, vyvíjí velké množství různých automobilek. Jednou z nich je i Škoda auto, která v současné době dodává do svých modelů Fabia, Octavia a Superb systém *Asistent rozpoznání únavy* (angl. *Driver Activity Assistant*). [77]

Tato softwarová úprava zaznamenává údaje z pedálů a volantu a pokud je zjištěna změna jízdního stylu (hlavně trhavé zásahy s vysokou amplitudou) oproti stylu používanému na začátku jízdy, je aktivován akustický signál společně s informací na přístrojové desce, která doporučí řidiči přestávku. [77], [78]

Tento systém pochopitelně nefunguje dokonale, chybně detekovaná únava může nastat např. když řidič:

- zastaví a vypne zapalování, či si odepne pás;
- zastaví na dobu delší než 15 minut;
- sjede např. z dálnice na silnici nižší třídy, kde jsou nutné větší zásahy do řízení; a/nebo
- změní výrazně svůj řidičský styl (např. přechod na sportovní styl jízdy nebo z důvodu nepříznivých klimatických podmínek). [78]

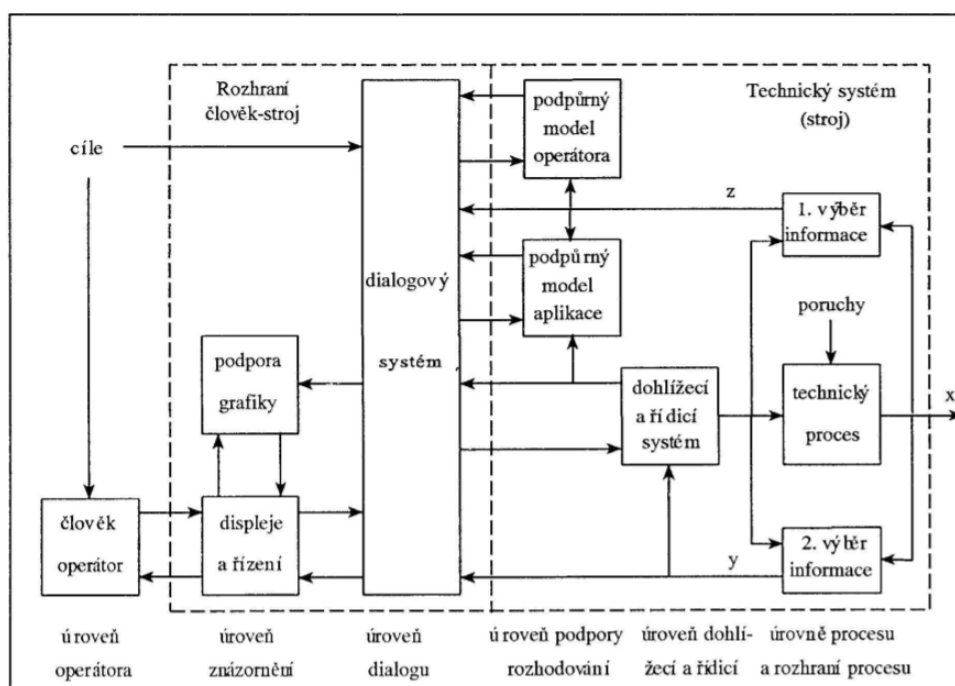
Škoda auto nicméně pokračuje ve vývoji, kdy by měla přijít do reálného provozu kamera sledující pohyby očí (angl. *Eye tracking*) a sedačka měřící tep, která by měla být schopna detekovat zdravotní obtíže a v případě nutnosti zastavit vozidlo [79]. S vývojem zařízení na sledování pohybu očí má již Škoda auto zkušenosti, jelikož, společně s Univerzitou Hradec Králové, vyvinula eye-trackingové zařízení pro sledování pohybu očí na webových stránkách [80].

## ■ 5.2 Návrh rozhraní člověk-stroj

Data získaná z fyziologických parametrů je třeba zobrazit či o nich podat zprávu danému uživateli. K tomuto může posloužit rozhraní člověk-stroj. K rozhraní člověk-stroj existují dva přístupy. Prvním z nich je *behaviouristický*, který je starší a lze jím realizovat jednoduché úkoly. Novějším je *kognitivní přístup*, který se snaží identifikovat a modelovat složité prostředí, avšak je zde nutné založit tento princip na takovém koncepčním modelu, který dobře definuje chování člověka i systému. [81]

„Obrázek 5.2 ukazuje schematické blokové schéma koncepčního modelu činnosti člověka spolu s automatizovaným technickým systémem a s jejich





Obrázek 5.2: Systém správy rozhraní operátora [81]

interakcemi. Řízení zahrnuje spojité a diskrétní úkoly činnosti otevřené a uzavřené smyčky. Vyšší kognitivní úkoly řešení úloh zahrnují ošetření selhání s detekcí selhání, diagnostikou, kompenzací a korekcí, stejně jako plánování. Dvě kategorie úkolů vyžadují odlišné oddělení informace o cílech a výstupech systémů a odpovídají dvěma kategoriím použití počítačů, totiž řízení počítačem a podpoře počítačem.“ [81]

	<b>Dovednosti</b> Stavově orientovaná úroveň	<b>Pravidla</b> Kontextově orientovaná úroveň	<b>Znalosti</b> Strukturálně orientovaná úroveň
Kategorizace	Detekce a estimace stavů	Rozpoznávání a shoda obrazů, Analýza sekvenčních pozorování	Identifikace situací a systémů
Plánování	Pevné relace mezi kategorizací a akcí	Výběr scénáře	Generování a adaptace plánu
Akce	Stereotypní automatické řízení	Použití příznakového pravidla	Použití topografického pravidla

Tabulka 5.1: Úrovně a fáze automatického řízení [81]

## 5.3 Biofeedback

Z pohledu biologické zpětné vazby, neboli *biofeedbacku*, se svět posunul dopředu, jakmile se rozšířily počítače a zlepšila jejich využitelnost právě na tomto poli. Níže jsou uvedeny příklady toho, jak lze využít počítač (nebo herní konzoli) pro vlastní biologickou zpětnou vazbu.

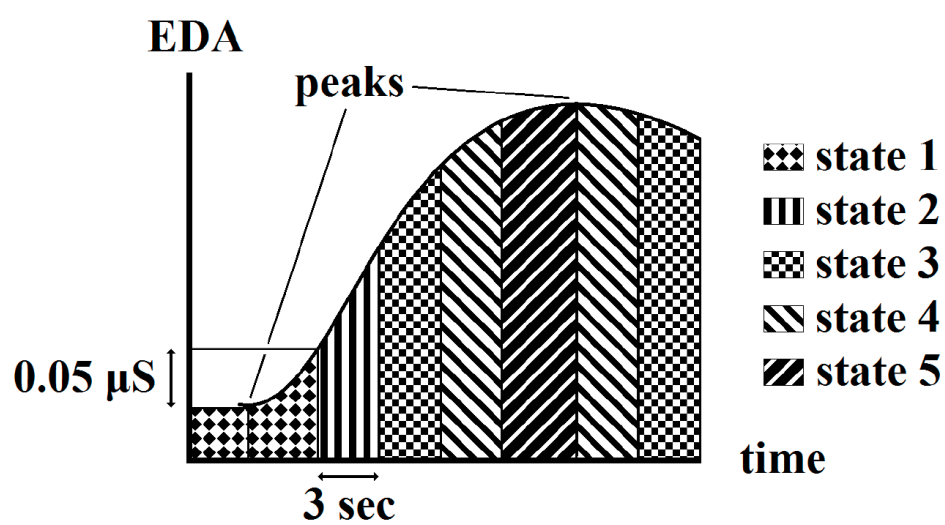
### 5.3.1 Udineský experiment

Vědci na *Udineské univerzitě* (Itálie) se zabývali výzkumem zaměřeným na kontrolu stresu u různých jedinců. Této studii se zúčastnilo 35 jedinců (26 mužů a 9 žen), kteří byli podrobeni měření ve třech skupinách:

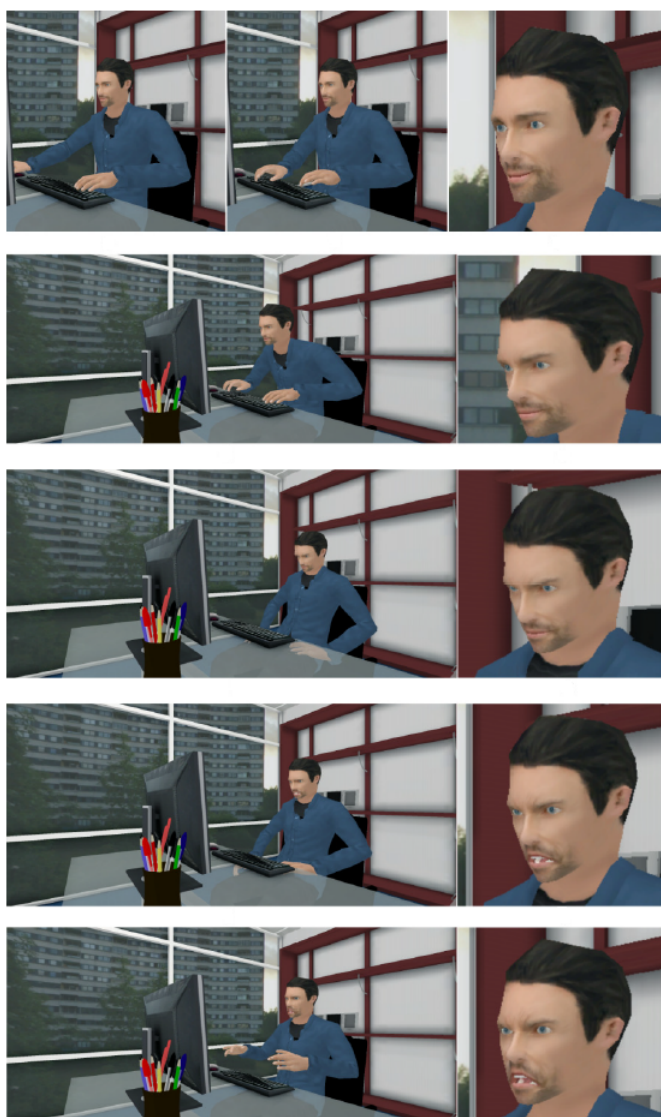
1. měření pomocí jednoho senzoru (*EDA*),
2. měření pomocí čtyř senzorů (*EDA*, *srdeční tep* a dvou *EMG*<sup>2</sup> senzorů umístěných v *m. corrugator supercilli* - hlubokém lícním svale - a *m. zygomaticus major* - velkém lícním svale) a
3. kontrolní skupině, jíž byly hodnoty stresu generovány pseudonáhodně. [83]

V této studii byli účastníci během měření umístěni do temné místnosti s počítačem. Na něm běželo 3D virtuální prostředí, kde byla osoba, jež procházela modelovými situacemi, ve kterých je po účastníkovi požadována co největší uklidnění při čelení stresu. Reakce postavy ve virtuální prostředí přibližně odpovídala psychickému rozpoložení měřené osoby. Poté se postava ve virtuálním prostředí mohla dostat do pěti stavů, které lze vidět na obrázku 5.4, kde jsou seřazené od „nejpohodovějšího“ do nejvíce vystresovaného stavu. Tyto hodnoty odpovídají stavům 1 až 5 na obrázku 5.3. [83]

<sup>2</sup> „Elektromyografie je elektrodiagnostická metoda, která slouží především k diagnostice poruch nervosvalového aparátu. Podstatou je měření elektrických potenciálů vzniklých v důsledku činnosti kosterní svaloviny. Používají se povrchové elektrody, které snímají akční potenciál velkého počtu motorických jednotek a jehlové elektrody, které snímají malý počet MU (motor unit).“ [82]



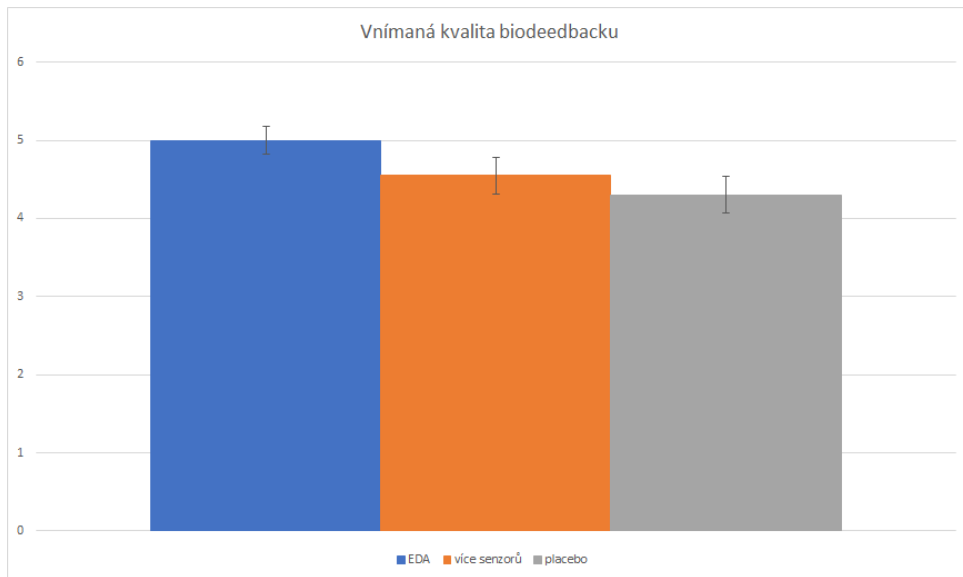
Obrázek 5.3: Příklad použití algoritmu za použití pouze senzoru EDA [83]



**Obrázek 5.4:** Stavy postavy z virtuálního prostředí [83]

Zajímavou skutečností je, že nejlepších výsledků bylo dosaženo ve skupině 1., čili za použití pouze senzoru *EDA*, který byl zpracováván algoritmem, jehož příklad je uvedený na obrázku 5.3, zatímco skupina 2. měla pouze o málo lepší výsledky než kontrolní skupina. [83]

Tyto výsledky lze vidět na obrázku 5.5 níže. Střední hodnota u senzoru *EDA* byla 5,00 se směrodatnou odchylkou 1,08, u skupiny s více senzory byla střední hodnota 4,55 a směrodatná odchylka 1,38, zatímco kontrolní skupina měla střední hodnotu 4,30 a směrodatnou odchylku 1,39. Chybové úsečky jsou středními hodnotami průměru. [83]



Obrázek 5.5: Vnímaná kvalita biofeedbacku (zpracováno podle [83])

### 5.3.2 Zlepšení koncentrace u dětí

Jinou formou biofeedbacku pro jedince může být zlepšení koncentrace u dětí s ADHD či těch, kteří se jen nedokáží soustředit na vykonávanou činnost. Například existují hry, kde po připojení zařízení na základu měření EEG (některé z těchto zařízení jsou popsány v kapitole 3.2) vzniká tréninkový systém pro normalizaci mozkové aktivity. [84]

Tyto hry fungují na principu toho, že jakmile se dítě dostane do stavu, kdy se nesoustředí a hraje například hru, kde řídí auto, obrazovka se začne třást nebo se jen auto stane velmi špatně ovladatelným. Zařízení, které snímá mozkovou aktivitu je totiž propojeno s ovladačem hry a tudíž lze měnit jeho vlastnosti. Jakmile se však dítě zkoncentruje, auto se stane lépe ovladatelným a/nebo se mu zvýší rychlost. [84]

## Kapitola 6

### Návrh a implementace softwaru

#### 6.1 Výběr biosignálů

Měření kontrakcí zornic a jejich pohybu (kapitola 2.4) je velmi technologicky náročné. Testováním s mobilním telefonem autora bylo zjištěno, že ani kamera tohoto telefonu není schopna dokonale zdetekovat zornici, natož její (mikro)sakády. Pro použití s počítačem by tedy byla absolutně nevyhovující klasická webkamera. Bylo by nutné zakoupit profesionální kameru s vysokým rozlišením, nízkým clonovým číslem a s velkou frekvencí snímků (FPS). Také by bylo obtížné toto měření realizovat a vyhodnocovat v reálném čase. Z tohoto důvodu bylo rozhodnuto měření očí nevyužít.

