

Diplomová práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická

Analýza stresových parametrů pilotů simulátoru Boeingu

Bc. Martin Blažek

Školitel: Prof. Ing. Roman Čmejla, CSc.
Červen 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Blažek** Jméno: **Martin** Osobní číslo: **487234**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra kybernetiky**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**
Specializace: **Lékařská technika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Analýza stresových parametrů pilotů simulátoru Boeingu

Název diplomové práce anglicky:

Stress Parameters Analysis of Boeing Simulator Pilots

Pokyny pro vypracování:

- 1) Proveďte rešerši literatury zabývající se hodnocením stresu na základě měření fyziologických parametrů.
- 2) Definujte stresové úlohy a vyberte nejvhodnější parametry s ohledem na jejich snímání u pilotů.
- 3) Vytvořte experimentální databázi fyziologických signálů při stresových úlohách.
- 4) Experimenty vyhodnoťte a porovnejte s výsledky v literatuře.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Klejchová, P.: Analýza faktorů a míry stresu pilotů při řešení extrémních letových situací na letovém simulátoru, diplomová práce ČVUT FEL 2013.
- [2] Jíchová, A.: Analýza biosignálů pro potřeby vyhodnocení stresových faktorů při řešení extrémních situací v ultra lehkých letadlech, diplomová práce ČVUT FEL 2013.
- [3] Andreassi, J. L. (2007). Psychophysiology: Human behavior & physiological response (5th ed.). Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- [4] Valdés, Adriana, et al. (2018). Measuring acute stress response through physiological signals: towards a quantitative assessment of stress. Medical & Biological Engineering & Computing. 10.1007/s11517-018-1879-z.
- [5] <http://sami.fel.cvut.cz/bsg/> Materiály k předmětu FEL BAM31BSG Biologické signály

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

prof. Ing. Roman Čmejla, CSc., katedra teorie obvodů FEL

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

Datum zadání diplomové práce: **10.01.2020**

Termín odevzdání diplomové práce: **05.01.2021**

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2021**

prof. Ing. Roman Čmejla, CSc.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Tomáš Svoboda, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
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

Chtěl bych poděkovat vedoucímu své diplomové práce Prof. Ing. Romanu Čmejlovi, CSc., za rady, kritiku, vstřícnost a odborné vedení při zpracování této práce. Rovněž bych chtěl poděkovat nadaci S21 a Mudr. Robertu Polnickému za možnost vzniku této práce.

Prohlášení

Prohlašuji že jsem diplomovou práci na téma Analýza stresových parametrů pilotů simulátoru Boeingu vypracoval samostatně, a že jsem uvedl veškerou použitou literaturu.

v Praze, 3. ledna 2021

Abstrakt

Tato práce zabývá analýzou stresových parametrů pilotů. V první části je objasněn teoretický pojem stres, lidská fyziologie a biologické procesy vedoucí k měřitelným projevům stresu. Následně jsou zpracovány předešlé publikace zabývající se problematikou stresu, jeho měření pomocí fyziologických parametrů a vyhodnocováním stresu. Na základě rešerše literatury jsou stanoveny biosignály elektrokardiogramu, respirace, elektrodermální aktivity a pulsní pletysmografie, které jsou použity pro vyhodnocení stresu během experimentu. Z těchto biosignálů jsou získány parametry, které jsou následně zpracovány. Mezi parametry, které jsou prokázány jako statisticky významné patří například srdeční frekvence (HR), variabilita srdeční frekvence (HRV), rychlost pulsní vlny (PWV) nebo hladina vodivosti kůže (SCL). Stanovený experiment zkoumá úroveň stresu pilota během simulovaného letu v simulátoru, při provádění náročných úkonů.

Klíčová slova: stres, letecký simulátor, elektrokardiogram, elektrodermální aktivita, pletysmograf, respirace, HRV, SCL, SCR, krevní tlak, stresor, měření stresu

Školitel: Prof. Ing. Roman Čmejla, CSc.

Abstract

This thesis deals with stress parameters analysis of Boeing simulator pilots. In the first part of this thesis theoretical basics of stress are explained, as well as biological processes leading to physiological measurable manifestation of stress. Literature review examines previous publications dealing with topic of stress, stress measure using biosignals and evaluation of stress. These theoretical findings are applied to determine biosignals used in this experiment for stress evaluation. These signals are electrocardiography, respiratory, electrodermal activity and plethysmography. On these biosignals is then performed feature extraction. These features include heart rate (HR), heart rate variability (HRV), pulse wave velocity (PWV) or skin conductance level (SCL), which are proved to statistically significantly change during stress conditions. Established experiment is to determine pilot's stress level during simulated flight, while given difficult task.

Keywords: stress, flight simulator, electrocardiography, electrodermal activity, plethysmography, respiration, HRV, SCL, SCR, blood pressure, stressor, stress analysis

Title translation: Stress parameters analysis of Boeing simulator pilots

Obsah

1 Úvod	1		
1.1 Stres	1		
1.2 Teorie stresu	3		
1.3 Fyziologie stresu	3		
1.4 Hypothalamo-hypofysární systém	4		
1.5 Autonomní nervový systém	5		
1.6 Projevy stresu	6		
1.7 Stres a emoce	7		
1.8 Stresory	8		
2 Měření stresu	9		
2.1 Hlava	9		
2.1.1 Elektroencefalogram (EEG)	9		
2.1.2 Průměr zornice	11		
2.1.3 Řeč	11		
2.1.4 Aktivita očí	12		
2.1.5 Infračervené zobrazování	12		
2.1.6 Elektromyogram (EMG)	12		
2.2 Tělo a končetiny	13		
2.2.1 Držení a pohyby těla	13		
2.2.2 Teplota pokožky	13		
2.2.3 Respirace a dechová frekvence	13		
2.2.4 Elektrodermální aktivita (EDA)	14		
2.3 Srdeční aktivita	14		
2.3.1 Elektrokardiogram (ECG)	14		
2.3.2 Srdeční frekvence (HR)	14		
2.3.3 Variabilita srdeční frekvence (HRV)	15		
2.3.4 Krevní tlak (BP)	15		
2.3.5 Fotopletysmograf (PPG)	15		
2.4 Metody navození stresu	16		
2.5 Přehled publikovaných prací zabývajících se měřením stresu	17		
2.5.1 Detekce stresu pomocí fyziologických senzorů	17		
2.5.2 Měření akutní stresové reakce z fyziologických signálů: kvantitativní hodnocení stresu	18		
2.5.3 Detekce stresu fyziologickými senzory během jízdních úloh v reálném provozu	18		
2.5.4 Zlepšení vyhodnocování mentální zátěže pilota kombinovanými měřeními	18		
2.5.5 Fyziologické měření úzkosti pro vyhodnocení výkonnosti v simulovaném výcviku	19		
2.5.6 Analýza mentální zátěže a psychologického stresu pilotu během letu pomocí srdeční frekvence a subjektivního hodnocení	19		
2.5.7 Měření neurofyziologických signálů u pilotů a řidičů pro vyhodnocení mentální zátěže, únavy a ospalosti	19		
2.5.8 Bezmanžetové měření krevního tlaku pomocí rychlosti pulsní vlny a srdeční frekvence	20		
2.5.9 Odezva krevního tlaku na psychologický stres a studie rizika kalcifikace koronární tepny u mladistvých	20		
2.5.10 Shrnutí	20		
2.5.11 Další metody hodnocení stresu	20		
3 Metody a data	23		
3.1 Vybrané signály	23		
3.2 Elektrokardiogram (ECG)	23		
3.2.1 Zpracování ECG	26		
3.3 Pulsní pletysmogram (PPG)	27		
3.3.1 Zpracování PPG	28		
3.4 Elektrodermální aktivita	29		
3.4.1 Zpracování EDA	30		
3.5 Respirační aktivita (RESP)	31		
3.5.1 Zpracování RESP	31		
3.6 Simulátor	32		
3.7 Průběh měření	32		
4 Výsledky	35		
4.0.1 ECG	35		
4.0.2 PPG	36		
4.0.3 EDA	38		
4.0.4 RESP	38		
4.0.5 Statistické výsledky	39		
4.1 Vyhodnocení úrovně stresu	41		
4.2 Algoritmus k-means pro vyhodnocení stresu	42		
4.3 Problematika měření	43		