Také kvůli vysoké finanční náročnosti bylo rozhodnuto nevyužít přístroje pro měření EEG, kdy hrála svou roli také nejasná doba doručení zařízení (kapitola 3.2).

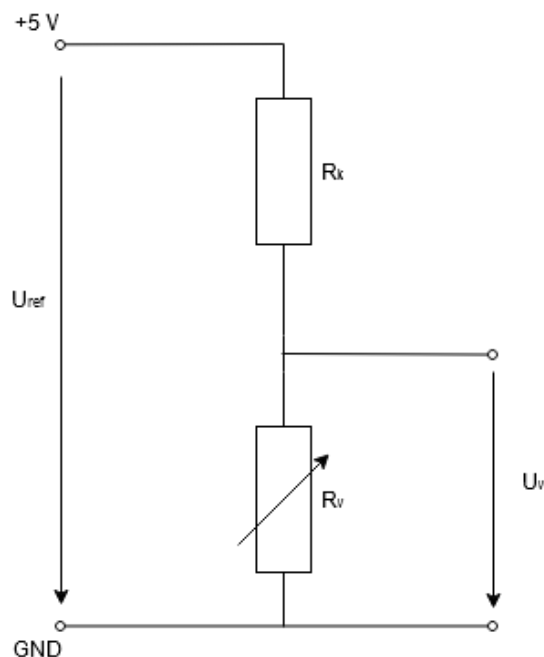
Následně bylo rozhodnuto, že bude využito senzorů ze zařízení Polygraph BiO (více v kapitole 3.4). Konkrétně bude využit senzor měření EDA, který dle „Udineského experimentu“ (kapitola 5.3.1) dostačuje pro dobré zjištění psychického stavu operátora. K němu bude použit pás měřící frekvenci a amplitudu dýchání, jelikož předpokladem je, že dýchání dokáže relativně dobře detekovat vznik stresu u operátora, avšak trochu odlišným způsobem než EDA.

##### 6.1.1 Senzor dýchání

Jako první byl testován pás se senzorem dechu. Použit byl senzor ze zařízení Polygraph BiO (více v kapitole 3.4). Tento senzor má zakončení samcem klasického 3,5mm Jacku. Tento byl napojen přes měřící můstek na nepájivém poli (obrázek 6.1) na zařízení typu *Arduino* (konkrétně *Keyestudio UNO*). Signál, který byl poté dle vztahu (3.1) přepočítán na odpor, byl sériovým kabelem převeden do zařízení *Raspberry Pi*, kde bylo zpracování dokončeno. Jako známý odpor byl použit takový s jmenovitou hodnotou 520  $\Omega$ .

„Mezistupeň“ v podobě zařízení typu *Arduino* byl zařazen z důvodu, že *Raspberry Pi* (či klasický počítač) nemá žádný analogový vstup, na jeho GPIO piny lze přivést pouze signál digitální. Další možností by bylo připojit k *Raspberry Pi* (či počítači) A/D převodník.

Taktéž při použití komunikace přes knihovnu Snap 7 (vizte v kapitole 6.5.2) je možné vynechat zařízení Raspberry Pi a zařízení typu Arduino připojit přímo do počítače, kde se použije v podstatě totožný skript, jako v případě s použitím Raspberry Pi. Je zde jen nutné mít nainstalovaný programovací jazyk Python, případně skript přetransformovat do jiného.



**Obrázek 6.1:** Měřicí můstek pro měření dechu

Vzhledem k tomu, že použití sériové linky pro komunikaci mezi Arduinem a Raspberry je velmi jednoduché a spolehlivé, nebyl důvod vymýšlet jiný přístup. Sériová komunikace byla navázána připojením USB kabelu a nastavení kanálu v jednotlivých jazycích. Výhodou je, že *Arduino IDE*, software pro programování Arduina, je k dispozici i na Raspbian (operační software Raspberry Pi, verze Debianu, na bázi Linuxu). Oba programy jsou připojeny jako Příloha C.

Skript [85] pro Arduino, psaný pochopitelně v jazyce *C++* [86], je zde poté označen v rámci výše zmíněné přílohy jako C.1. Pro komunikaci důležitá část je pouze:

**Algoritmus 6.1:** Nastavení sériového kanálu na straně Arduina

```
Serial.begin(9600);
```

který nastavuje sériový kanál s rychlostí odesílání dat 9600 baudů (bitů za sekundu) a:

**Algoritmus 6.2:** Nastavení sériového kanálu na straně Arduina

```
Serial.println(value);
```

který odesílá hodnoty právě sériovou linkou.

Na straně Raspberry Pi, tedy programovací jazyku Python, bylo nutné celou komunikaci sériovým kanálem přijmout a rozklíčovat [85]. Dále již byla na řadě práce s daty. Kompletní skript je přiložen jako příloha C.2. Pro nastolení komunikace byla důležitá část kódu:

**Algoritmus 6.3:** Nastavení sériového kanálu na straně Raspberry Pi

```
import serial
if __name__ == '__main__':
    serie = serial.Serial('/dev/ttyACM0', 9600, timeout = 1)
    serie.flush()

    if serie.in_waiting > 0:
        line = serie.readline().decode('utf-8').rstrip()
```

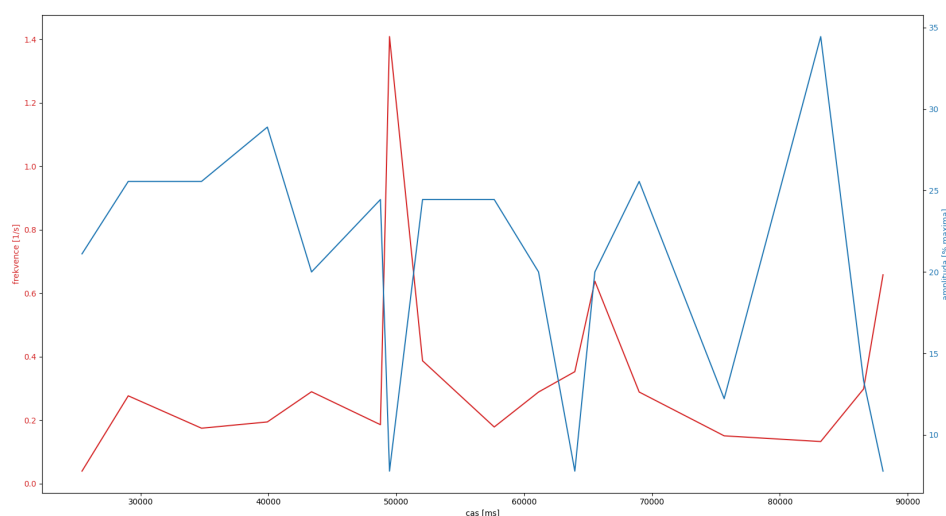
kde se nejprve importuje knihovna obsahující nutné metody a objekty pro sériovou komunikaci. Následně se inicializuje sériová komunikace voláním *serial.Serial()*, kdy argumenty funkce jsou název zařízení, ze kterého komunikace přichází, přenosová rychlost (je důležité, aby na obou stranách komunikace byla totožná, jinak může dojít k obdržení naprosto nesmyslných dat) a doba časového limitu pro čtení operace (v sekundách). Poslední argument znamená, že pokud nejsou po 1 sekundě obdrženy všechny bajty, funkce vrátí již přijatou informaci.

Poté se zjišťuje, zda v sériovém kanále jsou data s atributem *in\_waiting*, pokud ano, je přečten vždy řádek a dekodován do *UTF-8*.

V oblasti zpracování změřených hodnot je postupováno následovně. Nejprve je uložena první hodnota (do seznamu *data*) společně s časovým údajem (do seznamu *cas*), která je zároveň určena jako první minimální hodnota. Minimální hodnoty se obdobně ukládají do seznamů *minimum* (hodnoty) a *mincas* (časový údaj). Poté je sledována hodnota dalších měření, avšak zaznamenává se pouze hodnota lišící se o více než 0,5 %, jelikož bez tohoto omezení data kmitala, například při zadržení dechu, s rozdílem  $\pm 2 \Omega$ . Při minimech, která během testování dosahovala hodnot kolem  $483 \Omega$  je poté 0,5% rozdíl roven  $2,415 \Omega$ , což už lze považovat za dostatečný rozdíl pro zaznamenání dalších hodnot.

Také se při ukládání dat zároveň vyhodnocují poslední tři změřené hodnoty. A je-li zaznamenáno minimum (tzn. předposlední hodnota je nejnižší), je tato hodnota společně se svým časovým údajem uložena do seznamů minimálních hodnot.





Obrázek 6.2: Výsledný graf změřených hodnot

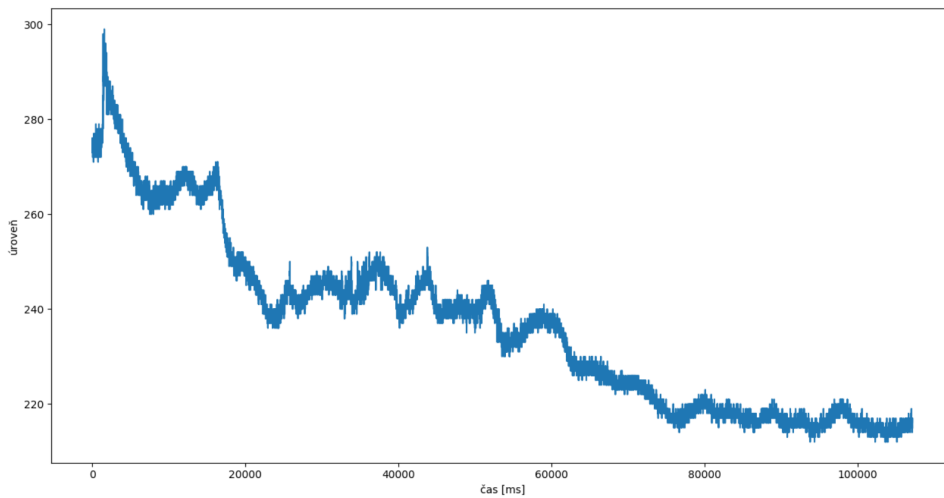
### 6.1.2 Senzor EDA

Senzor EDA je zapojen velmi podobně jako senzor dýchání. Je taktéž použit senzor ze zařízení Polygraph BiO, zakončený konektorem 3,5 mm Jack. Je taktéž použit měřící můstek na nepájivém poli, který je napojen na zařízení typu Arduino. Zásadním rozdílem je však použití odporu. Jelikož je odpor lidské kůže vysoký (v řádu stovek  $k\Omega$  až nízkých jednotek  $M\Omega$ ), je nutné použít jako „známý“, sloužící jako rozdělovač napětí, odpor s jmenovitou hodnotou  $510 k\Omega$ .

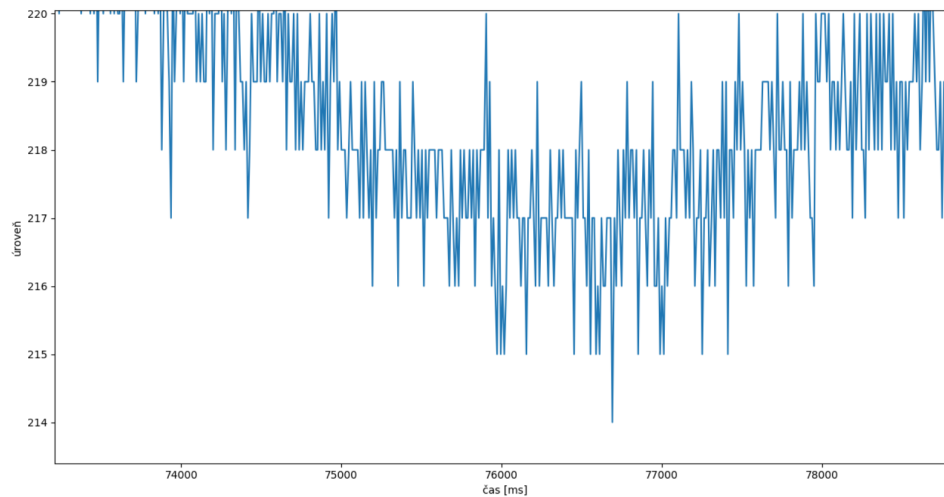
Bohužel použitý senzor byl velmi problematický. Nejprve několikrát odpadla jedna část senzoru, který v podstatě vypadá jako dva stiskací knoflíky zasazené do suchého zipu a následně spojeny dvoužilovým kabelem do konektoru.

Toto bylo nejprve vyřešeno opětovným napájením drátku k „patentce“. Bohužel po druhé opravě již tento spoj nevedl elektrický proud, což zapříčinilo nutnost úplné výměny. Původní stiskací knoflík musel tedy být vyměněn za náhradní a část suchého zipu, kam byl zasazen původní, musela být odříznuta. Nyní tedy není suchý zip součástí celého senzoru, ale musí se následně přiložen tak, aby došlo k připevnění senzoru k prstu.

Poté již byla naměřena testovací data na určení vyhodnocení, která vizte na obrázku 6.3 níže a následně výběr v detailu na obrázku 6.4.



**Obrázek 6.3:** Naměřená data senzorem EDA



**Obrázek 6.4:** Detail dat naměřených senzorem EDA

Z obrázku 6.3 lze vidět, že na začátku měření, kdy testovaný subjekt začal relaxovat, hodnoty dosahovaly úrovní 270 až 300 (jednotky jsou úrovně z A/D převodníku integrovaného v zařízení typu Arduino - mohou nabývat hodnot 0 až 1023).

Následně, kolem času měření 15 000 ms, subjekt začal zvedat těžký předmět. Poté je vidět zpoždění, které je evidentní z 3.2, kdy následně hodnoty začnou klesat, z důvodu zvýšení úrovně (fyzického) stresu. Následně dosahují hodnoty minim kolem hodnot 220, kdy byl již testovaný subjekt velmi vyčerpán.

Mezi maximem a minimem dosahuje tedy rozdíl  $26,6\%$ .



Značení	Pneumatický díl
	Monostabilní rozvaděč 5/2 elektricky ovládaný
A	Otočný stůl
B	Pneumatický válec
C	Dvoupístný válec
D	Otočný pohon
E	Nůžkové kleštiny
F1, F2	Pneumatická pístová závora

**Tabulka 6.1:** Seznam prvků v modelu kuličkového robota (zpracováno podle [87])

řující modulem *DM8 24R*. [87] V době psaní této práce je zařízení opětovně modernizováno panem Bc. Stanislavem Linhartem s použitím zařízení *UniPi Neuron* a softwarem *Mervis*.

## 6.3 Návrh vizualizace

Bylo rozhodnuto, že pro ovládání bude použit software *mySCADA* od společnosti *mySCADA Technologies, Inc*. Tento software je rozdělen na návrhovou část - *myDESIGNER* a „runtime“ modul *myPRO* (případně *myPANEL* pro použití na dotykových panelech a *myBOX*, průmyslový router s integrovaným *myPRO*). Výhodou je intuitivnost ovládání a návrhu. [88], [89]

### 6.3.1 Úvodní test

Aby bylo možné omezit „testování operátora“ na úkor testování samotné vizualizace a celkového zařízení, je proband nejprve podroben úvodnímu testu. Zároveň tímto je také probandovi určena úvodní vizualizace pro ovládání, která bude nejlépe reprezentovat jeho aktuální hladinu stresu. Tyto testy byly vybírány z těch, které jsou blíže popsány v kapitolách 4.2 a 4.3. Poté byly upraveny, aby bylo možné je použít nejen na klasickém zařízení s klávesnicí a myší.

Byly zde celkem využity tři úkoly, které je záhodno vykonávat simultánně, aby došlo k nejlepšímu výsledku. Tři byly využity z důvodu, že plnění jednoho úkolu je poměrně snadné, regulování dvou již pokročilejší a u třech by mělo dojít k velkému zatížení operátora.