5 Závěr	45
Literatura	47
A Seznam zkratk	59
B Dokumenty k provedení experimentu	61
B.1 Dotazník pro piloty	62
B.2 Informovaný souhlas	63
C Data dotazníku	65
D Výsledky statistického testování	67
E Data	71
E.1 Data fáze Klid	71
E.2 Data fáze Let klid	72
E.3 Data fáze Let stres	73

Obrázky

1.1 Schéma typického cirkadiálního rytmu a úrovně kortisolu v krvi [88].	5
2.1 Rozmístění biosignálů souvisejících se stresem na lidském těle [autor].	10
2.2 Pozice elektrod pro měření indexu asymetrie v systému 10/20. Nejčastěji používaný je pár F3-F4 (červená), modrou barvou jsou označeny další elektrodové páry, které se také používají v psychofyziologických studiích [autor].	11
2.3 Ukázka Stroopova testu barevných slov [autor].	16
3.1 Schéma převodního systému srdečního [86].	24
3.2 Komponenty ECG, elektrická a mechanická aktivita srdce [86].	25
3.3 Ukázka průběhu ECG a PPG.	30
3.4 Průběh výměny plynů v plicním sklípku [103].	31
3.5 Schéma simulátoru Boeing 737 MAX	33
3.6 Počet změřených signálů a tří fází měření.	33
3.7 Fotografie ze záznamu měření.	34
4.1 Průběhy signálů ECG a HRV. Vlevo je signál naměřený ve fázi Klid, vpravo signál zaznamenaný ve fázi Let klid	35
4.2 Porovnání parametru HRV ve všech různých fázích.	36
4.3 Porovnání minutového klidového záznamu parametru HRV a dvou sad tří pětiminutových záznamů HRV ve stavech Let klid a Let stres. Parametr SD2 roste mezi stavy Let klid a Let stres.	36
4.4 Zobrazení signálu PPG s detekovanými špičkami a detekované R-špičky pro výpočet zpoždění PPG signálu za signálem ECG.	37
4.5 Zobrazení změny eBP při přechodu z fáze Let klid do fáze Let stres.	37
4.6 Porovnání parametru HRV a PRV.	38
4.7 Průběh signálu EDA se zobrazenou hladinou kožní vodivosti a detekovanými špičkami (SCR).	38
4.8 Vlevo zobrazení průběhu signálu RESP. Vpravo Fourierova transformace signálu RESP s extrahovanými parametry průměrného výkonu frekvenčního pásma RF. RF1(0 - 0,5 Hz), RF2(0,5 - 1 Hz), RF3(1 - 1,5 Hz) a RF4(1,5 - 2 Hz).	39
4.9 Porovnání výkonu frekvenčních pásem Fourierovy transformace signálu RESP. Pozorujeme značný posun fáze Let stres do vyšších frekvenčních pásem oproti zbývajícím dvěma stavům.	39
4.10 Vlevo jsou znázorněny střední hodnoty vypočtené hladiny stresu jednotlivých pilotů během všech tří fází. První sloupec ze stejnobarevné trojice je fáze Klid, druhý je fáze Let klid, třetí je fáze Let stres. Na obrázku vpravo je průběh hladiny stresu ve střídajících se fázích Let klid a Let stres.	42
4.11 Dvourozměrné ukázky detekce stavu algoritmem k-means z parametrů BR, PWV, SCL a HR.	43
4.12 Vlevo ztráta PPG signálu vlivem pohybu senzoru na prstu. Uprostřed zarušený signál ECG, vlivem pohybových artefaktů, ztráty signálu a elektromagnetickým rušením. Vpravo ukázka zarušeného signálu RESP vlivem pohybu měřicího pásu.	44
D.1 Vzájemná korelace mezi jednotlivými snímanými signály a parametry HRV a BR.	67
D.2 Vliv změny fáze letu na parametr HR.	70
D.3 Porovnání parametrů HRV a PRV. Zleva fáze Klid, Let klid, Let stres	70

Tabulky

1.1 Shrnutí teorií stresu.	4	4.3 Matice záměny algoritmu k-means. Sloupce označují skutečnost, řádky výstup klasifikátoru. Případy na diagonále jsou klasifikovány správně, 6 z 6 klidových stavů bylo označeno správně, 5 fází Let klid bylo označeno správně, 5 fází Let stres bylo označeno jako Klidové a 8 jako Let stres, fáze Let stres byla zaměněna za Let Klid v 7 případech.	43
1.2 Tabulka reakcí na stresor [4].	7	C.1 Základní informace.	65
1.3 Tabulka shrnující typy stresorů [22].	8	C.2 Fyzická aktivita.	65
2.1 Vliv stresu na změnu teploty (měřené na různých částech těla) [autor].	13	C.3 Zdravotní informace.	65
2.2 Shrnutí vhodných biosignálu na základě rešerše literatury. Hvězdičkami (*) ve sloupečku změna je označení statistické významnosti. Jedna * značí P 0.05, dvě ** pro P 0.01, tři *** značí P 0.001.	22	D.1 Hodnoty korelace R a p pro měřené biosignály ve stavu Klid. . .	68
3.1 Tabulka komponent ECG.	26	D.2 Hodnoty korelace R a p pro měřené biosignály ve stavu Let klid.	68
3.2 Tabulka parametrů elektrokardiogramu [86].	28	D.3 Hodnoty korelace R a p pro měřené biosignály ve stavu Let stres.	68
3.3 Tabulka vybraných příznaků signálu ECG.	28	D.4 Tabulka korelace vybraných parametrů na základě statistické analýzy.	69
3.4 Tabulka parametrů PPG [86]. . .	29	D.5 Střední hodnoty, směrodatná odchylka a kvadratická odchylka parametrů HRV a PRV.	70
3.5 Tabulka parametrů extrahovaných ze signálu PPG.	29	E.1 Střední hodnoty jednotlivých parametrů pro každého jedince během fáze Klid.	71
3.6 Tabulka parametrů EDA [86]. . .	30	E.2 Střední hodnoty jednotlivých parametrů pro každého jedince během fáze Let klid.	72
3.7 Tabulka parametrů extrahovaných ze signálu EDA.	31	E.3 Střední hodnoty jednotlivých parametrů pro každého jedince během fáze Let stres.	73
3.8 Tabulka parametrů RESP [86]. .	32		
3.9 Vybrané parametry extrahované z respirační činnosti.	32		
4.1 Výsledky statistické analýzy studentovým t-testem. Ve sloupci změna symbol značí rostoucí změnu parametru mezi jednotlivými fázemi, symbol ↓ značí klesání hodnoty parametru. Ve sloupci Klid, Let Klid jsou uvedeny výsledné P-hodnoty porovnání fází Klid a Let Klid. Obdobně je to pro zbylé dva sloupce. Tučně jsou zvýrazněné hodnoty pro P < 0.05. Všechny zkratky parametrů jsou popsány v kapitole 3. Metody a data.	41		
4.2 Tabulka R-hodnot a p-hodnot korelace biosignálů celého záznamu letu. Korelace jednotlivých fází letu jsou uvedeny v příloze C.	42		

Kapitola 1

Úvod

Mnoho tělesných procesů je ovládáno vůlí, pokud se chceme napít sklenice vody, vědomě ovládáme svaly tak abychom sklenici uchopili a napili se. Jakmile ale začneme pít tak si následující procesy přestáváme uvědomovat (polykací reflex, sekrece slin. . .). Tyto procesy jsou regulovány autonomním nervovým systémem a nepotřebují vědomé řízení z mozkové kůry.

Tato práce zkoumá tyto podvědomé procesy způsobené stresem, objektivní metody měření stresu pomocí fyziologických parametrů, současné možnosti měření stresu a metody jeho identifikace z naměřených biosignálů.

V praktické části bude sestaven experiment vycházející z již existujících řešení, které jsou popsány v teoretické části, kde jsou rovněž popsány fyziologické projevy stresu. Dále se praktická část zabývá rozpoznáváním míry stresu pilota na letovém simulátoru, kvantifikací schopností pilota vykonávat letové úkoly a zda míru přesnosti provádění těchto úkolů odpovídá míře stresu pilota.

Metodika vychází z parametrizace naměřených záznamů fyziologických i letových dat a vhodné interpretace dosažených výsledků pomocí statistické analýzy pro účely určení stresové úrovně pilota.

Cílem je stanovení biologických signálů vhodných pro analýzu míry stresu v podmínkách simulátoru letu.