Jako první úkol zde byla použita modifikace determinačního testu, avšak pouze se čtyřmi barvami. Test funguje tak, že se v horní části obrazovky objeví barevný kruh. Danou barvu pak musí uživatel identifikovat co nejrychleji ve spodní části obrazovky a reagovat stisknutím příslušné klávesy podle návodu, tj. klávesa „*Q*“ pro modrou barvu, „*W*“ pro červenou, „*E*“ pro zelenou, a konečně „*R*“ pro žlutou barvu. Alternativně je možné využít myši, avšak to pak následně velmi činí obtížnými plnit další úkoly.

Po zvolení barvy je vždy kruh v horní části obrazovky změněn na černý, aby testovaný jedinec byl obeznámen s tím, že již odpověděl a čekal na další

zobrazenou barvu.

Barva je vždy generována pseudonáhodně, a to sice zavoláním metody

**Algoritmus 6.4:** Generování barev

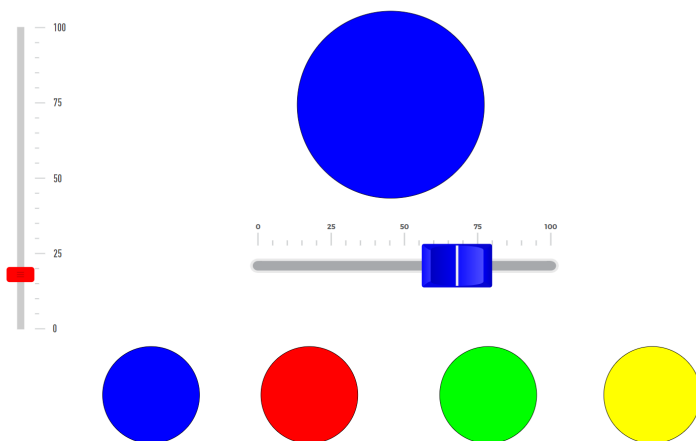
```
myscada.getTime();
```

Tato metoda vrací hodnotu uběhlých milisekund od 1. ledna 1970. Tomuto číslu je následně uděláno modulo<sup>1</sup> 4. Výsledná hodnota tudíž nabývá hodnot 0 až 3, které pak určují barvu, která má být zjištěna.

Druhý a třetí úkol si jsou velmi podobné, jedná se o dva posuvníky, kdy jeden je horizontální a druhý vertikální. Jsou odlišeny barevně, aby došlo k co možná nejmenší možnosti spletení si, který je nutné zregulovat.

Ovládání obou je realizováno šipkami. Vodorovný je ovládán levou a pravou šipkou, kdy levá šipka začne snižovat hodnoty (tj. pohyb posuvníku doleva), zatímco pravá začne hodnoty zvyšovat. Svislý je řešen analogicky šipkami nahoru a dolů, tj. šipka dolů začne hodnoty snižovat a naopak. Vše je pochopitelně řízeno skriptem.

Tato vizualizace je zobrazena na obrázku 6.7 níže.



**Obrázek 6.7:** Vizualizace úvodního testu

Celému úvodnímu testu předchází vizualizační okno s instrukcemi pro vykonání testu tak, aby byla minimalizovaná možnost chyby z neznalosti. Jedná se o interaktivní návod, kde je možné si každý úkol samostatně vyzkoušet s nápovědou. Tento návod s instrukcemi vizte na obrázcích 6.8 až 6.10 níže.

<sup>1</sup>Zbytek po celočíselném dělení

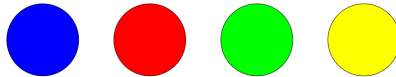
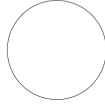
Nyní bude následovat úvodní test. V testu jsou tři úkoly, jejichž vypracování je důležité činit simultánně.

Tutoriál

Přejít k testu

Prvním úkolem je výběr správné barvy, podle toho, která se objeví ve velkém kruhu v horní části. Ovládání je tlačítka Q (modrá), W (červená), E (zelená) a R (žlutá).

Vyzkoušet



1

2

3

Obrázek 6.8: Vizualizace - návod k prvnímu úkolu

Nyní bude následovat úvodní test. V testu jsou tři úkoly, jejichž vypracování je důležité činit simultánně.

Tutoriál

Přejít k testu

Druhým úkolem je vertikální slider, kde je nutné udržet hodnoty mezi 25 a 75 %. Ovládání je šipkami nahoru (hodnota začne stoupat) a dolů (hodnota začne klesat).

Vyzkoušet



1

2

3

Obrázek 6.9: Vizualizace - návod k druhému úkolu

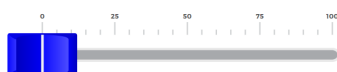
Nyní bude následovat úvodní test. V testu jsou tři úkoly, jejichž vypracování je důležité činit simutánně.

Tutoriál

Přejít k testu

Třetím úkolem je horizontální slider, kde je nutné udržet hodnoty mezi 25 a 75 %. Ovládání je šipkami vlevo (hodnota začne stoupat) a vpravo (hodnota začne klesat).

Vyzkoušet



1

2

3

Obrázek 6.10: Vizualizace - návod ke třetímu úkolu

### 6.3.2 Ovládání

Byly použity tři úrovně ovládání na základě toho, v jak velkém je operátor stresu.

Přepínání jednotlivých vizualizací je prováděno skripty (přiloženy jako příloha D), které jsou přiřazeny k jednotlivým obrazovkám. Jsou tvořeny v jazyce *JavaScript*, který je doplněn o metody softwaru *mySCADA*. Tyto metody jsou například právě pro otevření obrazovky, či například změnu textu a jeho barvy.

Aby nedocházelo k okamžité změně jednotlivých obrazovek, je toto ošetřeno textem „*Vizualizace se změní za:  $x$  s*“, kde na místě  $x$  dochází k odpočtu od tří k nule. Po uplynutí těchto tří sekund je obrazovka přepnuta na jinou. Tento text se však zobrazí pouze v případě, že hodnota senzorů bude ukazující, že došlo ke změně hladiny stresu u testovaného jedince.

Hladina stresu zde může nabývat hodnot 1 (nejnižší hladina) až 6, přičemž jsou použity obrázky zobrazující stav v experimentu na Udineské univerzitě (vizte v kapitole 5.3.1).

#### Nejjednodušší ovládání

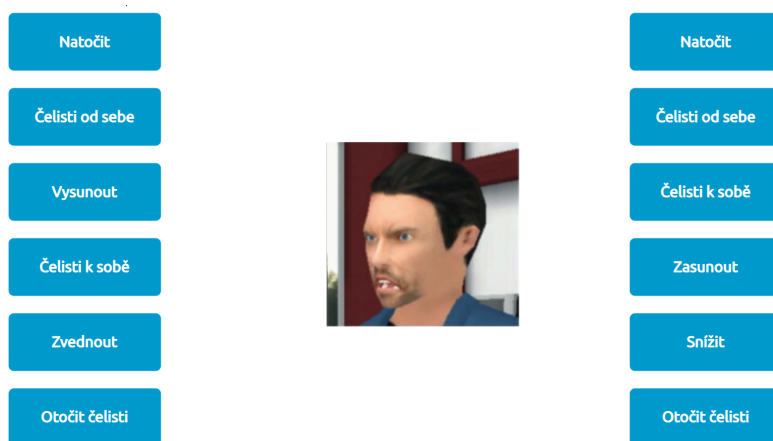
Je-li testovaný subjekt ve velkém stresu, je ovládání nejsnazší, jak lze vidět na obrázku 6.11 níže. Je zde pouze jedno tlačítko, které spouští danou sekvenci kroků a zobrazený obrázek referující aktuální hladinu stresu pomocí senzorů popsaných v kapitole 6.1.



Obrázek 6.11: Nejjednodušší ovládání vizualizace

### ■ Střední ovládání

Je-li operátor v mírném až středním stresu, je mu předložena vizualizace, kterou vidíte na obrázku 6.12 níže. Zde jsou již jednotlivá tlačítka, která ovládají dané pohyby manipulátoru, stejně jako zobrazený obrázek, který je i na nejjednodušší vizualizaci. Tato sekvence se vykoná od jakéhokoli bodu, není tedy nutné restartovat výchozí polohu.



Obrázek 6.12: Středně těžké ovládání vizualizace

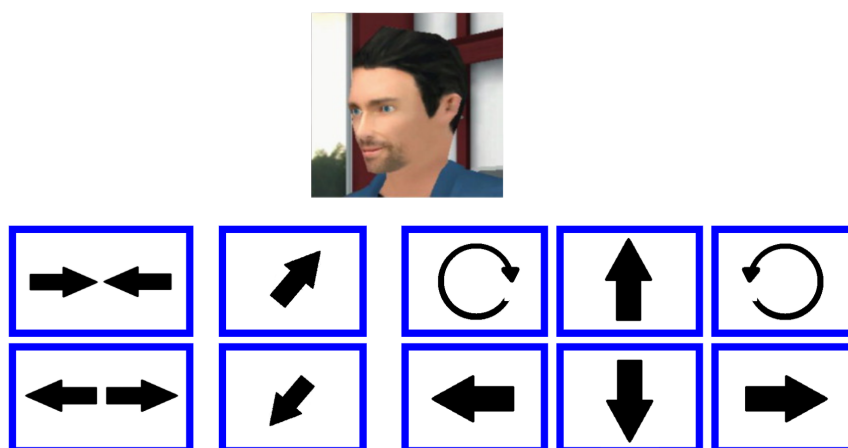
### ■ Nejsložitější ovládání

Je-li uživatel pouze v mírném stresu či bez něj, je mu předložena nejsložitější vizualizace, kde jsou pouze tlačítka na ovládání jednotlivých pohybů, opět doplněna o ukazatel úrovně stresu.



Funkce jednotlivých tlačítek je taková, že tlačítka úplně vlevo přitahují, resp. rozevírají čelisti kleštin, poté následují tlačítka pro vysunutí a zasunutí pneumatického válce (pro přiblížení se k zásobníku). Poté následují šipky v klasickém rozložení, které lze najít na klávesnici, která slouží pro vysunutí a zasunutí dvoupístného válce (šipky nahoru a dolů) - čili k pohybu vzhůru a dolů; resp. k otočení otočného stolu (šipky vlevo a vpravo). Tato čtveřice je doplněná a dvojicí tlačítek značící otočení (ve směru a protisměru hodinových ručiček) otočného pohonu (čili natočení kleštin).

Tato vizualizace je zobrazena na obrázku 6.13 níže.



Obrázek 6.13: Nejsložitější ovládání vizualizace

## 6.4 Spojení s jednotlivými zařízeními

Je nutné pro připojení a sdílení proměnných (tzv. *tagů*) vytvořit jednotlivá spojení s danými zařízeními.

Prvním „spojením“ je použití interní paměti myScady, kde se pro použití tagů používá spojení *script*. Druhým spojením je zařízení Siemens S7-1200, který je použit pro data ze senzorů a třetím je zařízení UniPi Neuron, který je užít pro ovládání testovací úlohy. Blíže je komunikace s těmito zařízeními popsána v kapitole 6.5. Spojení s informací o počtu jednotlivých tagů použitých pro ovládání je níže v tabulce 6.2.

Zařízení	Alias	Počet tagů
-	script	9
S7-1200	PLC_S1200	5
Neuron	Unipi	6

Tabulka 6.2: Seznam spojení s jednotlivými zařízeními

### 6.4.1 Tagy použité ve vizualizaci

Jak je již popsáno v tabulce 6.2 výše, je použito celkem dvacet tagů. Níže v tabulce 6.3 jsou vypsány jednotlivé tagy s tím, na jaké vizualizaci jsou použity.

Zařízení	Alias	Význam	Použit v
script	<i>barLeft</i>	Horizontální posuvník	tutoriál, úvodní test
	<i>barUp</i>	Vertikální posuvník	tutoriál, úvodní test
	<i>barLeft_cas</i>	Chyba horizontálního pos.	úvodní test
	<i>barUp_cas</i>	Chyba vertikálního pos.	úvodní test
	<i>chyba</i>	Chyba barvy	úvodní test
	<i>volba1</i>	Ovládání modrého kruhu	úvodní test
	<i>volba2</i>	Ovládání červeného kruhu	úvodní test
	<i>volba3</i> <i>volba4</i>	Ovládání zeleného kruhu Ovládání žlutého kruhu	úvodní test úvodní test
PLC_S1200	<i>MD14</i>	EDA stav	všechny
	<i>MD18</i>	dech stav	všechny
	<i>MD22</i>	EDA hodnota	všechny
	<i>MD26</i>	dech frekvence	všechny
	<i>MD30</i>	dech amplituda	všechny
Unipi	<i>automat</i>	Sekvenční režim	nejjednodušší
	<i>dopredu</i>	Vysunutí ruky	nejméně složitější, střed
	<i>nahoru</i>	Zvýšení polohy válce	nejméně složitější, střed
	<i>otevrit</i>	Roztažení čelistí	nejméně složitější, střed
	<i>otocit</i>	Rotace stolu	nejméně složitější, střed
	<i>vodorovne</i>	Otočení čelistí	nejméně složitější, střed

**Tabulka 6.3:** Seznam jednotlivých tagů

Jak lze vidět v tabulce 6.3 výše, u zařízení *Unipi* je, z důvodu použití monostabilních rozvaděčů, použit pouze jeden tag, přičemž nastavení na hodnotu „1“ tag nastavuje (obdoba funkce *SET*) a nastavení na hodnotu „0“ tag maže (funkce *RESET*).

## 6.5 Předávání dat

Jelikož je nutné data naměřená biosignály analyzovat, není možné senzory pouze připojit do PLC. Proto je lze připojit do zařízení typu Arduino, ze kterého lze jít následně do zařízení Raspberry Pi či počítače a následně určitým způsobem vytvořit komunikaci mezi PLC a systémem mySCADA, či systémem mySCADA a zmíněným zařízením, kterou se budou posílat již zpracované údaje. Nabízí se několik možností, které jsou popsány níže.

Taktéž je možné v určitých případech vynechat „mezistupeň“ Raspberry Pi a připojit senzor přímo do počítače. Tento případ je popsán v kapitole 6.1.1.

### 6.5.1 Komunikace mezi testovací úlohou a vizualizací

Jelikož testovací úloha používá jako své PLC zařízení UniPi Neuron, nelze použít pro zařízení Siemens běžný protokol *PROFINET*, který je velmi jednoduchý na nastavení na úrovni PLC i na úrovni SCADy.

Vzhledem k tomu, že je záhodno použít protokol, který nevyžaduje použití další kabeláže, byl vybrán komunikační protokol *MODBUS*.

#### MODBUS

„*MODBUS* je komunikační protokol založený na architektuře master/slave nebo klient/server. Hlavním účelem protokolu je zajišťovat snadnou, spolehlivou a rychlou komunikaci mezi automatizačními zařízeními a zařízeními pro procesní instrumentaci.“ [90]

V praxi se dle [90] používají hlavně dva typy komunikace:

- *MODBUS TCP*, který zajišťuje komunikaci pomocí Ethernet TCP/IP; a
- *MODBUS RTU*, který používá ansynchronní sériový kanál s použitím *RS-232* nebo *EIA/TIA-485*.

Pro účely této aplikace je záhodno použít spíše *Modbus TCP*. Na straně zařízení s Pythonem by se poté dala použít knihovna *PyModbus*.

#### Konkrétní realizace

Nejprve je nutné v softwaru Mervis přidat *serverový kanál* vyvoláním kontextové nabídky nad PLC a zvolením *Add server channel*. V jeho vlastnostech se zvolí možnost *ModbusServer* (čili protokol MODBUS v realizaci Server-klient) a protokol *TCP*.

Následně se přidá zařízení vyvoláním kontextové nabídky nad právě vytvořeným kanálem a přidá se zařízení zvolením *Add server device*. V jeho parametrech se následně nastaví adresa MODBUS Serveru (čili IP adresa UniPi Neuron) a specifický port (v případě této práce port 503).