1.1 Stres

Koncept stresu a jeho kvantifikace je stále více objektem výzkumu v oblastech psychologie, neurologie, medicíny a dalších oblastí, jako například afektivní výpočetní metody (Affective Computing) [2]. Stres může být použit v souvislosti s vnější (způsob života, vztahy, finanční problémy...) nebo vnitřní (osobnost, způsob myšlení, psychologie) událostí, spouštějící negativní emoce (obavy, strach) a s tím spojené fyziologické (tělesné) změny. Běžná představa je, že prožitek stresu je spojen jak s vnímáním a subjektivním vyhodnocením události, tak s vjemem změny tělesných funkcí jí způsobených.

Termín stres můžeme chápat jako faktor vystavující jedince negativnímu tlaku, tak i například nepříznivé životní podmínky pro jedince. Aby se tyto významy odlišily, označují se nepříznivé vlivy pojmem stresor [4]. Stresem je

pak samotná reakce člověka na stresogenní situaci a tato reakce je zodpovědná za následující procesy:

- Vyhodnocení potencionálního stresoru a příprava adekvátní reakce.
- Zmobilizování pohybového systému a vykonání motorických akcí.
- Příprava těla odolat zraněním a zvýšenému metabolismu

Stres je tedy reakce organismu na stresor, kterým může být například prostředí, ve kterém se nachází. U člověka je stres metodou vypořádání se s nepříznivými podmínkami, nebezpečím, fyzickou a psychickou výzvou apod. Hlavní systémy řízení stresu jsou autonomní nervstvo (ANS) a Hypotalamo-hypofysární systém (HPA)[1].

Dle Atkinsona [4] je stres reakcí na setkání s událostí, kterou vnímá jako ohrožení své tělesné nebo duševní pohody. Stresová zátěž pramení z porušení rovnováhy mezi vnitřním stavem jedince a jeho vnějším okolím, tato nerovnováha vyplývá z nepřiměřeného poměru mezi požadavky kladenými na jedince a jeho individuální schopnosti umět se s těmi požadavky vypořádat.

Stres se řadí mezi nesespecifické adaptační reakce jedince a je posuzována jako emociální zážitek, který je doprovázen specifickými biochemickými, fyziologickými, kognitivními a behaviorálními změnami, zaměřené na změnu nebo přizpůsobení situaci ohrožující jedince. Stres je dále rozlišován na dva typy:

- Distres – negativně prožívaný stres,
- Eustres – stres vyvolaný pozitivními zážitky [3].

Krátkodobý, akutní stres je vyvolán náhlou, relativně krátkou událostí a dochází k němu za závažných okolností způsobující bezprostřední ohrožení života. Je to tedy adaptivní reakce těla s cílem ochrany organismu. Při akutním ohrožení je reakce organismu automatická a velmi rychle dojde k emocionálním a fyziologickým změnám.

Rozmanitost popisu a vyhodnocení stresu je možné rozložit do tří hlavních kategorií: *psychologické*, *behaviorální* a *fyziologické*. Metody dostupné pro subjektivní vyhodnocení stresu jsou z definice ovlivněné řadou systematických chyb měření, například zkreslení odpovědi (response bias), tedy tendence odpovídat způsobem považovaným za žádoucí pro výzkumníka. I přesto, že nějaké *behaviorální* tělesné vzory chování (obličejová mimika nebo gestikulace) se projevují během stresu, mohou také podléhat neúmyslné nebo částečně vědomému řízení. Následné čtení těchto projevů může být také zatíženo systémovou chybou ze strany hodnotitele.

Tyto důvody v kombinaci s dostupností kvalitních senzorů zvyšují potřebu vhodných *fyziologických* detektorů stresu, které není možné manipulovat. Biologické procesy spojené se stresem jsou autonomní (tedy řízeny ANS). Měření je možné provádět pomocí elektrokardiografie (ECG), krevní tlak (blood pressure; BP), respirační aktivita (RESP), tělesná teplota, elektrodermální aktivita (EDA), elektromyografie (EMG), oční aktivita, velikost

zornic, záznam hlasu a další. Kromě těchto signálů, elektrická aktivita mozku, zaznamenaná elektroencefalografem (EEG), ukazuje na neurofyziologickou aktivitu přímo asociovanou se vznikem stresové reakce a sekundárního efektu stresoru na probíhající proces neurofyziologické aktivity.

1.2 Teorie stresu

Termín stres zavedl Selye již v roce 1926 [6], jako „nespecifickou reakce těla na jakýkoli požadavek na změnu“. Cohen stres definuje jako „proces během kterého nároky prostředí přesahují adaptační kapacitu organismu, způsobující psychologické a biologické změny“ [19]. Cannonem byl stres popsán jako odpověď organismu na útok nebo nebezpečí, a vytvořil pojem reakce boj nebo útěk (Fight or flight) [5]. Fyziologické komponenty stresu byly formálněji popsány Selyem, který přišel s Všeobecným adaptačním syndromem (General adaptation syndrome; GAS) [6]. GAS je soubor fyziologických reakcí na široké spektrum stresorů skládající se z fází zalarmování, odporu a vyčerpání. V novějších studiích, je mechanismu stresu přidávána kognitivně-evaluační komponenta, která zahrnuje intra i inter individuální variabilitu v asociacích mezi stresory v prostředí a indukovanou úrovní stresu [7]. Za tohoto předpokladu, mapování stresu není univerzální (stejně pro všechny jedince) ani konstantní (stejně pro téhož jedince v různých případech), protože stres je regulován kognitivními procesy vyhodnocování.

Lazarus popisuje stres jako transakční model mezi jedincem a prostředím ve kterém se nachází [7]. Intenzita a význam takové transakce podléhá osobnosti jedince poskytující odpovídající vyrovnávací mechanismy. Holmes a Rahe popisují, jak kritické životní události, negativní i pozitivní, způsobují změny v organismu, které vedou ke vzniku stresového syndromu [8]. Další studie popisují rozdíly mezi pohlavími v adaptaci na stres a existenci specifickým osobnostních typů a vlastností jako například empatie, samostatnost, intelekt, pracovitost aj., které jsou náchylnější stresu [9]. Dle teorie osobnosti typu A a B [10], osobnosti typu A mají tendenci reagovat přehnaně, tudíž jsou i více náchylní ke stresu [11].

Shrnutí těchto teorií je v tabulce 1.1.

1.3 Fyziologie stresu

Pokud jedinec vnímá nadcházející nebezpečí, dojde ke spuštění kaskády fyziologických procesů, které jsou shrnuty pojmem *stresová odpověď*. Fyziologické výsledky těchto procesů pomáhají tělu vyrovnat se s vlivem stresoru [12]. Mechanismus stresu začíná v mozku, a přesto že působí na celý mozek, tři hlavní oblasti: hipokampus [13], amygdala a prefrontální kortex mají hlavní vliv [14]. Stresující audio-vizuální stimulační jsou nejprve zpracovány v mezi-mozku a poté je informace předávána dvěma cestami. Rychlá cesta vede přímo do amygdaly, kde proběhne analýza stimulu bez podílu vědomí a vyšších kognitivních funkcí, tudíž představuje evolučně primitivnější a starší cestu.

Autor	Publikace	Teorie
Selye	[6]	Nespecifická reakce těla na jakýkoliv požadavek na změnu
Cohen	[19]	Proces během kterého nároky prostředí přesahují adaptační kapacitu organismu, způsobující psychologické a biologické změny
Cannon	[5]	Boj nebo útek (Fight or flight)
Selye	[6]	Všeobecný adaptační syndrom (General adaptation syndrome; GAS)
Lazarus	[7]	Teorie intra a inter individuální variability; Stres je transakční model mezi jedincem a prostředím
Holmes a Rahe	[8]	Teorie stresového syndromu
Dumitru a Cozman	[9]	Popis charakterových vlastností náchylnějších na stres
Eysenck	[10]	Teorie osobnosti typu A a B

Tabulka 1.1: Shrnutí teorií stresu.

Pomalá cesta vede informaci do prefrontálního kortexu, kde probíhá vědomá analýza a informace je dále zpracována předána do amygdaly [15].

Prožitek stresu je paralelní se dvěma systémy, Hypothalamo-hypofyzární systém (Hypothalamus-Pituitary-Adrenal; HPA) a Autonomní nervový systém (ANS) [1].

1.4 Hypothalamo-hypofyzární systém

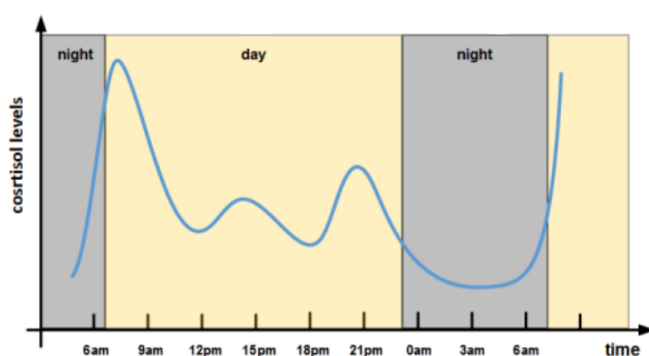
Hypothalamo-hypofyzární systém je součástí neuroendokrinního systému propojující nervové signály se signály endokrinními a řídí žlázy s vlastní sekrecí. Je složen ze dvou částí: hypothalamu a hypofýzy.

Hypothalamus je část mozku a obsahuje řídicí centrum autonomního nervového systému organismu. Sám tvoří hormony:

- *Liberiny a statiny*, regulují uvolňování hormonů adenohipofýzy,
- *Antidiuretický hormon*, jehož hlavní funkcí je resorpce vody v ledvinách,
- *Oxitocin*, uplatňovaný v těhotenství a mateřství, řídí kontrakce svaloviny dělohy, produkci mléka při kojení, vznik vztahu k dítěti.

Hypothalamus je s hypofýzou spojený cévně portálním systémem, zajišťující transport liberinu a statinu a nervově je spojen nemyelizovanými axony neuronů jader hypothalamu. Nervově jsou do zadního laloku hypofýzy dopravovány antidiuretický hormon a oxytocin [16].

HPA je nejprve aktivována v hypothalamu, přímo nebo prostřednictvím neurotransmiteru z amygdaly. V zápětí hypothalamus zpracuje význam stimulu a uvolní kortikotropní hormon do předního laloku hypofýzy, která způsobí uvolnění adrenokortikotropního hormonu do krve. Adrenokortikotropin stimuluje syntézu a sekreci adrenalinu, noradrenalinu a kortisolu v kůře nadledvin [1]. Tyto tři hormony zvyšují hladinu glukosy a tím zajišťují energetický zdroj pro svaly a nervové buňky [17].



Obrázek 1.1: Schéma typického cirkadiálního rytmu a úrovně kortisolu v krvi [88].

Fyziologická sekrece kortisolu probíhá během celého dne v cirkadiálním rytmu 1.1 [17]. V případě přítomnosti stresoru dochází k nárůstu aktivity HPA a zvýšení hladiny kortisolu v krvi [24]. Tento efekt je regulován zpětnovazební smyčkou (kortisol procházející hypofýzou a hypothalamem inhibují sekreci adrenokortikotropního hormonu).

1.5 Autonomní nervový systém

Autonomní nervový systém (ANS), též vegetativní nervový systém, je částí periferního nervového systému. ANS zabezpečuje převádění vzruchů mezi centrálním nervovým systémem a efektorovými tkáněmi nezávislými na kontrole vůlí (myokard, hladké svalstvo, exokrinní žlázy. . .).

Paralelně k HPA, je organizmus v reakci na stresor mobilizován pomocí ANS. Hormony adrenalin a noradrenalin vylučované z nadledvin aktivují receptory v různých orgánech a způsobí aktivaci kardiovaskulárního, pohybového, gastrointestinálního, nervového a endokrinního systému, zahrnující reakci boj nebo útěk [5]. Hlavní fyziologické účinky jsou zvýšená tepová frekvence, respirační aktivita, krevní tlak, svalové napětí a další [18]. Tyto příznaky jsou podrobněji popsány v následujících kapitolách.

ANS rozdělujeme na eferentní (motorickou) a aferentní (senzorickou) část. Aferentní vlákna hrají roli v udržení homeostázy. Eferentní část se skládá

ze dvou systémů, sympatiku a parasympatiku[1].

- *Sympatikus* – krátkodobá odpověď na stres, „fight-or-flight“ reakce [5].
Odpovídá za okamžité reakce organismu na hrozící nebezpečí, mobilizuje zásoby energie a inhibuje trávení.
- *Parasympatikus* – dlouhodobé udržování homeostázy.

Například, obě složky regulují srdeční frekvenci, ale v případě že parasympatikus dominuje, srdeční frekvence je nižší, než když je dominantní sympatikus[1].

1.6 Projevy stresu

Autonomní nervstvo může aktivovat fight-or-flight reakci na stresor, prostřednictvím sympatického nervu, který zaktivuje tělesné funkce pro akutní reakce na stres, zatímco parasympatikus zajišťuje návrat organismu do homeostázy [25, 86].

Reakce ANS na stresor:

Sympatikus

- zrychlení srdeční činnosti
- zvýšená míra pocení
- zrychlení dýchání
- zvýšení napětí kosterního svalstva a jeho zvýšené zásobení krví
- snížení napětí hladkého svalstva
- snížení tvorby slin
- zpomalení trávení
- vazokonstrikce cév v kůži
- odkrvení prstů
- husí kůže
- rozšíření zornic
- zvýšená aktivita a bdělost

Parasympatikus

- zpomalení srdeční činnosti
- snížení pocení
- zpomalení dýchání

- snížení napětí kosterního svalstva
- vyšší motilita střev
- lepší zpracování a trávení potravy
- zvýšená produkce slin [anatomie a fyziologie]

Hypothalamo-hypofysární systém reguluje uvolňování kortisolu, který má vliv na metabolismus, psychiku a funkci imunitního systému. Autonomní nervstvo a Hypothalamo-hypofysární systém jsou řízeny z více mozkových center najednou, ty zahrnují limbický systém, prefrontální kortex, amygdalu, hypothalamus a stria terminalis[25].

Fyziologické reakce	Psychické reakce
Zrychlení metabolismu	Úzkost
Zrychlení srdeční činnosti	Vzteky a agrese
Dilatace zornic	Apatie a deprese
Zvýšení krevního tlaku	Oslabení kognitivních funkcí
Zrychlení dýchání	
Svalové napětí	
Vylučování endorfinu	
a adenokortikotropního hormonu	
Uvolňování cukru z jater	

Tabulka 1.2: Tabulka reakcí na stresor [4].

1.7 Stres a emoce

V praxi je termín používán psychology pro označení široké škály negativních emocí jako je rozruch, podrážděnost, úzkost, hněv, nadměrná stimulace, frustrace a další. Přesto studie ukazují, že stres může mít pozitivní vliv na imunitní systém jedince [20] a dopad stresu na zdraví a výkon jedince se mění závisle na přístupu daného jedince ke stresu [21]. To znamená, že stresová hodnota závisí na vyhodnocení situace jedincem, zda bude považována za stresor či nikoliv [87]. Míra působení stresu ze strany zatěžovaného jedince závisí na:

- Charakterových (osobnostních) faktorech a individuální vnímavosti,
- Zkušenostech z obdobných situací [87].

Vlastnosti určující odolnost vůči stresovým reakcím se řadí odolnosti vůči stresu, rozumové zvládnání krizových situací, tolerance frustrace, úroveň emotivity a stabilita nervové soustavy [87]. Největší význam je však přisuzován vrozené emotivitě a získaným zkušenostem, tudíž se citlivost na stres interindividuálně liší. Toto lze překonat cvičením zvládnání stresu nebo získáním

Druh stresoru	Popis
Fyzický	Náročná fyzický činnost, nedostatek spánku, únava, bolest nebo akutní poranění
Enviromentální	Extrémní teploty, vysoká vlhkost vzduchu, nízká/vysoká koncentrace oxidu uhličitého, hluk
Duševní	Kognitivně náročné úlohy, rychle se měnící nebo si rozporující instrukce
Sociální	Špatné sociální interakce, nežádoucí sociální role, kritika, sebekritika, nespravedlivé zacházení
Psychologické	Problémy v osobním životě, mentální poruchy
Chronické	Finanční tíseň, nejisté zaměstnání, chronické onemocnění
Traumatické	Vzpomínka předchozí traumatické zkušenosti

Tabulka 1.3: Tabulka shrnující typy stresorů [22].

zkušeností s jednotlivými stresogenními událostmi. Jedinec pak dokáže daným situacím lépe čelit.