Zde se pak přidávají jednotlivé digitální (boolovské) a analogové (tj. formáty *Real*, *Integer* apod.) proměnné. U obou typů proměnných se rozlišuje mezi těmi, které se dají jen číst (tj. vstupy) a těmi, které se dají číst i zapisovat (tj. výstupy).

Pro vstupy se používají tzv. *Input registry* v případě analogových proměnných a *Inputy* v případě proměnných digitálních. Pro výstupy se používají *Holdng registry* pro analogové a *Coily* (v překladu cívky) pro digitální veličiny. Vždy se přidá pořadové číslo (*Starting Element*), typ, funkce (v případě analogových - například převod na *Integer* apod.) a navázání na proměnnou, případně i poznámka pro lepší identifikaci proměnných.

Na straně myScady, konkrétně v myDesigneru se následně přidá nové spojení. Vybere se typ *MODBUS*, přidá alias a IP adresa serveru společně s portem, na kterém MODBUS Server vysílá (tj. již výše zmíněná 503), a ID zařízení.

Poté se přidají jednotlivé tagy do *Databáze tagů*. V myDesigneru se přidávají jednotlivé tagy ve formátu *tag@spojení*. Pro přidávání jednotlivých tagů předávaných přes MODBUS se používá specifický formát: *Označení(Atributy):registr* (pořadové číslo - v Mervisu *Starting Element*).

V případě *Holdíng registrů* začíná tag písmenem *H* s tím, že argumenty jsou dle daného datového typu (písmena *n, d, f, l, h, ln, hn*), případně prohození bytů (*s, sb, sw*). Obdobně jsou řešeny *Input registry* s tím rozdílem, že začínají písmenem *R*.

Vstupy (*Inputy*) jsou označeny písmenem *I* a výstupy (značeny jako *Coil/Output*) písmenem *O*.

Na tomto místě je nutné podotknout, že myDesigner indexuje od nuly, zatímco Mervis od jedné. Tudíž, pokud je v Mervisu nadefinován výstup a jako *Starting Element* je určena 1, zapíše se tento tag v myDesigneru jako *O:0*.

## 6.5.2 Komunikace mezi senzory a vizualizací

Použité senzory nelze připojit přímo do PLC, a sice z důvodu, že data která měří, potřebují vyhodnotit a dále upravit (jak je popsáno v kapitolách 6.1.1 a 6.1.2).

Jednou z možností propojení je použití knihovny *MyScada*, která je dostupná pro Python a kterou použil pro spojení mezi Pythonem a právě *MyScadou* Tomáš Primus ve své bakalářské práci [91].

Druhou možností je použít knihovnu *Snap 7*, která nabízí propojení velké škály programovacích jazyků s PLC společnosti Siemens (modelová řada *S7*) a následně pomocí již zmíněného protokolu *PROFINET* komunikovat data do *SCADy*. Ačkoli se toto řešení může zdát zbytečně vedené oklikou (přes PLC Siemens), dle názoru autora se jedná o poměrně velmi spolehlivé řešení, které může obstát i v průmyslové praxi, kde jsou zařízení Siemens využívána ve velkém množství.

### Snap 7

Knihovna *Snap 7* [92] je multiplatformní knihovna, jíž lze využít pro programovací jazyk Python [93] pomocí balíčkovacího Python-snap7 [94]. Pro její správné fungování je nutné mít *Snap7* v systémové cestě.

Pomocí této knihovny je možné předávat data do PLC *Siemens S7*, odkud mohou být předávána dál - například do softwaru typu *SCADA* a to hlavně pomocí protokolu *PROFINET*.

Ukázka čtení pomocí této knihovny z *Data blocku* je připojena jako příloha B.1. Příklad zápisu do *vnitřní paměti* je poté uveden jako příloha B.2.

### Konkrétní realizace

Nejprve je nutné vytvořit v softwaru ovládající PLC tagy, které se budou později odesílat do *SCADy*. V tomto případě bylo vytvořeno pět tagů ve

vnitřní paměti PLC Siemens Simatic S7-1200 s datovým typem „float“ (čili plovoucí desetinná čárka - reálné číslo o maximální velikosti 4 B).

Následně byla vytvořena komunikace mezi počítačem, na kterém běžela SCADA v programovacím jazyce Python (v podstatě velmi obdobně, jako je to v příložených souborech B.1 a B.2).

Poté, opět v počítači, ve kterém běžela SCADA se nastavilo zapisování daných hodnot použitím funkce *WriteMemory*, která přijímá argumenty:

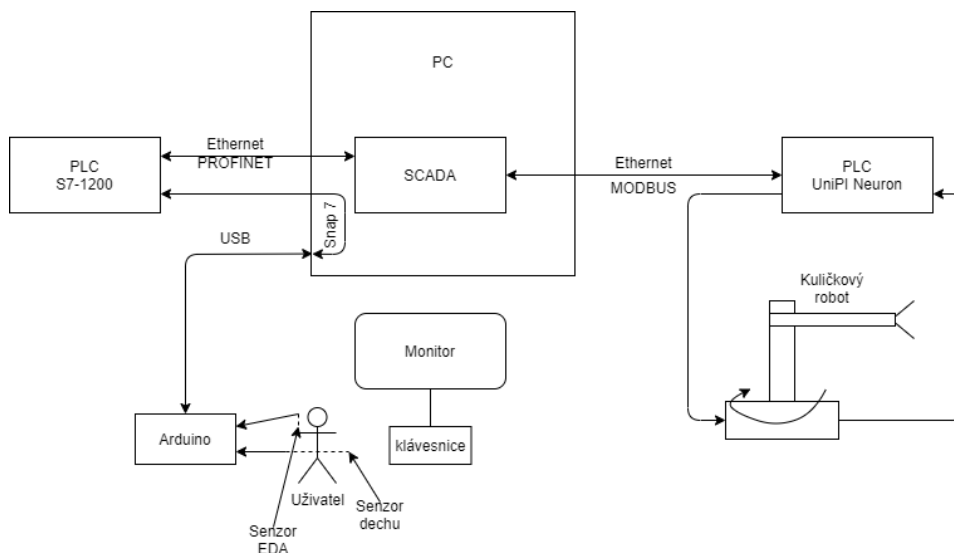
- připojení k PLC,
- bytová hodnota tagu,
- bitová hodnota tagu (v případě tagů typu bool),
- datový typ tagu a
- samotná hodnota tagu.

Je velmi důležité nastavit oblast, ve které se dané tagy nachází. V tomto případě se jedná o vnitřní paměť (v PLC značenou jako M, zde MK). Může se však zapisovat například i do data bloků.

Následně se v myDesigneru vytvořilo spojení s daným PLC a to sice: výběrem typu připojení - *Siemens S7*, vyplnění IP adresy a typu PLC. Zde je nutné potvrdit možnost přístupu přímo do paměti PLC nastavením „*optimalizovaného blokového přístupu*“.

## 6.6 Logické schéma

Níže na obrázku 6.14 vizte kompletní schéma zapojení zařízení.



Obrázek 6.14: Logické schéma zařízení

## Kapitola 7

### Testování zařízení

Testování probíhalo ve dvou fázích: testování autorem - „*alfa testování*“ a testování dvěma probandy - „*beta testování*“.

Pro toto testování byl použit skript zajišťující zasílání dat ze senzorů, který je přiložen jako příloha C.2.

Jelikož je poměrně ošemetné brát oba senzory rovnocenně, co se týče funkce na určování mentálního stavu operátora, a zároveň uvažovat jeden či druhý senzor jako ten „nepoměrně důležitější“, bylo rozhodnuto, že bude testování probíhat ve 4 módech:

- *mód 1* - testování pouze se senzorem dechu,
- *mód 2* - testování pouze se senzorem EDA,
- *mód 3* - testování s oběma senzory a rovnocennou vahou obou,
- *mód 4* - testování s oběma senzory s dvojnásobnou vahou pro EDA.

Mód 4 byl zařazen z důvodu, že během experimentu na Udineské univerzitě (více v kapitole 5.3.1), vyšel senzor elektrodermální aktivity jako samostatně velmi účinný.

Jednotlivé módy jsou voleny v jednotlivých skriptech u dané vizualizace.

Uživatel mohl nabýt stresových hodnot 1 až 6, přičemž hodnota 1 značí nejnižší hladinu stresu a hodnota 6 tu nejvyšší. Jedná se však pouze o odhady na základě použití dvou senzorů a rozhovorů s jednotlivými probandy pro verifikaci.

#### 7.1 Alfa testování

Je-li pomínuto zkoušení vizualizace a celého zařízení během tvorby a ladění, nejprve bylo nutné provést tzv. „*alfa testování*“, čili testování samotným autorem.

Testování probíhalo během jednoho dne v průběhu asi jedné hodiny. Kompletní data jsou přiložená v elektronické formě této práce.

### 7.1.1 Úvodní test

Úvodní test trval celkem 3 minuty. Shrnutí měření s důležitými parametry lze vidět v tabulce 7.1 níže.

V tabulce si lze povšimnout, že ačkoli většina dat probíhala vcelku dle očekávání, tzn. spíše nižší hodnoty odhadu stresu, začátek měření (prvních 25 sekund) byly hodnoty dechu velmi zvýšené (frekvence až  $61 \text{ min}^{-1}$ ). Toto bylo zapříčiněno tím, že autor chtěl dát najevo, jak snadno se dá senzor dechu ovlivnit.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]
EDA [stav]	1	10,6
	2	5,9
	3	98,9
	4	65,4
	5	0
	6	0
Dýchání [stav]	1	90,7
	2	65,2
	3	0
	4	0
	5	0
	6	25
Vertikální posuvník [chyby]		13,8
Horizontální posuvník [chyby]		7,4
Barvy [chyby]		3

Tabulka 7.1: Shrnutí parametrů úvodního testu - alfa

### 7.1.2 Ovládání vizualizace

V tabulkách uvedených níže jsou uvedeny jednotlivé parametry měření s tím, že byly určeny hodnoty mediánu (v tabulce značeno jako  $\tilde{x}$ ), průměru (značeno jako  $\bar{x}$ ) a směrodatné odchylky (značené  $\sigma$ ). Také jsou zde vypočtena procentuální zastoupení jednotlivých vizualizačních oken (jedná se pouze o výpočet z uvedených hodnot, jelikož se hodnota aktivní vizualizace neukládala).

#### Mód 1

V tabulce 7.2 lze vidět shrnutí nejdůležitějších parametrů během alfa testování módu 1, čili s použitím pouze senzoru dechu. Daný test trval celkově 2 minuty a 10 sekund. Hodnoty s nejvyšší hladinou stresu, které proběhly mezi 51. a 56. sekundou testu byly způsobeny zakašláním testovaného jedince.

Kromě výše zmíněné události se dá říci, že dle použitého senzoru byl autor, který byl zde zároveň testovaným, relativně bez stresu, či s jeho nízkou hladinou. Je to dáno tím, že autor díky své sportovní kariéře umí dobře

kontrolovat své dýchání a zároveň dané vizualizace zná nazpaměť, takže ho ani nepřilíš přehledná nejsložitější vizualizace do stresového stavu nedostane.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	$\sigma$
Dýchání [stav]	1	25,4	3	2,81	1,34
	2	28,4			
	3	43,7			
	4	14,9			
	5	13,2			
	6	5			
Aktivní vizualizace	Nejjednodušší	18,2	13,9 % času		
	Střední	58,6	45,1 % času		
	Nejsložitější	53,8	41 % času		
Frekvence [1/min]			12	14,4	11,5
Amplituda [% max.]			27	29	13,1

Tabulka 7.2: Shrnutí parametrů alfa testování módu 1

## ■ Mód 2

V tabulce 7.3 lze vidět shrnutí nejdůležitějších parametrů alfa testování módu 2 - s použitím pouze senzoru elektrodermální aktivity. Test trval celkově 3 minuty a 30 sekund. Z výsledků testu lze vidět, že většinu času byl testovaný ve středních hodnotách stresu, což vyústilo i ve střední hodnotu hladiny stresu 4, která je o jeden stupeň vyšší než v předchozím případě.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	$\sigma$
EDA [stav]	1	2	4	3,4	0,9
	2	38,8			
	3	89,8			
	4	61,1			
	5	8,9			
	6	0			
Aktivní vizualizace	Nejjednodušší	8,9	4,2 % času		
	Střední	160,9	76,4 % času		
	Nejsložitější	40,8	19,4 % času		
EDA [úroveň]			288	288,6	18,6

Tabulka 7.3: Shrnutí parametrů alfa testování módu 2

## ■ Mód 3

Následoval test módu 3 - s použitím obou senzorů se shodnými vahami jednotlivých senzorů. Tento test trval celkem 4 minuty.



Během tohoto testu bylo velmi znatelné, jak se mění aktuální rozpoložení a hladina stresu. Oproti úvodním dvěma testům, kdy byl autor v poměrně velkém stresu (z důvodu částečné nefunkčnosti senzorů, výpočtů apod.), během třetího testu již tyto obavy vyprchaly a test probíhal v relativní duševní pohodě. Toto se taktéž projevilo na výsledcích daného testu, kdy 82,9 % času strávil autor v nejtěžší vizualizaci a hodnota stresu překročila hranici 4 pouze na 3 sekundy.

Zajímavým faktem však je, že zatímco stresová hladina měřená senzorem elektrodermální aktivity ukazovala střední hodnotu 1 (průměr  $1,36 \pm 0,83$ ), senzor dechu dosáhl svého mediánu na hodnotě 3 (průměr  $2,93 \pm 1,46$ ).

Opětovně, ty nejdůležitější údaje jsou shrnuty v tabulce 7.4 níže.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	$\sigma$
Stav	1	62,7	2	2,14	0,76
	2	126,8			
	3	38,3			
	4	3			
	5	0			
	6	0			
Aktivní vizualizace	Nejjednodušší	0	0 % času		
	Střední	41,3	17,1 % času		
	Nejsložitější	199,5	82,9 % času		
EDA [úroveň]			354	365,2	57,1
Frekvence [1/min]			5	18,7	22,5
Amplituda [% max.]			30	26,5	15,1

Tabulka 7.4: Shrnutí parametrů alfa testování módu 3

#### ■ Mód 4

Závěrem byl testován mód 4, čili s použitím obou senzorů a s dvojnásobnou vahou na určování aktuální hladiny stresu ve prospěch senzoru elektrodermální aktivity. Test trval celkem 2 minuty a 20 sekund a shrnutí parametrů je uvedeno v tabulce 7.5 níže.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	$\sigma$
Stav	1	1	3	3,05	0,62
	2	66,5			
	3	45,2			
	4	27,9			
	5	0			
	6	0			
Aktivní vizualizace	Nejjednodušší	0	0 % času		
	Střední	73	52 % času		
	Nejsložitější	67,5	48 % času		
EDA [úroveň]			305	306,3	6,9
Frekvence [1/min]			5	13,4	18,1
Amplituda [% max.]			27	29,6	17,4

Tabulka 7.5: Shrnutí parametrů alfa testování módu 4

## 7.2 Beta testování

Po fázi *alfa testování* nastala fáze tzv. „*beta testování*“, čili testování vybranými probandy.

Testování se zúčastnili celkem dva probandi ve věku 22 a 25 let, oba muži a studenti Fakulty strojní ČVUT v Praze.

Testování probíhalo v průběhu jednoho dne během dvou hodin.

### 7.2.1 Úvodní test

Stejně jako u alfa testování, i zde úvodní test trval 3 minuty. Shrnutí parametrů u obou probandů je přiloženo v tabulce 7.6.

Je zde vidět velká škála hodnot ze senzoru dechu ve srovnání s testováním autora. Zatímco proband 1 dýchal s vyšší frekvencí a nižší amplitudou (v průměrech  $f = 23,1 \pm 11,4 \text{ min}^{-1}$  a  $A = 14,5 \pm 6,2 \% \text{ max.}$ ), u probanda 2 tyto hodnoty byly spíše opačné (v průměrech  $f = 19,3 \pm 13,4 \text{ min}^{-1}$  a  $A = 49,1 \pm 21,6 \% \text{ max.}$ ).