1.8 Stresory

Stresor je exogenní (vnější) nebo endogenní (vnitřní) stimul, událost nebo stav, který je schopný vytvořit stresovou reakci [22]. Rozdělení stresorů je popsáno v tabulce 1.3.

Podle časového působení stresoru můžeme stres dělit na akutní nebo chronický. Chronický stres má dopad na jedince periodicky, bez nutnosti přítomnosti stresoru. Akutní stres je podmíněn:

1. Dobou působení stresoru.
2. Regulačním fyziologickým (například aktivace parasympatiku), behaviorálním nebo psychologickým procesem.

Chronický stres může být také vysvětlen jako série dlouhodobě opakujících se stresorů [23]. Mají tedy vícerozměrný dopad ovlivňující různé úrovně lidské aktivity.

Tato práce se zabývá měřením akutního stresu spojeného s prováděním kognitivně náročných úloh.

Kapitola 2

Měření stresu

Měření stresu je možné provádět pomocí psychologických postupů nebo mohou být použity biologické informace (biosignály) o reakcích na stresor (viz Projevy stresu). Biosignály jsou signály proměnné v čase měřitelné v lidském organismu [26], ty můžeme dělit na dva typy:

- Fyzikální signály
- Fyziologické signály

Fyzikální biosignály jsou měřitelné tělesné deformace, vzniklé svalovou aktivitou, řadí se mezi ně velikost zornic, oční pohyby, mrkání, mimovolní pohyby hlavy a těla, mimika, dýchání a hlas. Fyziologické biosignály jsou přímo měřené funkce organismu, například srdeční aktivita, krevní tlak, mozková aktivita nebo pocení. Rozložení biosignálů na lidském těle je znázorněno na obrázku 2.1.

Psychologické postupy využívají dotazníků a tabulek a díky tomu mohou být zatížené velkou mírou subjektivity. Biologické jsou založené na biochemických reakcích (ELISA, Corometr), a pro vyhodnocení je tedy nutné odebrání vzorků pro biochemické vyšetření (např. přítomnost katecholaminů v moči, zvýšená sekrece glukokortikoidů). Mezi nejobektivnější metody patří měření fyziologických funkcí a vyhodnocení (srdeční frekvence, krevní tlak nebo kožní vodivost) [3].

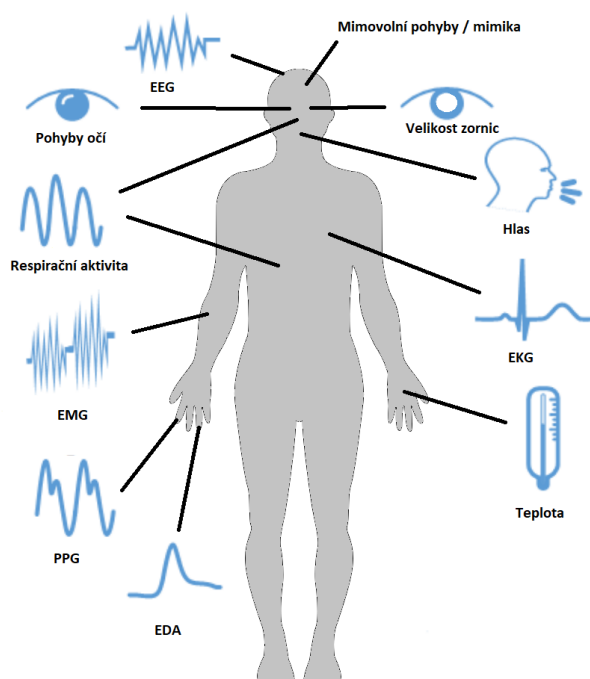
Biologické vyšetřování stresu u populace je ovlivněna vysokou intraindividuální a interindividuální variabilitou, protože reakce jedince na stresor je úměrná jeho připravenosti a činnostní kapacitě. Tak může být získána variabilita různých reakcí jednoho organismu.

V následujících sekcích jsou biosignály seřazeny a popsány dle toho, kde na těle se nachází.

2.1 Hlava

2.1.1 Elektroencefalogram (EEG)

Elektroencefalogram (EEG) je rozšířená metoda měření změn neurofyziologické aktivity spojené se stimulací nebo vykonáváním nejrůznějších úloh.



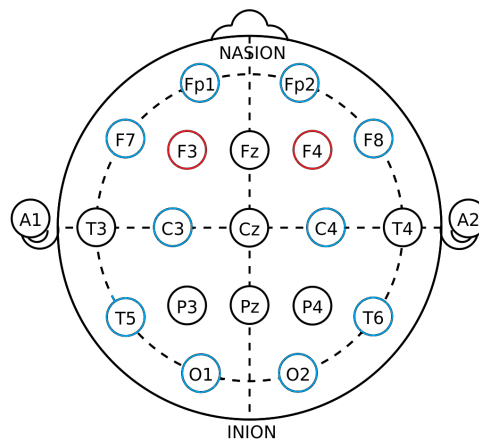
Obrázek 2.1: Rozmístění biosignálů souvisejících se stresem na lidském těle [autor]

V psychofyziologii je EEG významné pro možnost měřit aktivitu v regionech zapojených do geneze stresové reakce a aktivitu spojenou s vzrušením nebo jiným specifickým emočním stavem [27]. Levá přední hemisféra mozku se zdá zodpovědná za emoce přístupové (radost, hněv...), zatímco pravá přední hemisféra zodpovídá za emoce vyvarování (smutek, strach...) [28]. EEG index asymetrie (*Asymmetry index*) je robustní příznak pro detekci stresu [29], který v různých studiích umožňuje odlišovat psychologické stavy [30]. EEG Index asymetrie je rozdíl přirozených logaritmů pravé a levé hemisféry:

$$Asymmetry\ index = \ln(\alpha)|_{Lchannel} - \ln(\alpha)|_{Rchannel}$$

Dle studií [31, 32, 33] je nevhodnější pro výpočet indexu asymetrie kanály F3-F4 nad dorsální prefrontální kůrou (2.2). Většina studií zjistila vyšší alpha aktivitu v pravé frontální části v poměru k levé [27]. K tomu dochází během stresových období (například student během zkouškového) [32], v případech chronického stresu [35], smutného/veselého nebo strašidelného filmu [34, 37].

Frekvenční spektrum EEG signálu je děleno do frekvenčních intervalů, jmenovitě delta (0,5-4 Hz), theta (4-8 Hz), alpha (8-13 Hz), beta (13-30 Hz) a gamma (30-70 Hz). Pokles aktivity alpha vln a zvýšená aktivity vln beta se vyskytuje během působení stresujících podnětů [30, 36]. Index popisující změny alpha a beta vln je nazýván beta alpha koeficient (b/a ratio) a vlivem stresu se jeho hodnota zvyšuje [31].



Obrázek 2.2: Pozice elektrod pro měření indexu asymetrie v systému 10/20. Nejčastěji používaný je pár F3-F4 (červená), modrou barvou jsou označeny další elektrodové páry, které se také používají v psychofyziologických studiích [autor].

■ 2.1.2 Průměr zornice

Velikost zornice je řízena dvěma svalovými skupinami (*constrictor a dilator pupillae*), které jsou ovládány ANS [38]. Reflektuje tak autonomní aktivitu a je spojována s emočním, kognitivním nebo sexuálním vjemem.

Výzkumy potvrzují vztah mezi velikostí zornic a afekčním stavem [39] a byl použit jako index stresu a úzkosti. V laboratorním prostředí bylo prokázáno, že průměr zornic se zvětšuje vlivem působení stresoru.

Při zkoumání vlivu stresu na velikost zornic existují různá omezení. Změna průměru zornic je ovlivněna věkem [41], s přibývajícím věkem zornice postupně ztrácí schopnost změny velikosti. Mimo jiné i osvětlení ovlivňuje zornice a způsobuje pupilární světelný reflex [39], který vede k stažení zornic s rostoucím osvětlením.

■ 2.1.3 Řeč

Stres může způsobit variace v řeči v porovnání s řečí za neutrálních nebo běžných podmínek [42]. Řeč se vytváří na základě vydechovaného vzduchu z plic, který prochází přes hlasivkovou štěrbinu, frekvence s jakou hlasivky kmitají se nazývá základní frekvence F_0 a udává výšku tónu. V dutině ústní, nosní a hltanové je dále modulován, dochází k rezonancím zesilující určité části zvukového spektra a vzniku rezonančních frekvencí. Tyto frekvence se nazývají formantové (F_1 , F_2 , F_3 , F_4). Sevřením hlasivek dochází proudem vzduchu k jejich rozkmitání a vytvoření znělé hlásky. Otevřené hlasivky nevibrují a vytváří hlásku neznělou.