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	
		Proband 1	Proband 2
EDA [stav]	1	0	0
	2	103,5	34,8
	3	68,5	119
	4	8	19,4
	5	0	0
	6	0	0
Dýchání [stav]	1	73,5	14,3
	2	9,5	9
	3	16	30,2
	4	73,5	19,5
	5	7,5	23,3
	6	0	76,9
Vertikální posuvník [chyby]		3,5	3,5
Horizontální posuvník [chyby]		2	1
Barvy [chyby]		3	2

Tabulka 7.6: Shrnutí úvodní testu - beta

### 7.2.2 Ovládání vizualizace

Stejně jako v případě alfa testování, jsou tabulkách uvedených níže zobrazeny jednotlivé parametry měření s tím, že byly určeny hodnoty mediánu (značeno jako  $\tilde{x}$ ), průměru (značeno jako  $\bar{x}$ ) a směrodatné odchylky (značené  $\sigma$ ). Opět jsou zde vypočtena procentuální zastoupení jednotlivých vizualizačních oken (jedná se pouze o výpočet z uvedených hodnot, jelikož se hodnota aktivní vizualizace neukládala).

Údaje obou probandů jsou vždy uvedeny v jedné tabulce, přičemž hodnoty probanda 1 a probanda 2 jsou v příslušné buňce odděleny lomítkem. Hodnoty probanda 1 jsou vždy uvedeny jako první.

#### Mód 1

Test trval u prvního probanda 1 minutu a 41 sekundu, u druhého 2 minuty, avšak kvůli lepšímu srovnání jsou zde použity jen stejně dlouhé úseky, tudíž posledních 19 sekund testu probanda 2 není použito.

V datech, které jsou shrnuty v tabulce 7.7 níže lze vidět opětovnou velmi vysokou amplitudu dechu probanda 2.

U probanda 1 lze vidět v datech „úlek“ v okamžiku, kdy se jeho hodnoty dostaly z úrovně 5 (tedy nejjednodušší vizualizace) na úroveň 2 (nejsložitější vizualizace), následují pak opět hodnoty zobrazující nejjednodušší vizualizaci, konkrétně stav 6. Může to být částečně způsobeno tím, že neměl prostor se se složitou vizualizací seznámit a proto se hladina jeho stresu zvýšila.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	$\sigma$
Dýchání [stav]	1	15,9/0	3/3	3,41/3,87	1,8/1,75
	2	26,1/30,6			
	3	23,8/31,3			
	4	0/0			
	5	15,4/0			
	6	19,4/38,7			
Aktivní vizualizace	Nejjednodušší	34,8/38,7	34,6/38,5 % času		
	Střední	23,8/31,3	23,7/31,1 % času		
	Nejsložitější	41,9/30,6	41,7/30,4 % času		
Frekvence [1/min]			16/21	19,2/22,6	13,7/17,8
Amplituda [% max.]			20/42	27,9/50,6	22,1/23,7

Tabulka 7.7: Shrnutí parametrů beta testování módu 1

## ■ Mód 2

Beta test módu 2 probíhal celkem bez velkých výkyvů hodnot. U probanda 2 dosahovaly údaje ze senzoru elektrodermální aktivity v podstatě stabilních hodnot (průměr  $2,81 \pm 0,68$ ), u probanda 1 je patrný zvýšení hladiny stresu v závěru testování (od počátku 4. minuty).

Za povšimnutí stojí průměry hodnot měření u probandů, jelikož hodnoty probanda 1 jsou o téměř 50 % vyšší než v případě probanda 2. To je i důvodem, proč byla před provedením jednotlivých testů provedena kalibrace normálních hodnot daného testovaného subjektu.

Test byl u obou probandů ukončen po 3 minutách a 30 sekundách a shrnutí výsledků vizte v tabulce 7.8 níže.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	$\sigma$
EDA [stav]	1	33,8/0	3/3	2,78/2,81	1,32/0,68
	2	38,8/58,8			
	3	62,2/90,2			
	4	21,4/61,1			
	5	0/0			
	6	33,3/0			
Aktivní vizualizace	Nejjednodušší	53,7/0	25,6/0 % času		
	Střední	83,6/151,3	39,8/72 % času		
	Nejsložitější	72,7/58,8	34,6/28 % času		
EDA [úroveň]			329/212	334,2/211,3	35,4/9,4

Tabulka 7.8: Shrnutí parametrů beta testování módu 2

### ■ Mód 3

Během testování třetího a čtvrtého módu u obou probandů již nastala časová tíseň, tudíž byly všechny testy zkráceny na nutné minimum.

Toto se také projevilo na testování probanda 1, jehož hodnoty ze senzoru EDA jsou v podstatě velmi vyrovnané, avšak velmi nízké (značící vysokou hladinu stresu) - dosahující úrovně hladiny stresu  $4,57 \pm 0,49$ . Proband 2 měl výsledky senzoru elektrodermální aktivity více rozkmitané, avšak v průměru velmi podobné ( $4,6 \pm 1,2$ ).

Zajímavým faktem ve srovnání s předchozími testy bylo významné uklidnění dechu probanda 2, jenž, ačkoli na začátku jeho hodnoty amplitudy dechu byly srovnatelné s předchozími, měl v průběhu testu hodnoty, které se blížily k normálním.

Test byl u obou probandů ukončen po jedné minutě a 30 sekundách. Výsledky jsou přiloženy v tabulce 7.9 níže.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	$\sigma$
Stav	1	0/0	3,5/3	3,61/3,3	0,64/1,07
	2	6,5/43,7			
	3	44,7/19,8			
	4	34,7/9,4			
	5	4,5/17,3			
	6	0/0			
Aktivní vizualizace	Nejjednodušší	4,5/17,3	5/19,2 % času		
	Střední	79,3/29,3	87,9/32,4 % času		
	Nejsložitější	6,5/43,7	7,1/48,4 % času		
EDA [úroveň]			262/186	264,4/176,8	7,5/23,3
Frekvence [1/min]			19/13	18,4/14	11/7,5
Amplituda [% max.]			25/21	25,5/24,4	13,6/12,8

**Tabulka 7.9:** Shrnutí parametrů beta testování módu 3

### ■ Mód 4

Závěrečným testem bylo beta testování módu 4. Zde již bylo na obou probandech vidět, že jsou již velmi klidní, jsou rádi, že jsou na konci. Tomu také odpovídaly hodnoty, které v případě probanda 1 byly naprosto vyrovnané s mediánem i průměrem kolem 3,3; u probanda 2 byly dokonce ještě lepší s mediánem a průměrem blížícími se k hodnotě 2,7. Bylo velmi zajímavé, že proband 2 dosáhl hodnot ze senzoru dechu, které byly v podstatě etalonem pro určení normálních hodnot. Ze senzoru dechu dosáhl tudíž hladiny stresu 1, s průměrem  $1,36 \pm 0,52$ .

Test, jehož výsledky jsou shrnuty v tabulce 7.10, trval u obou probandů jednu minutu a 30 sekund.

Parametr	Hodnota	Celkový čas [s]	$\tilde{x}$	$\bar{x}$	$\sigma$
Stav	1	0/4	$3, \bar{3}/2, \bar{6}$	3,36/2,7	0,46/0,44
	2	8/47,5			
	3	72,5/39			
	4	10/0			
	5	0/0			
	6	0/0			
Aktivní vizualizace	Nejjednodušší	0/0	0/0 % času		
	Střední	82,5/39	91,2/43,1 % času		
	Nejsložitější	8/51,5	8,8/56,9 % času		
EDA [úroveň]			308/202	304,6/203,6	11,3/7,2
Frekvence [1/min]			19/20	19,2/12,3	5,8/1,9
Amplituda [% max.]			13/12	15,5/11,4	4,7/2,1

Tabulka 7.10: Shrnutí parametrů beta testování módu 4

## 7.3 Výsledky testování

Jak je již řečeno výše, úkolem úvodního testu bylo co nejvíce poznat testovaný subjekt s tím, aby jeho další výsledky neovlivňovaly tolik samotné testování vizualizace. Proto byla určena hladina stresu během úvodního testu a společně s klidovými měřeními byla jednotlivým subjektům upraven výpočet jejich hodnoty stresu.

Během úvodního testu dosáhl autor průměrné hladiny stresu 2,631 (3,211 ze senzoru EDA, 2,051 ze senzoru dechu), proband 1 měl průměrnou hodnotu 2,546 (2,469 ze senzoru EDA, 2,622 ze senzoru dechu) a konečně proband 2 s průměrem 3,703 (2,911 z EDA, 4,496 z dechu).

Nutno říci, že naměřená data dle pozorování jednotlivých subjektů a jejich srovnáním opravdu mohou dosahovat těchto hodnot.

Níže v tabulce 7.11 jsou ukázána procentuální zastoupení jednotlivých hladin stresu na základě obou senzorů. Tyto hodnoty jsou vždy odděleny lomítkem.

Subjekt	Čas hladiny stresu (senzor EDA/senzor dechu) [%]					
	1	2	3	4	5	6
<b>Autor</b>	5,9/50,2	3,3/36	54,7/0	36,1/0	0/0	0/13,8
<b>Proband 1</b>	0/40,8	57,6/5,3	38,1/8,9	4,4/40,8	0/4,2	0/0
<b>Proband 2</b>	0/8,3	20,1/5,2	68,7/17,4	11,2/11,2	0/13,5	0/44,4

Tabulka 7.11: Výsledky úvodního testu

Během samotných měření pak bylo cílem daného jedince udržet ideálně v mírné hladině stresu, avšak nepřepínat jeho síly, aby nedošlo k rapidnímu zvýšení této hodnoty. Proto bylo předpokladem, že nejvíce času dané testovací subjekty stráví na středně těžké vizualizaci.

Toto se i v podstatě vydařilo, jak vizte v tabulkách 7.12, 7.13 a 7.14. V tabulkách je vždy uvedeno procentuální zastoupení jednotlivých vizualizací během testů módů pro daný testovací subjekt.

U autora se dalo předpokládat, že díky znalosti technologie bude mít výsledky posunuté směrem k nižším hladinám stresu. Přesto jsou nejsložitější a středně těžká vizualizace zastoupeny v podstatě stejně.

Autor	Mód 1	Mód 2	Mód 3	Mód 4	průměr
Nejjednodušší	13,9	4,2	0	0	<b>4,53</b>
Střední	45,1	76,3	17,1	52	<b>47,63</b>
Nejsložitější	41	19,4	82,9	48	<b>47,83</b>

**Tabulka 7.12:** Výsledky ovládnání autora

U probanda 1 lze považovat rozvrstvení jednotlivých výsledků za téměř dokonalé a naprosto splňující vytyčený cíl - maximální čas ve středně těžké vizualizaci a v nejjednodušší naopak nejmenší čas.

Proband 1	Mód 1	Mód 2	Mód 3	Mód 4	průměr
Nejjednodušší	34,6	25,6	5	0	<b>16,3</b>
Střední	23,7	39,8	87,9	91,2	<b>60,65</b>
Nejsložitější	41,7	34,6	7,1	8,8	<b>23,05</b>

**Tabulka 7.13:** Výsledky ovládnání probanda 1

Výsledky probanda 2 pak lze shrnout jako průnik obou předcházejících subjektů. Lze vidět velmi podobné procentuální zastoupení časů u nejsložitější a středně těžké vizualizace, avšak s větším množstvím střední. Zároveň poměrně nízké zastoupení nejjednodušší vizualizace.

Proband 2	Mód 1	Mód 2	Mód 3	Mód 4	průměr
Nejjednodušší	38,5	0	19,2	0	<b>14,43</b>
Střední	31,1	72	32,4	43,1	<b>44,65</b>
Nejsložitější	30,4	28	48,4	56,9	<b>40,93</b>

**Tabulka 7.14:** Výsledky ovládnání probanda 2

## Kapitola 8

### Závěr

Cílem této diplomové práce bylo prohloubit znalosti v oblasti biosignálů, které se dají v kybernetice použít a zároveň navrhnout zařízení, které by tyto signály dokázalo zpracovat a využít v technické praxi.

Nejprve bylo nutné provést rešerši nejen samotných biologických signálů, parametrů a veličin, jež lze na lidském těle měřit, avšak i způsoby, jimiž lze dané veličiny měřit a také jak tyto využít v praxi pro určení aktuálního psychického rozpoložení. Tato rešeršní část byla pro mne velmi obsáhlou sondou do jiných technických odvětví (hlavně biomedicíny). Domnívám se, že jsem postihl velkou řadu parametrů, které lze měřit a velký důraz jsem kladl na ty, které mohou být nejpresnějšími.

Poté bylo nutné získané znalosti převést do praktických zkušeností a otestovat si dané senzory. To bylo příjemné díky mnoha integrovaným sensorům do zařízení Polygraph BiO, se kterými může měřit i člověk, který nemá znalosti o existenci např. měřícího můstku. Je bohužel trochu smutné, že se nepodařilo použít senzor elektrické aktivity mozku (elektroencefalograf), který by tuto práci ve směru rozpoznávání aktuálního stavu operátora posunul směrem k identifikaci aktivity operátora. Bohužel jsem zde narazil na poměrně velké obtíže se senzorem elektrodermální aktivity, který, ač se skládá ze dvou kontaktů, které se připojí k prstům a následně se svedou například na nepájivé pole, vykazoval velkou míru poruch - ve smyslu závad konstrukce. Senzor se musel několikrát znovu napájet, což dospělo až k úplné nefunkčnosti jeho části a nutnosti nahrazení novým dílem.

Myslím však, že oba použité senzory (tj. jak senzor elektrodermální aktivity, tak senzor dýchání) jsem nastavil správně a ukazovaly velmi přesné výsledky. V rámci možností testování těchto sensorů jsem také dospěl k hranicím, které jsem pak v následujících částech práce používal k určení úrovně hladiny stresu u testovaných jedinců. Tyto hranice jsou však taktéž individuální a během testování jsem je musel vůči jednotlivým probandům mírně upravovat.

Následně jsem signály měřené těmito senzory implementoval do průmyslového systému SCADA. Bylo několik způsobů, jak toto vyřešit, zvolil jsem však takový, který by nebyl obtížný integrovat v průmyslové praxi. Daný způsob je řešen skrze PLC společnosti Siemens, která jsou, dle mých zkušeností, v praxi velmi hojně využívána. Do výše zmíněného PLC lze jednoduše skrze programovací jazyk Python (použitý v této práci), či skrze jiný (například



C#) poslat s použitím knihovny Snap 7 data, která jsou esenciální. Tento způsob tak za vynaložení minimálních výdajů umožňuje sbírat data, která v budoucnu mohou být velmi užitečná.

Závěrečným bodem, avšak velmi důležitým, bylo navržený systém otestovat. K tomuto bylo využito dvou probandů a mne samotného, s čímž bylo dosaženo základních výsledků v určování aktuálního psychického stavu jedince. Na tomto místě je však nutné poznamenat, že se stále jedná pouze o estimaci, jelikož použité senzory nabízejí, ač kvalifikovaný, stále pouze odhad daného stavu. K dokonalému určení by bylo nutné použít více senzorů a ideálně využít inquiry probanda s následným implementováním zkušeností s osobou zběhlou v dané problematice.

Tato práce nacházela úskalí v kombinaci tří programovacích jazyků - C++, Pythonu a JavaScriptu a v použití celkem osmi různých softwarů. Nadto bylo nutné porozumět implementaci řídicího softwaru pro zařízení UniPi Neuron, které sloužilo jako řídicí systém a jenž není v průmyslovém odvětví etalonem, tato je postavené na otevřené HW platformě RPi.

Navržené řešení je funkční, avšak aby bylo dosaženo ještě lepších výsledků, je záhodno použít více senzorů, tak jak je zmíněno výše. Toto bádání může být předmětem dalšího výzkumu a závěrečných prací.