Výška tónu (F_0) je jeden z nejkoumanějších indikátorů emočního stresu a během stresu typicky vzrůstá [42]. Stresovaní jedinci kladou důraz na porty bohaté na informace, tudíž je možné pozorovat změnu ve specifických spektrálních pásmech oproti řeči v klidném stavu [43]. Kromě F_0 , je prokázáno že

Část těla	Změna teploty	Studie
Tělo	Roste	[52]
Prsty	Klesá	[51]
Obličej	Roste	[51]
Čelo	Roste	[51]
Periorbitální	Roste	[51]
Nos	Klesá	[51]
Čelistní	Klesá	[69]

Tabulka 2.1: Vliv stresu na změnu teploty (měřené na různých částech těla) [autor].

2.2 Tělo a končetiny

2.2.1 Držení a pohyby těla

Držení těla také může podat informaci o úrovni stresu. S rostoucí úrovní stresu se snižuje množství pohybů horní části těla [50]. Kombinovaná analýza obličejové mimiky a gestikulace horní části těla je schopná odhalit různé emocionální stavy včetně úzkosti [64]. Obdobně byly zkoumány samotné pohyby hlavy. Pohyby hlavy během stresových podmínek jsou častější, rychlejší a celkově více prominentní [66].

2.2.2 Teplota pokožky

Změny v povrchové teplotě těla jsou rovněž spojovány se stresem a úzkostí [53]. V patologických situacích se u jedince může projevit psychogenní horečka, choroba způsobující zvýšení tělesné teploty u jedinců trpících chronickým stresem [54].

Tělesná teplota měřená na různých částech těla (prsty, horní končetiny, obličej...) má protichůdné výsledky. Tyto změny jsou popsány v 2.1.

2.2.3 Respirace a dechová frekvence

Respiraci můžeme měřit jako četnost nebo objem vyměněného vzduchu v plicích. Dechová frekvence a hloubka dechu (amplituda) jsou nejčastější metody hodnocení respirace. Během stresových situací se dechová frekvence zvyšuje, vznikají nepravidelnosti dechu, zvýšení minutové ventilace (objem vzduchu prodýchaného za minutu), brániční dýchání se mění na hrudní a intenzivní krátkodobé situace mohou způsobit přerušení dýchání [73].

Respirace je nejlépe měřitelná pomocí dechových senzorů, které měří množství vyměněného vzduchu plicemi. Také je možné použít změny objemu hrudního koše, pomocí Hallovy sondy nebo tenzometru. Pro měření hladiny stresu se nejčastěji používají dvě metody: Hallova sonda na elastickém pásu upevněném kolem hrudníku jedince, nebo termistorový senzor umístěný pod nosem [95].

■ 2.3.3 Variabilita srdeční frekvence (HRV)

Variabilita srdeční frekvence (Heart rate variability, HRV) je distribuce RR intervalů v signálu a reflektuje aktivitu sympatiku v ANS. Parametr HRV je běžně nutné nahrávat alespoň po dobu 5 minut, ale existují studie, které pracují i s menším vzorkem a poskytují přesný odhad stresu [75].

Spektrální analýza HRV odhaluje, že stimulaci nervus vagus odpovídají vyšší frekvence, zatímco nižší frekvenční pás koreluje se stimulací sympatiku [76]. V případě smutku, hněvu nebo úzkosti má HRV chaotické (neuspořádané) chování, jehož periodicitu lze popsat pomocí parametru srdeční koherence (cardiac coherency) [77]. V časové oblasti jsou parametry HRV odvozeny od variability RR intervalů. Směrodatná odchylka se snižuje s rostoucím stresem [74], stejně jako střední kvadratická odchylka. Ve frekvenční oblasti je nízkofrekvenční pásmo (LF) modulováno aktivitou sympatiku i parasympatiku, vysokofrekvenční pásmo (HF) koreluje pouze s aktivitou parasympatiku. Proto je poměr LF/HF za jednoznačný ukazatel aktivity sympatiku [78].

Morfologické složky signálu také mohou nést informaci o stresu. Amplituda T vlny je spojována se stresem, protože aktivita sympatiku zkracuje interval mezi jednotlivými srdečními kontrakcemi, což vede ke snížení amplitudy T vlny [79]. Prodloužení QT intervalu bylo také pozorováno jako typické pro stresové stavy [80].

Vztah mezi stresem a reakcí ANS, která se projeví na HRV, lze popsat parametry, které mají jednoznačnou reakci. HR, směrodatná odchylka HR, střední kvadratická odchylka HR a LF/HF poskytují silnou kovarianci s akutním stresem.

■ 2.3.4 Krevní tlak (BP)

Krevní tlak je tlak, kterým krev působí na stěny cév. Dělí se na systolický krevní tlak (SBP), diastolický krevní tlak (DBP), střední arteriální tlak (MAP), minutový srdeční výdej a resistance cévního řečiště. BP se zvyšuje s věkem, kvůli zvyšující se tuhosti cév. Stres vede ke zvýšení srdečního výdeje a vazokonstrikci, pozorovatelné zvýšením BP. V [81] MAP, SBP a DBP významně vzrostl během mentálního aritmetického testu a také během SCWT [82].

■ 2.3.5 Fotopletysmograf (PPG)

Fotopletysmografie (photoplethysmograph, PPG) je neinvazivní optická metoda měření saturace tepenné krve kyslíkem. PPG senzor se skládá ze dvou diod vyzařující záření o 660 a 905 nm a fotodiody. V závislosti na poměru okysličené a neokysličené krve dostáváme výsledný signál. Z PPG signálu je možné extrahovat parametry pulsní frekvence (PR), variabilitu pulsní frekvence (PRV), saturaci krve (SpO_2) a BP. PPG se dá také využít pro estimaci parametru HRV, přesto se HRV a PRV nedají považovat za identické [83]. Stres je také možné měřit pomocí rychlosti a amplitudy pulsní vlny [84]. Amplituda pulsní vlny významně klesá během paměťově náročných úkonů.

2.4 Metody navození stresu

Se stresem se setkáváme v běžném životě, ale ve většině zmiňovaných studií byl stres navozen v kontrolovaném laboratorním prostředí. V této sekci jsou popsány jaké metody je možné použít pro navození stresu.

- **Mezinárodní systém emočně efektivních obrazů (IAPS)**
Mezinárodní systém emočně efektivních obrazů (International Affective Picture System, IAPS) je databáze obrázků navržených pro studium emocí a pozornosti. Skládá se z 956 barevných fotografií zahrnující každodenní objekty a scény i extrémní, jako jsou zmrzačená těla nebo erotické fotografie. IAPS bylo použito například v [48].
- **Stroopův test barevných slov (SCWT)**
V psychologii je Stroopův jev označení zpoždění reakce mezi shodným a rozporuplným stimulem, tento jev je nejnáze pozorován při Stroopově testu barevných slov (Stroop color word test, SCWT). Základním typem této úlohy jsou názvy barev, které jsou napsané odlišné barvou (například slovo červená je napsané zelenou barvou) 2.3. Následná identifikace barvy textu je náročnější a náchylnější k chybám [55].
- **Mentální Aritmetika (MA)**
Mentální aritmetika je provádění matematických výpočtů bez jakýchkoliv pomůcek. Existuje několik metod, které byly použity pro navození stresu. Montreal Imaging Stress Task [57], Paced Auditory Serial Addition Test [56] nebo Berg Card Sorting Task [58].
- **Trierův test sociálního stresu (TSST)**
Trierův test sociálního stresu (Trier Social Stress Test, TSST) je procedura navržená k spolehlivému navození stresu. Test se skládá ze tří 5 minutových částí (příprava prezentace, prezentace a mentální aritmetika), pod dohledem poroty a videokamery [59].
- **Vnější prostředí a simulace**
Kromě výše zmíněných mentálních stresorů, je možné využít i stresory vnějšího prostředí. Test studeným presorem (Cold pressor test, CPT) je proces navození stresu ponořením ruky testovaného do ledové vody. Kontroverzní, ale účinná metodou je vyhrožování elektrickými šoky [85].