## Seznam použité literatury

- [1] O. Kittnar, *Lékařská fyziologie*, 1. vyd. Praha: Grada, 2011, ISBN: 978-80-247-3068-4.
- [2] Kolektiv autorů, *Filosofický slovník*, 2. vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 1998, ISBN: 80-7182-064-4.
- [3] M. Hofreiter, *Základy automatického řízení*, 1. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2014, ISBN: 978-80-01-05007-1.
- [4] *Sympatický nervový systém (sympatikus)*. WWW: <http://lekarske.slovníky.cz/lexikon-pojem/sympaticky-nervovy-system-sympatikus-5> (cit. 12.06.2019).
- [5] *Parasympatický nervový systém*. WWW: <http://lekarske.slovníky.cz/lexikon-pojem/parasympaticky-nervovy-system-hovor-parasympatikus-6> (cit. 12.06.2019).
- [6] *viscerální*. WWW: <https://slovník-cizich-slov.abz.cz/web.php/slovo/visceralni> (cit. 30.05.2020).
- [7] *Synapse*, červ. 2018. WWW: <https://www.wikiskripta.eu/w/Synapse> (cit. 30.05.2020).
- [8] *Ganglion*, lis. 2018. WWW: <https://www.wikiskripta.eu/w/Ganglion> (cit. 30.05.2020).
- [9] S. I. Fox, *Perspectives on Human Biology*. Dubuque, IA: Wm. C. Brown Publishers, 1991, ISBN: 0-697-10785-X.
- [10] J. Fontana, J. Trnka a P. Ivák, *Funkce buněk lidského těla*. WWW: <http://fb1t.cz/> (cit. 16.06.2020).
- [11] MeDitorial.cz, *Jak vám tluče srdce?*, 2009. WWW: <https://www.kardiochirurgie.cz/novinky/jak-vam-tluce-srdce-528> (cit. 13.09.2019).
- [12] *Bradykardie*. WWW: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/bradykardie> (cit. 12.06.2019).
- [13] *Tachykardie*. WWW: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/tachykardie> (cit. 12.06.2019).
- [14] *Torr*, San Francisco, CA, říj. 2018. WWW: <https://en.wikipedia.org/wiki/Torr> (cit. 13.06.2019).

- [15] *Diastole*, San Francisco, CA, květ. 2019. WWW: <https://en.wikipedia.org/wiki/Diastole> (cit. 13. 06. 2019).
- [16] *Krevní tlak podle věku - jaké jsou optimální hodnoty?*, srp. 2019. WWW: <https://www.tlakomery.cz/krevni-tlak-dle-veku-jake-jsou-optimalni-hodnoty> (cit. 14. 09. 2019).
- [17] *Retikulární formace*, led. 2017. WWW: [https://www.wikiskripta.eu/w/Retikul%C3%A1rn%C3%AD\\_formace](https://www.wikiskripta.eu/w/Retikul%C3%A1rn%C3%AD_formace) (cit. 12. 08. 2020).
- [18] *Mozková kůra*, čvc 2020. WWW: [https://www.wikiskripta.eu/w/Mozkov%C3%A1\\_k%C5%AFra](https://www.wikiskripta.eu/w/Mozkov%C3%A1_k%C5%AFra) (cit. 12. 08. 2020).
- [19] H. Krijtová, *Standardní EEG - základy, indikace a základní nálezy*, Neurologická klinika, 2. LF a FN Motol, 2016. WWW: [https://www.lf2.cuni.cz/files/page/files/2016/zaklady\\_eeg.pdf](https://www.lf2.cuni.cz/files/page/files/2016/zaklady_eeg.pdf).
- [20] T. Procházková, *Mozkové vlny: neviditelné tajemství v naší hlavě*, dub. 2016. WWW: <https://www.mentem.cz/blog/mozkove-vlny/> (cit. 16. 09. 2019).
- [21] V. Schreiber, “Současný pohled na stres a endokrinní odpověď”, *Interní medicína pro praxi*, roč. 3/2004, s. 111–112, ISSN: 1803-5256.
- [22] A. Večeřová-Procházková a R. Honzák, “Stres, eustres a distres”, *Interní medicína pro praxi*, roč. 2008, s. 188–192, ISSN: 1803-5256.
- [23] *Adrenokortikotropní hormon*, říj. 2016. WWW: [https://www.wikiskripta.eu/w/Adrenokortikotropn%C3%AD\\_hormon](https://www.wikiskripta.eu/w/Adrenokortikotropn%C3%AD_hormon) (cit. 10. 10. 2019).
- [24] K. Skorkovská, *Supranukleární okohybné poruchy*, LF MUNI, lis. 2015. WWW: [https://is.muni.cz/el/1411/podzim2015/BTN00311p/um/Supranuklearni\\_poruchy\\_motility.pdf](https://is.muni.cz/el/1411/podzim2015/BTN00311p/um/Supranuklearni_poruchy_motility.pdf) (cit. 13. 07. 2019).
- [25] J. Štefánek, *Rozšířené zornice*. WWW: <https://www.stefajir.cz/rozsirene-zornice> (cit. 13. 07. 2019).
- [26] K. Medalová, *Jak mrkání ovlivňuje činnost mozku?*, pros. 2016. WWW: <https://www.mentem.cz/blog/mrkani/> (cit. 13. 06. 2019).
- [27] T. Nakano, M. Kato, Y. Morito, S. Itoi a S. Kitazawa, “Blink-related momentary activation of the default mode network while viewing videos”, *PNAS*, pros. 2012. DOI: 10.1073. WWW: <https://www.pnas.org/content/early/2012/12/19/1214804110>.
- [28] J. Štefánek, *Zúžení zornic*. WWW: <https://www.stefajir.cz/zuzeni-zornic> (cit. 13. 07. 2019).
- [29] W. Boucsein, *Electrodermal Activity*, 2. vyd. Springer Science & Business Media, ún. 2012, ISBN: 978-1-4614-1126-0.
- [30] R. Freeman a M. W. Chapleau, “Testing the autonomic nervous system”, in *Handbook of Clinical Neurology*, ř. 115, 1. vyd., sv. 2013, Elsevier, s. 115–136, ISBN: 978-0-444-52902-2.
- [31] J. Mysliveček, *Základní fyziologické principy*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002, ISBN: 80-01-02449-0.

- [32] R. Kohoutek, *alveolární*. WWW: <https://slovník-cizich-slov.abz.cz/web.php/slovo/alveolarni> (cit. 30.05.2020).
- [33] I. Wheatley, “Respiratory rate 3: how to take an accurate measurement”, *Nursing Times*, červ. 2018. WWW: <https://www.nursingtimes.net/clinical-archive/respiratory-clinical-archive/respiratory-rate-3-how-to-take-an-accurate-measurement-25-06-2018/?blocktitle=respiratory-rate&contentid=27634>.
- [34] *Tachypnoe*. WWW: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/tachypnoe> (cit. 10.10.2019).
- [35] M. Hanzlovský, *Hyperventilace*, led. 2014. WWW: <https://www.celostnimedicina.cz/hyperventilace.htm> (cit. 20.07.2020).
- [36] *Hyperventilace*, břez. 2019. WWW: <https://www.wikiskripta.eu/w/Hyperventilace> (cit. 20.07.2020).
- [37] J. Štefánek, *Hyperventilace*. WWW: <https://www.stefajir.cz/?q=hyperventilace> (cit. 20.07.2020).
- [38] A. Kaplánek, “Analýza reakcí řidičů na složené podněty”, Doktorská práce, Ústav soudního inženýrství, VUT v Brně, Brno, 2010. WWW: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=25937](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=25937).
- [39] *Prodloužení reakční doby v závislosti na hladině alkoholu*.
- [40] J. Jura, P. Trnka, M. Cejnek a L. Reverdy, *Engineering Psychology*, English. Prague: Czech Technical University in Prague Faculty of Mechanical Engineering Department of Instrumentation, Control Engineering Division of Automatic Control a Engineering Informatics, 2015, sv. 2015, Version 1.5.0 2015, Prague. WWW: <http://users.fs.cvut.cz/~jurajaku/ing-psych/IPS-en/IPS-en-2016/spring/engineering-psychology.pdf>.
- [41] T. Vičar, “Modul pro záznam elektrodermální aktivity”, Bakalářská práce, VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Brno, 2014.
- [42] M. Matoušek, “EEG v psychiatrii”, čeština, in *Psychiatrie*, 1., Praha: Tigris, 2002, s. 276–282, ISBN: 80-900130-1-5.
- [43] *About - SmartCapTech*. WWW: <http://www.smartcaptech.com/about/> (cit. 04.10.2019).
- [44] *Daniel Bongers, inventor of the SmartCap, inducted into the FLSmidth Safety category of the IM Technology Hall of Fame*, lis. 2016. WWW: <https://im-mining.com/2016/11/14/daniel-bongers-inventor-of-the-smartcap-inducted-into-the-flsmidth-safety-category-of-the-im-technology-hall-of-fame/> (cit. 05.10.2019).
- [45] B. Coxworth, *SmartCap monitors workers' fatigue levels by reading their brain waves*, led. 2012. WWW: <https://newatlas.com/smartcap-measures-fatigue-brain-waves/21271/> (cit. 04.10.2019).

- [46] SmartCap Tech., *Life-smart-cap\_07*. WWW: [http://www.smartcaptech.com/wp-content/uploads/life-smart-cap\\_07.jpg](http://www.smartcaptech.com/wp-content/uploads/life-smart-cap_07.jpg).
- [47] *OpenBCI*, San Francisco, CA, červ. 2019. WWW: <https://en.wikipedia.org/wiki/OpenBCI> (cit. 13. 10. 2019).
- [48] *All-in-One EEG Electrode Cap Starter Kit*. WWW: <https://shop.openbci.com/collections/frontpage/products/openbci-eeg-electrocap-kit> (cit. 13. 10. 2019).
- [49] *OpenBCI, All-in-One EEG Electrode Cap Starter Kit*. WWW: [https://cdn.shopify.com/s/files/1/0613/9353/products/sintered-open\\_small.jpg?v=1558465154](https://cdn.shopify.com/s/files/1/0613/9353/products/sintered-open_small.jpg?v=1558465154).
- [50] *Emotiv*, San Francisco, CA, srp. 2019. WWW: <https://en.wikipedia.org/wiki/Emotiv> (cit. 13. 10. 2019).
- [51] *EMOTIV EPOC+ 14 Channel Mobile EEG*. WWW: <https://www.emotiv.com/product/emotiv-epoc-14-channel-mobile-eeeg/> (cit. 13. 10. 2019).
- [52] *EMOTIV PRO*. WWW: <https://www.emotiv.com/emotivpro/> (cit. 13. 10. 2019).
- [53] *Emotiv, Epoc Product Image*, 2016. WWW: <https://emotiv-website-uploads-live.s3.amazonaws.com/uploads/2016/06/Epoc-product-image.png>.
- [54] *Proč měřit tep?* WWW: <http://www.suunto.cz/view.php?Page=AClanek&Clanek=393> (cit. 13. 10. 2019).
- [55] *InSPORTline, Sporttester inSPORTline Cord*. WWW: [https://www.insportline.cz/upload/image/80x80/8123\\_cord\\_00.jpg](https://www.insportline.cz/upload/image/80x80/8123_cord_00.jpg).
- [56] *Exasoft.cz, Optický snímač tepové frekvence*. WWW: [https://www.exasoft.cz/opticky-snimac-tepove-frekvence-image1-jpg-small\\_ies1259362.jpg](https://www.exasoft.cz/opticky-snimac-tepove-frekvence-image1-jpg-small_ies1259362.jpg).
- [57] *Polygraph.BiO*. WWW: <http://www.polygraph.bio/> (cit. 26. 10. 2019).
- [58] *Comma-separated values*, San Francisco, CA, zář. 2018. WWW: [https://en.wikipedia.org/wiki/Comma-separated\\_values](https://en.wikipedia.org/wiki/Comma-separated_values) (cit. 13. 10. 2019).
- [59] *Human Factors Psychology*. WWW: <http://www.cla.csulb.edu/departments/psychology/disciplines/human-factors/> (cit. 22. 03. 2020).
- [60] V. Procházka, *Lidský faktor v historii techniky*. Praha: Práh, 2009, ISBN: 978-80-7252-278-1.
- [61] *Vienna Test System (VTS)*, 2020. WWW: <https://cz.asystems.as/sluzby-produkty/vienna-test-system-vts/> (cit. 15. 04. 2020).
- [62] *About Us*. WWW: <https://www.schuhfried.com/about-us/> (cit. 15. 04. 2020).
- [63] *Vienna Test System*, San Francisco, CA, břez. 2020. WWW: [https://en.wikipedia.org/wiki/Vienna\\_Test\\_System](https://en.wikipedia.org/wiki/Vienna_Test_System) (cit. 15. 04. 2020).

- [64] *Časté dotazy*, 2020. WWW: <https://cz.asystems.as/sluzby-produkty/caste-dotazy/> (cit. 17. 04. 2020).
- [65] *Vídeňský testovací systém - katalog testů*. WWW: [https://asystems.as/wp-content/uploads/2018/05/VTS\\_katalog\\_CZaSK\\_testu.pdf](https://asystems.as/wp-content/uploads/2018/05/VTS_katalog_CZaSK_testu.pdf) (cit. 15. 04. 2020).
- [66] G. Gemmano, *Vienna Test (prima parte)*, Youtube.com, břez. 2019. WWW: <https://www.youtube.com/watch?v=67CqfsagQZw> (cit. 15. 04. 2020).
- [67] *Universal Panel*. WWW: <https://lafayetteevaluation.com/products/universal-panel> (cit. 15. 04. 2020).
- [68] M. Svoboda, *Psychologická diagnostika dospělých*, 4. Praha: Portál, 2010, ISBN: 978-80-7367-706-0.
- [69] *Psycho Soft System*. WWW: <http://www.psychosoft.cz/> (cit. 25. 07. 2020).
- [70] *Determinační test - barevný*. WWW: <http://www.psychosoft.cz/PDoo.aspx> (cit. 25. 07. 2020).
- [71] *Číselný čtverec*. WWW: <http://www.psychosoft.cz/TCct.aspx> (cit. 25. 07. 2020).
- [72] *Disjunktivní reakční čas*. WWW: <http://www.psychosoft.cz/TDrt.aspx> (cit. 25. 07. 2020).
- [73] SCADA, San Francisco, CA, břez. 2020. WWW: <https://en.wikipedia.org/wiki/SCADA> (cit. 18. 03. 2020).
- [74] M. Csikszentmihalyi, *Flow: The Psychology of Optimal Experience*, ún. 2019. WWW: <https://www.goodreads.com/review/show/2714935491>.
- [75] J. I. Krueger, *Flow and Happiness*, ún. 2015. WWW: <https://www.psychologytoday.com/gb/blog/one-among-many/201502/flow-and-happiness>.
- [76] J. Jura, *Operator Control*, Fakulta strojní, ČVUT v Praze, 2016. WWW: [http://users.fs.cvut.cz/~jurajaku/ing-psych/IPS-en/IPS-en-2014/spring/5-Operator\\_Control-en\\_2012.ppt](http://users.fs.cvut.cz/~jurajaku/ing-psych/IPS-en/IPS-en-2014/spring/5-Operator_Control-en_2012.ppt).
- [77] *Asistent rozpoznání únavy*. WWW: <https://eshop.skoda-auto.com/cz/cs/b2c/asistent-rozpoznani-unavy-5e0054801x> (cit. 10. 03. 2020).
- [78] *Detekce únavy řidiče*. WWW: <http://www.adas.upol.cz/system-unava.html> (cit. 10. 03. 2020).
- [79] “Prohlédněte si koncept Vision E pořádně zblízka”, *ŠKODA Storyboard*, zář. 2017. WWW: <https://www.skoda-storyboard.com/cs/modely/koncepty/prohlednete-si-koncept-vision-e-poradne-zblizka/> (cit. 15. 03. 2020).