Obrázek 2.3: Ukázka Stroopova testu barevných slov [autor].

V [60] je měřen vliv parašutistického seskoku na HRV 120 minut před a 60 minut po seskoku. Nedostatek spánku je také možné považovat za stresor [61], účastníci experimentu byly po 30 hodin vzhůru. Vhodnou a rozšířenou metodou je také simulace reálného prostředí. To zahrnuje simulace dopravního provozu a také úlohy v opravdovém provozu [95], letecký simulátor [62, 63] nebo simulace extrémních situací pro potřeby výcviku [97]

V literatuře je shoda, že stresory časem ztrácí na účinnosti. Jakou rychlostí je dáno jejich jedinečností a návykem jedince. Důležitá je také délka experimentu a přidružené činnosti, které musí jedinec vykonávat, aby nedošlo ke ztrátě zájmu. Vhodné jsou také relaxační intervaly mezi úlohami.

2.5 Přehled publikovaných prací zabývajících se měřením stresu

Z fyziologických reakcí a funkce ANS, konkrétně sympatiku, vidíme že je teoreticky možné stres měřit z celé řady signálů. Následuje proto výčet a shrnutí publikací, které se obdobnou problematikou již zabývali a z nich určení signálů vhodných pro náš experiment.

2.5.1 Detekce stresu pomocí fyziologických senzorů

V této publikaci autoři porovnávají efektivitu různých metod měření stresu z biologických signálů v kombinaci se stresory vytvořenými pomocí virtuální reality (virtual environment - VE) [91].

Elektrodermální aktivita (EDA) měří hodnoty elektrické vodivosti kůže a dá se rozdělit do dvou rozdílných komponent. Hladina kožní vodivosti (*Skin conductance level*, SCL) měří vodivost kůže v čase. Odezva kožní vodivosti (*Skin conductance response*, SCR) měří změnu EDA při odpovědi na stimulus. V experimentu byl ve VE simulován požární poplach a zároveň byl účastník audio-vizuálně stimulován srdečním tepem a blikáním obrazu synchronně s jeho srdeční frekvencí (HR) a pokud se jedinec nacházel v stresující situaci tyto stimuly byly zesilovány. Závěrem je že samotná EDA není schopna podat informaci o stresu, případně o pozitivitě či negativitě a je nutné ji doplnit o další biologické signály nebo psychologické testy.

Pro měření *Kardiovaskulární aktivity* využívající pulsní pletysmografii (PPG) pro měření pulzní vlny (PW) a elektrokardiografii (ECG) z nichž vypočítali *srdeční frekvenci* a *variabilitu srdeční frekvence* (HRV), a poměr nízkých (LF, 0.01-0.08 HZ) a vysokých (HF, 0.15-0.5) frekvenčních pásem, které jsou spojovány s úzkostí a stresem [92]. Další informaci kterou použili k vyhodnocení stresu je amplituda pulzní vlny (*pulse wave amplitude*, PWA), tedy vzdálenost mezi lokálním minimem a maximem PPG signálu, který je negativně korelován se vzruchem. Studie experimentu VE ukázala že kombinace PWA, HR a EDA je dobrým ukazatelem stresu [93].

performance) a NASA-TLX dotazníku. Prokázali že HRV, ERP (elektrody snímající oblast P3a), průměr zornic a otevření oka je citlivé na změny MW. Největší signifikanci měla data o průměru zornice a popisují jev, kdy nejdříve došlo k významnému rozšíření a poté zúžení zornic. Zatímco samotný HR se ukázal jako nesignifikantní a je mnohem přesnější využít HRV [96].

■ 2.5.5 Fyziologické měření úzkosti pro vyhodnocení výkonosti v simulovaném výcviku

Tichom a kol. v této studii měří stres a úzkost u pilotů na simulátoru. Úroveň úzkosti byla měřena pomocí biologických senzorů EMG, pohyb očí, okulometrie a pupilometrie. EMG senzory byly umístěny na čelisti, rameni, zápěstí, stehně a lýtku. U všech pozic senzorů byla pozorována zvýšená aktivita během náročných fází letu, největší změnu aktivity zaznamenali svaly nohy: až 50 %. Z oka získávali informace o fixaci pohledu, mrkání, frekvenci sakád, velikost zornice a další. Z osmi různých parametrů se ukázali jako relevantní pouze dva: frekvence sakád a velikost zornice. Pro osobní ohodnocení úrovně úzkosti využili dotazník MAACL-R [97].

■ 2.5.6 Analýza mentální zátěže a psychologického stresu pilotu během letu pomocí srdeční frekvence a subjektivního hodnocení

Causse a kol. se zaměřili pouze na ECG signál a jeho statistické zpracování (ANOVA, regrese). Pro subjektivní vyhodnocení použili dotazník NASA TLX. Nejprve naměřili klidová data ECG, kdy byl účastník usazen v pohodlném křesle po dobu 5 minut a poté následoval let s pevně stanovenou trajektorií, rychlostí a výškou. Raw data HR ukázala, že největší rozdíl mezi referencí a letem byl během vzletu (45.23 %), stoupání (31.79 %) a přistání (29.90 %). Po zpracování našli silnou korelaci mezi workload a HR. Jako statisticky signifikantní se ukázala korelace mezi HR, psychologickým stresem a výsledky dotazníku NASA TLX [98].

■ 2.5.7 Měření neurofyziologických signálů u pilotů a řidičů pro vyhodnocení mentální zátěže, únavy a ospalosti

V této publikaci autoři snímali signály EEG, ECG, EOG, GSR a respirační činnosti a v reálném čase zpracovávali pro identifikaci psychického vypětí a únavy (MW, mental workload). Pilot řídí komplexnější zařízení než řidič automobilu, zpracovává větší množství údajů a rozhoduje se v extrémnějších situacích. Uvádí tedy MW jako stěžejní problém při rozhodování. Uvádí že vzájemné ovlivnění dechové frekvence a srdeční aktivity, není dechová frekvence vhodným stresovým parametrem.

EEG bylo zpracováno výkonovým mapováním jednotlivých frekvenčních pásem a sledováním změn. Publikují a popisují jednotlivá frekvenční pásma v souvislosti s mentální únavou a ostatními parametry zkoumaných subjektů.

EOG vytvořili časové řady variability frekvence mrkání, trvání mrknutí a latenci mrkání. EOG poskytovalo informace o úsecích s větší únavou, tedy že při větší soustředěnosti v extrémních situacích se mrkání snižuje a zkracuje [99].

■ 2.5.8 Bezmanžetové měření krevního tlaku pomocí rychlosti pulsní vlny a srdeční frekvence

Je známo, že rychlost pulsní vlny (pulse transmit time, PTT), tedy doba mezi R-špičkou ECG signálu a PPG signálem naměřeným ze špičky prstu je úměrná arteriální tuhosti (arterial stiffness) a může být použita k výpočtu systolického a diastolického tlaku. Podle autorů však nemusí být metody měření BP založené na PTT dostatečně přesné, kvůli komplexitě regulace krevního tlaku u člověka. Proto vytvořili metodu pro výpočet BP pomocí srdeční frekvence [100].

■ 2.5.9 Odezva krevního tlaku na psychologický stres a studie rizika kalcifikace koronární tepny u mladistvých

V této studii pozorovali změnu krevního tlaku během psychologicky stresujících situací, a následnou predikci kalcifikace koronárních cév. Během studie zkoumali 2816 zdravých žen ve věku od 20 do 35 let. Účastnice plnily úkoly ve videohře a pozorovacích aktivitách, zatímco byl měřen jejich BP. O třináct let později podstoupily CT vyšetření hodnotící kalcifikaci koronárních cév. Ze studie vyplynulo, že každé 10mmHG zvýšení tlaku během působení stresoru, zvýšilo šanci na kalcifikaci o 24 % [101].

■ 2.5.10 Shrnutí

V následující tabulce (tabulka 2.2) jsou shrnuty významné biosignály vhodné pro neinvazivní měření stresu.

■ 2.5.11 Další metody hodnocení stresu

Nejjednodušší metodou vyhodnocení stresu jsou dotazníky, které ale podléhají subjektivnímu hodnocení respondenta. Nejrozšířenější je NASA TLX, dále je velmi využívaný MAACL-R, případně jsou vytvářeny pro konkrétní výzkum.