- [80] Škoda auto předala hradecké Fakultě informatiky sponzorské auto, dub. 2019. WWW: <https://www.skoda-kariera.cz/blog/2019-04-01-skoda-auto-predala-hradecke-fakulte-informatiky-sponzorske-auto> (cit. 23.03.2020).
- [81] V. Eck a M. Razím, *Biokybernetika*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1996.
- [82] *Elektromyografie*. WWW: <https://www.wikiskripta.eu/w/Elektromyografie> (cit. 14.02.2020).
- [83] L. Chittaro a R. Sioni, “Affective Computing vs Affective Placebo: Study of a biofeedback-controlled game for relaxation training”, *International Journal of Human-Computer Studies*, roč. 2014, č. 72, ISSN: 663-673.
- [84] M. Dombeck, *Playstation Neurofeedback Hybrid for ADHD Treatment*. WWW: <https://www.mentalhelp.net/blogs/playstation-neurofeedback-hybrid-for-adhd-treatment/> (cit. 12.08.2020).
- [85] *Raspberry Pi Arduino Serial Communication – Everything You Need To Know*. WWW: <https://roboticsbackend.com/raspberry-pi-arduino-serial-communication/> (cit. 10.07.2020).
- [86] *International Standard ISO/IEC 14882:2017(E): Programming Language C++*, Ženeva, Švýcarsko, 2017. WWW: <https://isocpp.org/std/the-standard>.
- [87] R. Orlita, “Inovace modulu robota”, Bakalářská práce, ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Praha, 2011.
- [88] *Products overview typology*. WWW: <https://www.myscada.org/products/> (cit. 20.07.2020).
- [89] F. Šrámek, “Vzdálené řízení PLC SCADA systémem pomocí protokolu MODBUS”, Bakalářská práce, ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Praha, 2018.
- [90] *Rychlá komunikace mezi automatizačními zařízeními a zařízeními pro procesní instrumentalizaci: MODBUS*. WWW: <https://www.wago.com/cz/modbus> (cit. 20.07.2020).
- [91] T. Primus, “Systémy SCADA a nástroje pro sběr, vizualizaci a analýzu průmyslových dat”, en, Bakalářská práce, ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Praha, 2017.
- [92] D. Nardella, *Snap7*, pros. 2016.
- [93] G. Van Rossum a F. L. Drake Jr., *Python reference manual*, Scotts Valley, CA, 2009.
- [94] G. Molenaar a S. Preeker, *Python-snap7*, 2013.
- [95] *Raspberry Pi - Python Snap7 - Mapping and Reading Datablocks*, ún. 2016. WWW: <http://simplyautomationized.blogspot.com/2016/02/raspberry-pi-python-snap7-data-blocks.html> (cit. 10.06.2020).

- [96] *Python Snap7 S7-1200 Simple Reading/Writing Memory Example*, ún. 2016. WWW: <http://simplyautomationized.blogspot.com/2016/02/python-snap7-s7-1200-simple-example.html> (cit. 10.06.2020).





## Použitý software

- Arduino IDE
- C++
- FluidSIM®
- JavaScript
- Mervis
- myDESIGNER
- myPRO
- Polygraph BiO
- PyCharm
- Python
- Tia Portal V15.1

# Příloha A

## Vyjádření SmartCap Tech.

Toto vyjádření je upraveno kvůli zákonu č. 110/2019 Sb., O zpracování osobních údajů a nařízení Evropské unie EU 2016/679 (tzv. *GDPR*).

Hi Ondrej,

Thanks for reaching out to us via our website.

Regarding your specific questions:

**Is it possible to use your Smart Cap device to measure and record brainwaves in real time?**

Our publicly available product doesn't allow for capture of this raw signal – for privacy and other reasons, this information is discarded. Our in-house work that involves raw data collection uses an Android app that we built for that purpose, however we do not make this available for outside use.

**Is there any software compatible with Windows 7/10 computers?**

The LifeBand wearable communicates via Bluetooth Low Energy to our smartphone app on devices that run on Android or iOS. At present we don't have an application for Windows computers, given that our solution is typically used in a mobile environment where smart devices are more commonly used.

Though we're unable to provide you with a solution, I would recommend that you investigate the [Emotive headset](#) which is designed specifically for research purposes.

Kind Regards,  
Dan

DR DANIEL BONGERS  
CHIEF TECHNOLOGY OFFICER



## Příloha B

### Skripty ve Snap 7

**Algoritmus B.1:** První Snap 7 skript (zpracováno podle [95])

---

```
#import knihoven
import snap7.client
from snap7.snap7types import *
from snap7.util import *
import time

#vytvoreni objektu DB (data block)
class DBObject(object):
    pass

#nastaveni delek jednotlivych promennych
offsets = { "Bool":2, "Int": 2, "Real":4, "DInt":6}

#definovani vystupniho stringu
db=\
"""
booleanVstup Bool 0.0
integer Int 2.0
real 4.0
booleanVystup Bool 8.0
"""

#funkce pro cteni z datablocku
def DBRead(plc,db_num,length ,dbitems):
    #nastaveni datablocku
    data = plc.read_area(areas['DB'],db_num,0,length)
    obj = DBObject()

    #nastaveni offsetu z vystupniho stringu a nastaveni jednotlivych
    #hodnot pomoci volani funkci z knihovny snap7
    for item in dbitems:
        value = None
        offset = int(item['bytebit'].split('.')[0])

        if item['datatype']== 'Real':
            value = get_real(data, offset)

        if item['datatype']== 'Bool':
            bit =int(item['bytebit'].split('.')[1])
```

```

        value = get_bool(data, offset, bit)

    if item['datatype'] == 'Int':
        value = get_int(data, offset)

    obj.__setattr__(item['name'], value)

    return obj

#urceni velikosti data blocku
def get_db_size(array, bytekey, datatypekey):
    seq, length = [x[bytekey] for x in array], [x[datatypekey] for x in array]
    print(seq, length)
    idx = seq.index(max(seq))
    print(idx)
    lastByte = int(max(seq).split('.')[0]) + (offsets[length[idx]])
    print(lastByte)
    return lastByte

if __name__ == "__main__":
    #pripojeni se k PLC
    plc = snap7.client.Client()
    plc.connect('147.32.168.119', 0, 0)

    #nastaveni sledovanych hodnot - z vystupniho stringu
    itemlist = filter(lambda a: a != '', db.split('\n'))
    delimiter = '\u0000'
    items = [
        {
            "name": x.split(delimiter)[0],
            "datatype": x.split(delimiter)[1],
            "bytebit": x.split(delimiter)[2]
        } for x in itemlist
    ]
    #ziskani delky data blocku
    length = get_db_size(items, 'bytebit', 'datatype')

    #nekonecny cyklus, ktery vypisuje obsah data blocku
    while True:
        #ziskani hodnot
        meh = DBRead(plc, 23, length, items)

        #vypsani hodnot
        print(meh.__dict__)
        time.sleep(0.1)

    #odpojeni PLC
    plc.disconnect()

```

---

### Algoritmus B.2: Druhý Snap 7 skript (zpracováno podle [96])

---

```

#import knihoven
import snap7.client as c
from snap7.util import *
from snap7.snap7types import *

```

```

import time, numpy

#definice funkce pro cteni z vnitřni pameti (M)
def ReadMemory(plc, byte, bit, datatype):
    result = plc.read_area(areas ['MK'], 1, byte, datatype)
    if datatype==S7WLBit:
        return get_bool(result, 0, bit)
    elif datatype==S7WLByte or datatype==S7WLWord:
        return get_int(result, 0)
    elif datatype==S7WLReal:
        return get_real(result, 0)
    elif datatype==S7WLDWord:
        return get_dword(result, 0)
    else:
        return None

#definice funkce pro zapis do vnitřni pameti (M)
def WriteMemory(plc, byte, bit, datatype, value):
    result = plc.read_area(areas ['MK'], 1, byte, datatype)
    if datatype==S7WLBit:
        set_bool(result, 0, bit, value)
    elif datatype==S7WLByte or datatype==S7WLWord:
        set_int(result, 0, value)
    elif datatype==S7WLReal:
        set_real(result, 0, value)
    elif datatype==S7WLDWord:
        set_dword(result, 0, value)
    plc.write_area(areas ["MK"], 1, byte, result)

if __name__ == "__main__":
    #pripojeni k PLC
    plc = c.Client()
    plc.connect('147.32.168.119', 0, 0)

    #precteni a zapis do vnitřni pameti bool hodnoty True
    #a nasledne precteni a opetovny zapis bool hodnoty False
    print(ReadMemory(plc, 4, 0, S7WLBit))
    WriteMemory(plc, 4, 0, S7WLBit, True)
    print(ReadMemory(plc, 4, 0, S7WLBit))
    time.sleep(2)
    WriteMemory(plc, 4, 0, S7WLBit, False)
    print(ReadMemory(plc, 4, 0, S7WLBit))

    #precteni cisla typu Real a nasledny zapis ve for cyklu
    #zvysujici se hodnotu – test na zapis desetinnych cisel
    print(ReadMemory(plc, 14, 0, S7WLReal))
    for i in range(100):
        WriteMemory(plc, 14, 0, S7WLReal, i/7)
        time.sleep(0.2)
        print(ReadMemory(plc, 14, 0, S7WLReal))

#odpojeni PLC
plc.disconnect()

```

## Příloha C

### Návrh programu pro sbírání hodnot z pásu a senzoru EDA

---

#### Algoritmus C.1: Arduino (C++) skript

---

```
unsigned long startMillis;
unsigned long currentMillis;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  startMillis = millis();
}

void loop(){
  int sensorValue = analogRead(A0);

  float voltage = sensorValue * (5.0/1023.0);
  int val = 520.0 * (voltage / (5.0 - voltage));
  currentMillis = millis() - startMillis;
  String value = String(currentMillis) + ";" + val;
  Serial.println(value);
}
```

---

#### Algoritmus C.2: Raspberry Pi (Python) skript

---

```
#import knihoven
import serial
import snap7.client as c
from snap7.util import *
from snap7.snap7types import *
import time

#funkce na cteni pameti PLC
def ReadMemory(plc , byte , bit , datatype):
    result = plc.read_area(areas['MK'],1 , byte , datatype)
    if datatype==S7WLBit:
        return get_bool(result ,0 ,bit)
    elif datatype==S7WLByte or datatype==S7WLWord:
        return get_int(result ,0)
    elif datatype==S7WLReal:
        return get_real(result ,0)
    elif datatype==S7WLDWord:
        return get_dword(result ,0)
```

```

    else:
        return None

#funkce na zapis do pameti PLC
def WriteMemory(plc, byte, bit, datatype, value):
    result = plc.read_area(areas['MK'], 1, byte, datatype)
    if datatype==S7WLBit:
        set_bool(result, 0, bit, value)
    elif datatype==S7WLByte or datatype==S7WLWord:
        set_int(result, 0, value)
    elif datatype==S7WLReal:
        set_real(result, 0, value)
    elif datatype==S7WLDWord:
        set_dword(result, 0, value)
    plc.write_area(areas["MK"], 1, byte, result)

#definice promennych
cas = []
cas0 = 0
data = []
data1 = []
x = []
minimum = []
maximum = []
mincas = []
frekvence = []
amplituda = []
eda = []
rozdil = 60 #nastavi se dle daneho probanda
eda_base = 360 #nastavi se dle daneho probanda
eda_posl = 0
t = 0
state = 0
prumer1 = 0
prumer2 = 0

#hlavni funkce
if __name__ == '__main__':
    #pripojeni k PLC a seriovemu kanalu
    plc = c.Client()
    plc.connect('147.32.168.119', 0, 0)
    serie = serial.Serial('COM7', 9600, timeout=1)
    serie.flush()

    #nekonecna smycka
    while True:
        if serie.in_waiting > 0:
            #prijeni ze serioveho kanalu
            line = serie.readline().decode('utf-8').rstrip()
            x = line.split(";")

            #overeni spravnosti dat
            if len(x) == 3:
                if x[1]:
                    if not x[1].isnumeric():
                        continue
                else:

```

```

        continue
    if x[2]:
        if not x[2].isnumeric():
            continue
    else:
        continue
#vyhodnocovani a ukladani dat ze senzoru dechu
    if t == 0 and x[0].isnumeric():
        cas0 = int(x[0])
    if len(data) > 0 and len(x) == 3:
        if data[-1] != int(x[1]) and abs(data[-1] - int(x[2])) >
            data[-1] * 0.005:
            cas.append(int(x[0]) - cas0)
            data.append(int(x[2]))
            t += 1
        if len(data) > 3:
            if data[-3] > data[-2] and data[-2] < data[-1]:
                minimum.append(data[-2])
                mincas.append(cas[-2])
                maximum.append(max(data[cas.index(mincas[-2]):
                    cas.index(mincas[-1])]))
            if 60000 / (mincas[-1] - mincas[-2]) < 100 and 100 *
                (maximum[-1] - minimum[-1]) / rozdil < 100:
                frekvence.append(60000 / (mincas[-1] - mincas[-2]))
                amplituda.append(100 * (maximum[-1] -
                    minimum[-1]) / rozdil)
            if len(frekvence) % 3 == 0:
                #urceni aktualniho stavu
                prumer1 = sum(frekvence[-3:-1])/3
                prumer2 = sum(amplituda[-3:-1])/3
                if prumer1 < 14 and prumer2 < 20:
                    state = 1
                elif (prumer1 >= 14 and prumer1 < 20) or
                    (prumer2 >= 20 and prumer2 < 30):
                    state = 2
                elif (prumer1 >= 20 and prumer1 < 30) or
                    (prumer2 >= 30 and prumer2 < 40):
                    state = 3
                elif (prumer1 >= 30 and prumer1 < 35) or
                    (prumer2 >= 40 and prumer2 < 50):
                    state = 4
                elif (prumer1 >= 35 and prumer1 < 40) or
                    (prumer2 >= 50 and prumer2 < 60):
                    state = 5
                else:
                    state = 6

                #zapis do pameti PLC
                WriteMemory(plc, 18, 0, S7WLReal, state)
                WriteMemory(plc, 26, 0, S7WLReal, prumer1)
                WriteMemory(plc, 30, 0, S7WLReal, prumer2)

    elif len(x) == 3 and len(data) == 0:
        if x[0].isnumeric():
            t += 1
            cas.append(int(x[0]) - cas0)
            data.append(int(x[2]))

```





## Příloha D

### Skripty použité v myDesigneru

#### Algoritmus D.1: Tutoriál

```
/* global myscada, barUp, barLeft, ukol, viditelnost, krok, smer, smer1,
   barva, opak, smer_posl, start */
function init() {
    //nastaveni vychozich hodnot
    myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
    myscada.setVisibleOff(["ukol11", "ukol12", "vyzkouset", "hlavni", "modra",
        "cervena"]);
    myscada.setVisibleOff(["zelena", "zluta", "q", "w", "e", "r", "t11",
        "t12", "t13"]);
    myscada.setVisibleOff(["Comp62161472", "Comp56639276", "ukol21",
        "ukol22", "ukol31", "ukol32"]);
    myscada.setVisibleOff(["arr_up", "arr_down", "arr_left", "arr_right"])
    ukol = 1;
    viditelnost = 0;
    krok = 0;
    barva = 0;
    smer = 0;
    smer1 = 0;
    smer_posl = 0;
    opak = 0;
    barUp = 0;
    barDown = 0;
    //document.getElementById("tutorial").disabled = true;
}

function destroy() {
    //instrukce pro vykonani pri opusteni
}

function periodic() {
    //ovladani klavesami
    document.addEventListener("keydown", function(event) {
        if(event.keyCode === 81){
            barva = 1;
        } else if(event.keyCode === 87){
            barva = 2;
        } else if(event.keyCode === 69){
            barva = 3;
        } else if(event.keyCode === 82){
```

```

        barva = 4;
    }
    if(event.keyCode === 37){
        smerl = 1;
    } else if(event.keyCode === 39){
        smerl = 0;
    }
    if(event.keyCode === 38){
        smer = 0;
    } else if(event.keyCode === 40){
        smer = 1;
    }
});

//skript pro tutorial barev
if(ukol === 1){
    if (viditelnost === 1){
        myscada.setVisibleOn(["hlavni", "modra", "cervena", "zelena", "zluta"]);
    }
    if(krok === 1){
        myscada.setFillColor("hlavni", "#ff0000");
        if(opak === 0){
            myscada.setVisibleOn("w");
        }
        if(barva === 2){
            cekat = 0;
            krok = 2;
            barva = 0;
            myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
            myscada.setVisibleOff("w");
        } else if(barva > 0) {
            myscada.alert("Chyba!");
            cekat = 0;
            krok = 2;
            barva = 0;
            myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
            myscada.setVisibleOff("w");
        }
    }
    if(krok === 2){
        myscada.setFillColor("hlavni", "#ffff00");
        if(opak === 0){
            myscada.setVisibleOn("r");
        }
        if(barva === 4){
            cekat = 0;
            krok = 3;
            barva = 0;
            myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
            myscada.setVisibleOff("r");
        } else if(barva > 0) {
            myscada.alert("Chyba!");
            krok = 3;
            barva = 0;
            myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
            myscada.setVisibleOff("r");
        }
    }
    if(krok === 3){

```

```

myscada.setFillColor("hlavni", "#00ff00");
if(opak == 0){
    myscada.setVisibleOn("e");
}
if(barva == 3){
    krok = 4;
    barva = 0;
    myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
    myscada.setVisibleOff("e");
} else if(barva > 0) {
    myscada.alert("Chyba!");
    krok = 4;
    barva = 0;
    myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
    myscada.setVisibleOff("e");
}
} else if(krok == 4){
    myscada.setFillColor("hlavni", "#0000ff");
    if(opak == 0){
        myscada.setVisibleOn("q");
    }
    if(barva == 1){
        krok = 5;
        barva = 0;
        myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
        myscada.setVisibleOff("q");
    } else if(barva > 0) {
        myscada.alert("Chyba!");
        krok = 5;
        barva = 0;
        myscada.setFillColor("hlavni", "#ffffff");
        myscada.setVisibleOff("q");
    }
} else if (krok == 5){
    if(opak == 1){
        myscada.alert(" kol 1 dokon en.");
        schovat();
        zobraz2();
        krok = 0;
    } else {
        opak = 1;
        krok = 1;
    }
}
}
//skript pro tutorial verikalniho posuvniku
} else if (ukol == 2){
    if(krok > 0){
        if(barUp > 70){
            myscada.setVisibleOn("arr_down");
        } else if (barUp < 30){
            myscada.setVisibleOn("arr_up");
        } else {
            myscada.setVisibleOff(["arr_down", "arr_up"]);
        }
    }
    if(smer_posl !== smer){
        krok = krok + 1;
    }
}

```

```

        if(smer === 0 && barUp < 100){
            barUp = barUp + 9;
        } else if(barUp >= 100){
            barUp = 100;
        } else if(smer === 1 && barUp > 0){
            barUp = barUp - 9;
        } else if(barUp <= 0){
            barUp = 0;
        }
        smer_posl = smer;
        if(krok === 8){
            krok = 0;
            myscada.alert(" kol 2 dokon en.");
            schovat();
            zobraz3();
        }
    }
    //skript pro tutorial horizontalniho posuvniku
} else if (ukol === 3){
    if(krok > 0){
        if(barLeft > 70){
            myscada.setVisibleOn("arr_left");
        } else if (barLeft < 30){
            myscada.setVisibleOn("arr_right");
        } else {
            myscada.setVisibleOff(["arr_left", "arr_right"]);
        }
        if(smer_posl !== smer1){
            krok = krok + 1;
        }
        if(smer1 === 0 && barLeft < 100){
            barLeft = barLeft + 9;
        } else if(barLeft >= 100){
            barLeft = 100;
        } else if(smer1 === 1 && barLeft > 0){
            barLeft = barLeft - 9;
        } else if(barLeft <= 0){
            barLeft = 0;
        }
        smer_posl = smer1;
        if(krok === 8){
            krok = 0;
            myscada.alert(" kol 3 dokon en.");
            schovat();
        }
    }
}
}
//zobraz popisky a tlacitka ukolu 1
function zobraz1(){
    schovat();
    myscada.setVisibleOn(["ukol11", "ukol12", "vyzkouset", "t11", "t12", "t13"]);
    ukol = 1;
}

//zobraz popisky a tlacitka ukolu 2
function zobraz2(){

```

```

    schovat ();
    myscada.setVisibleOn (["ukol21", "ukol22", "vyzkouset", "t11", "t12",
        "t13", "Comp62161472"]);
    ukol = 2;
    smer_posl = 0;
    barUp = 50;
}

//zobraz popisky a tlacitka ukolu 3
function zobraz3 (){
    schovat ();
    myscada.setVisibleOn (["ukol31", "ukol32", "vyzkouset", "t11", "t12",
        "t13", "Comp56639276"]);
    ukol = 3;
    smer_posl = 0;
    barLeft = 50;
}

//zobrazeni tutorialnich tlacitek a hodnot
function tutorial(){
    if(ukol == 1){
        if (viditelnost == 0){
            zobraz1 ();
            viditelnost = 1;
        } else {
            schovat ();
            viditelnost = 0;
        }
    } else if(ukol == 2){
        if (viditelnost == 0){
            zobraz2 ();
            viditelnost = 1;
        } else {
            schovat ();
            viditelnost = 0;
        }
    } else if(ukol == 3){
        if (viditelnost == 0){
            zobraz3 ();
            viditelnost = 1;
        } else {
            schovat ();
            viditelnost = 0;
        }
    }
}

//schovani vseho krome tlacitek Tutorial a K testu
function schovat (){
    myscada.setVisibleOff (["ukol11", "ukol12", "vyzkouset", "hlavni",
        "modra", "cervena"]);
    myscada.setVisibleOff (["zelena", "zluta", "q", "w", "e", "r", "t11",
        "t12", "t13"]);
    myscada.setVisibleOff (["Comp62161472", "Comp56639276", "ukol21",
        "ukol22", "ukol31", "ukol32"]);
    myscada.setVisibleOff (["arr_up", "arr_down", "arr_left", "arr_right"])
}

```

```

//vyzkousez tutorial
function vyzkouset(){
    krok = 1;
    barva = 0;
    smer = 0;
    smer1 = 0;
    start = 1;
}

//zobrazeni uvodniho testu
function test(){
    myscada.openView(" test ");
}

    \end{lstlisting}

    \lstset{language=JavaScript}
    \lstset{frame=lines}
    \lstset{caption={ vodn test}}
    \lstset{label={test_skript}}
    \lstset{basicstyle=\footnotesize}
    \begin{lstlisting}
/* global myscada, volba1, volba2, volba3, volba4, chyba1, stav, volba11, volba21,
    volba31, volba41, barLeft, barUp, up_cas, left_cas, chyba, nahoda, text, cekat, smer,
    smer1, cas1, cas, casMereni, cas_vypocet, s, ms, m */
function init() {
//inicializace hodnot
    myscada.setFillColor("klik", "#ffffff");
    volba11 = 0;
    volba21 = 0;
    volba31 = 0;
    volba41 = 0;
    barLeft = 50;
    barUp = 32;
    smer = 0;
    smer1 = 0;
    cas = 0;
    cas1 = 0;
    casMereni = getTime();
}

function destroy() {
// pri opustení nastavení hodnot
    up_cas = 0;
    left_cas = 0;
    chyba = 0;
}

function periodic() {
    if((getTime() - casMereni) >= 180000){
        //ukonceni testu
        myscada.alert("Test je ukončen");

        //volba vizu
        if(stav < 3){
            myscada.openView('nejtezsi');
        } else if(stav < 5){

```

```

        myscada.openView('stred');
    } else {
        myscada.openView('nejjednodussi');
    }
}
//pohyby a omezeni posuvniku
if(smer == 0){
    barLeft = barLeft + 9;
} else if(smer == 1){
    barLeft = barLeft - 9;
}
if(barLeft >= 100){
    barLeft = 100;
} else if(barLeft <= 0){
    barLeft = 0;
}
if(barLeft < 20 || barLeft > 80){
    left_cas = 1;
} else {
    left_cas = 0;
}
if(barUp < 20 || barUp > 80){
    up_cas = 1;
} else {
    up_cas = 0;
}
if(smer1 == 0){
    barUp = barUp - 7;
} else if(smer1 == 1){
    barUp = barUp + 7;
}
if(barUp >= 100){
    barUp = 100;
} else if(barUp <= 0){
    barUp = 0;
}
}
for (i = 0; i < 10; i++){
    if(cekat == 2){
        //urceni nahodne barvy
        nahoda = getTime() % 4;
        switch(nahoda){
            case 0:
                myscada.setFillColor("klik", "#ff0000");
                break;
            case 1:
                myscada.setFillColor("klik", "#00ff00");
                break;
            case 2:
                myscada.setFillColor("klik", "#0000ff");
                break;
            case 3:
                myscada.setFillColor("klik", "#ffff00");
                break;
        }
        cekat = 1;
    }
}
//ovladani klavesami

```



```

document.addEventListener("keydown", function(event) {
    if(event.keyCode === 81){
        volba11 = 1;
    } else if(event.keyCode === 87){
        volba21 = 1;
    } else if(event.keyCode === 69){
        volba31 = 1;
    } else if(event.keyCode === 82){
        volba41 = 1;
    }
    if(event.keyCode === 37){
        smer = 1;
    } else if(event.keyCode === 39){
        smer = 0;
    }
    if(event.keyCode === 38){
        smer1 = 1;
    } else if(event.keyCode === 40){
        smer1 = 0;
    }
});
//vyhodnoceni barev
if(nahoda === 0 && volba2 === 1){
    cekat = 0;
    chyba = 0;
}
else if(nahoda === 1 && volba3 === 1){
    cekat = 0;
    chyba = 0;
}
else if(nahoda === 2 && volba1 === 1){
    cekat = 0;
    chyba = 0;
}
else if(nahoda === 3 && volba4 === 1){
    cekat = 0;
    chyba = 0;
}
else if (volba1 === 1 || volba2 === 1 || volba3 === 1 || volba4 === 1) {
    cekat = 0;
    chyba = 1;
}
}
//reincializace na cernou barvu
if(cekat === 0){
    myscada.setFillColor("klik", "#000000");
    volba11 = 0;
    volba21 = 0;
    volba31 = 0;
    volba41 = 0;
    cekat = 2;
}
}

```

---

### Algoritmus D.2: Nejjednodušší vizualizace

---

*/\* global myscada, eda, dech, akt, cas, rozdil, stav, mod \*/*

```

function init () {
//inicializacni kod
    akt = 0;
    myscada.setVisibleOff('text3');
    mod = 1; //1 - jen dech, 2 - jen eda, 3 - dech+eda, 4-dech+2*eda
    if (mod === 1){
        stav = dech;
    } else if (mod === 2){
        stav = eda;
    } else if (mod === 3){
        stav = (dech + eda)/2;
    } else if (mod === 4){
        stav = (dech + (2*eda))/3;
    }
}

function destroy () {
//instrukce pro vykonani pri opusteni
}

function periodic () {
//urceni aktualni hladiny stresu
    if (mod === 1){
        stav = dech;
    } else if (mod === 2){
        stav = eda;
    } else if (mod === 3){
        stav = (dech + eda)/2;
    } else if (mod === 4){
        stav = (dech + (2*eda))/3;
    }
//priprava na prechod do jine vizu
    if (stav <= 4 && akt === 0 && stav > 0){
        cas = getTime();
        akt = 1;
    }
//Prechod do jine vizu
    if(akt >= 1){
        //odpocitavani
        rozdil = Math.round((3 - (getTime() - cas)/1000));
        myscada.setText('text3', 'Vizualizace se zm n za: ' + rozdil + 's');
        myscada.setVisibleOn('text3');
        if(stav > 4){
            myscada.setVisibleOff('text3');
            akt = 0;
        }
        //zmena vizu
        if(rozdil < 0){
            akt = 0;
            if(stav > 0 && stav <=2){
                myscada.openView('nejtezsi');
            } else if(stav > 2 && stav <= 4){
                myscada.openView('stred');
            }
        }
    }
}

```

```
}
}
```

---

### Algoritmus D.3: Středně těžká vizualizace

---

```
/* global myscada, eda, dech, cas, akt, rozdil, stav, mod */
function init() {
// inicializacni kod
  akt = 0;
  myscada.setVisibleOff('text2');
  mod = 1; //1 - jen dech, 2 - jen eda, 3 - dech+eda, 4-dech+2*eda
  if (mod === 1){
    stav = dech;
  } else if (mod === 2){
    stav = eda;
  } else if (mod === 3){
    stav = (dech + eda)/2;
  } else if (mod === 4){
    stav = (dech + (2*eda))/3;
  }
}

function destroy() {
//instrukce pro vykonani pri opusteni
}

function periodic() {
//urceni aktualni hodnoty stresu
  if (mod === 1){
    stav = dech;
  } else if (mod === 2){
    stav = eda;
  } else if (mod === 3){
    stav = (dech + eda)/2;
  } else if (mod === 4){
    stav = (dech + (2*eda))/3;
  }

  //priprava na prechod do jine vizu
  if (stav <= 2 && akt === 0 && stav > 0){
    cas = getTime();
    akt = 1;
  }
  else if(stav > 4 && akt === 0){
    cas = getTime();
    akt = 2;
  }

  //prechod do jine vizu
  if(akt >= 1){
    //odpocitavani
    rozdil = Math.round((3 - (getTime() - cas)/1000));
    myscada.setText('text2', 'Vizualizace se zm n za: ' + rozdil + 's');
    myscada.setVisibleOn('text2');
    if(stav > 2 && stav < 5){
```

```

        myscada.setVisibleOff('text2');
        akt = 0;
    }

    //zmena vizu
    if(rozdil < 0){
        if(akt == 2 && stav > 4){
            myscada.openView('nejjednodussi');
        } else if (akt == 1 && stav <= 2 && stav >0) {
            myscada.openView('nejtezsi');
        }
        akt = 0;
    }
}
}
}

```

---

#### Algoritmus D.4: Nejsložitější vizualizace

---

```

/* global myscada, eda, dech, rotace, cas, akt, rozdil, element, mod, stav */

function init() {
    //inicializacni kod
    akt = 0;
    myscada.setVisibleOff('text1');
    mod = 1; //1 - jen dech, 2 - jen eda, 3 - dech+eda, 4-dech+2*eda
    if (mod == 1){
        stav = dech;
    } else if (mod == 2){
        stav = eda;
    } else if (mod == 3){
        stav = (dech + eda)/2;
    } else if (mod == 4){
        stav = (dech + (2*eda))/3;
    }
}

function destroy() {
    //instrukce pro vykonani pri opusteni
}

function periodic() {
    //urceni aktualni hodnoty stresu
    if (mod == 1){
        stav = dech;
    } else if (mod == 2){
        stav = eda;
    } else if (mod == 3){
        stav = (dech + eda)/2;
    } else if (mod == 4){
        stav = (dech + (2*eda))/3;
    }
    //priprava na prechod do jine vizu
    if (stav > 2 && akt == 0){
        cas = getTime();
        akt = 1;
    }
}

```

```
//prechod do jine vizu
if(akt === 1){
  //odpocitavani
  rozdil = Math.round((3 - (getTime()-cas)/1000));
  myscada.setText('text1','Vizualizace se změní za: ' + rozdil + 's');
  myscada.setVisibleOn('text1');
  if(stav < 3){
    myscada.setVisibleOff('text1');
    akt = 0;
  }
  //zmena vizu
  if(rozdil < 0){
    akt = 0;
    if(stav > 4){
      myscada.openView('nejjednodussi');
    } else if(stav > 2) {
      myscada.openView('stred');
    }
  }
}
}
```

---