Velice spolehlivým a objektivním ukazatelem jsou biomarkery: copeptin a prolaktin z krve, cortisol a α -amylasa ze slin. Běžně jsou detekovány enzymatickými senzory ELISA, ale objevují se i nové metody detekce, například cocometr [102].

Parametr	Senzor	Publikace	Změna	Komentář
ECG/PPG				
HR	ECG, PPG	[91][94][95][96][98]	Roste*	Snadno měřitelné, vhodné i jako samostatná informace, dochází
HRV	ECG, PPG	[91][94][95][96][98]	Klesá***	zlepšení přesnosti pokud doplněno signál respirace
PW	ECG, PPG	[91][94][95]	Roste*	Negativně korelováno se vzruchem, individuální,
PWV	ECG, PPG	[91][94][95]	Roste**	samostatně neposkytuje dostatečné informace
PWA	ECG, PPG	[91][94][95]	Klesá**	k vyhodnocení stresu
PTT	ECG, PPG	[94]	Klesá**	Nejlepší shoda s biomarkery stresu
EMG				
Čelo	EMG	[91][95]	Roste***	Nejpřímosnější umístění EMG senzorů,
Stehno	EMG	[97]	Roste*	nevýhodou jsou velké pohybové artefakty
Lýtka	EMG	[97]	Roste*	na končetinách
Zrak				
Velikost zornic	Pupilometr	[96][97]	Roste***	Citlivé na změnu mentální aktivity a stress
Frekvence sakád	Okulograf	[96][97]	Roste***	
Respirace				
RespR	Respirační pás Termistor	[91][94][95]	Roste*	Dobře koreluje se srdeční aktivitou
RespA	Respirační pás Termistor	[91][94][95]	Roste*	
Pocení				
SCL	EDA	[91][94][95]	Roste**	Dobře vypovídající signál, možné měřit z dlaní rukou a prstů, snadná implementace do volantu, ovládání apod.
SCR	EDA	[91][94][95]	Roste***	

Teplota				
$T_{\text{čelo}}$	Teplota	[94]	Roste**	Při stresu dochází k centralizaci krevního
T_{prsty}	Teplota	[94]	Klesá**	oběhu, v periferiích teplota klesá, v centrálních částech roste
EEG				
ERP	EEG	[96]	Roste*	Auditorní evokované potenciály a všechny metody zpracování byly alespoň na hranici statistické významnosti
Index asymetrie	EEG	[32]	Roste***	Rozdíl přirozených logaritmů aktivity pravé a levé hemisféry

Tabulka 2.2: Shrnutí vhodných biosignálů na základě rešerše literatury. Hvězdičkami (*) ve sloupečku změna je označení statistické významnosti. Jedna * značí $P = 0.05$, dvě ** pro $P = 0.01$, tři *** značí $P = 0.001$.

Kapitola 3

Metody a data

V této kapitole jsou popsány principy extrakce příznaků v časové i frekvenční oblasti, statistické analýzy dat, testy hypotéz, selekce příznaků a další metody analýzy signálů. Záměrně je uveden nástin řešení problematiky a základní výpočetní vztahy, které budou použity. Zpracování se týká signálů ECG, záznamu respirační aktivity, pulsní pletysmografie a galvanické kožní odezvy. Ze záznamu ECG je získána variabilita srdečního rytmu (HRV), která zobrazuje závislost tepové frekvence na čase. HRV představuje doby trvání intervalů po sobě jdoucích R-špiček.

3.1 Vybrané signály

Po provedení rešerše, dostupnosti a vhodnosti užití jednotlivých metod měření, bylo rozhodnuto pro měření následujících signálů: ECG, PPG, GSR a respirační činnosti (RESP), které byly použity ve výše zmíněných pracích jako vhodné nástroje pro indikaci stresu a další zpracování. Pro měření těchto signálů je využito zařízení Biopac student lab system zapůjčený od katedry teorie obvodů, ČVUT.

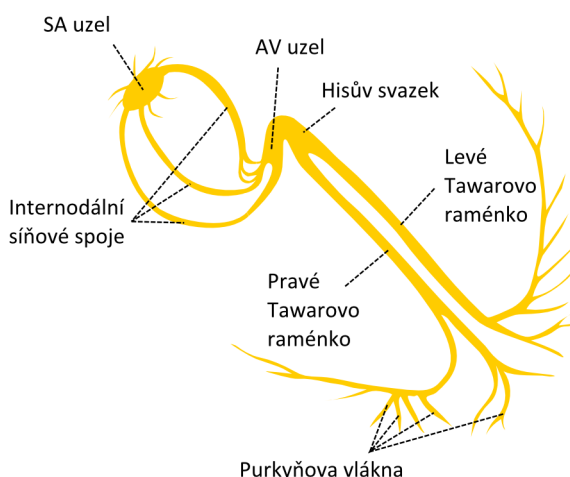
3.2 Elektrokardiogram (ECG)

Srdce

Hlavní funkce srdce je pumpovat krev skrz dva oběhy:

- Plicní (malý) krevní oběh: přes plíce, dojde k okysličení krve a odstranění CO₂; a
- Tělní (velký) krevní oběh: doručení kyslíků a živin do tkání a odvedení CO₂ z tkání.

Srdce má specializované pacemakerové buňky, které začínají sekvenci depolarizace a repolarizace. Elektrický signál je generován v sinoatriálním svazku (SA) a šíří se po síních do atrioventrikulárního svazku (AV), kde dojde k zpomalení signálu. Poté prochází přes Hisův svazek a Purkyňovými vlákny se šíří zpět tkání komor [86].



Obrázek 3.1: Schéma převodního systému srdečního [86].

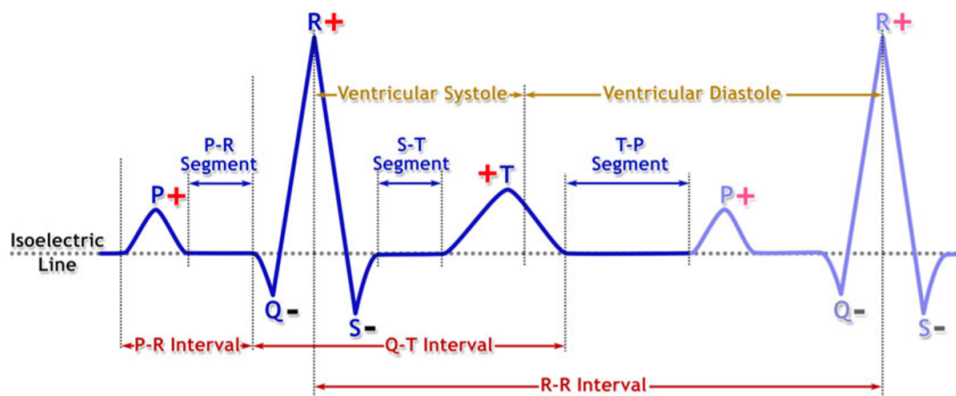
Víme tedy že srdce generuje svůj rytmus autonomně, ovšem síla a rychlost kontrakce je ovlivněna sympatickým a parasympatickým nervstvem autonomní nervové soustavy. Sympatikus zvyšuje dráždivost SA a tím zvyšuje srdeční frekvenci. Zároveň zvyšuje vodivost elektrických impulsů přes AV spojení a tím zvětšuje sílu srdeční kontrakce. Parasympatikus snižuje dráždivost SA a vodivost AV spojení, tudíž snižuje srdeční frekvenci a sílu kontrakce. Vliv sympatiku můžeme pozorovat při nádechu a vliv parasympatiku, během výdechu [86].

ECG

Elektrokardiografie je jednoduché, neinvazivní vyšetření. Každý stah srdečního svalu je doprovázen vznikem slabého elektrického signálu, který se šíří až na povrch lidského těla. Tento signál pak můžeme snímat za pomoci elektrod vodivě připojených k povrchu kůže.

Výsledkem tohoto měření je graf elektrické aktivity srdce, elektrokardiogram (ECG). Vzhledem k relativně nízkým měřeným napětím (mV) se nelze vyhnout kontaminace signálů rušením (síťový brum 50/60 Hz, pohybová aktivita, půlčlankový potenciál <1 Hz, EMG >35 Hz aj.). Proto je nezbytné snímané signály vhodně filtrovat a dodržet základní pravidla měření (elektrody mimo svaly, ideálně vleže, minimální indukční smyčky, eliminovat napájecí zdroje apod.) [103].

ECG je standardně multikanálovým signálem měřeným v definovaných směrech (svodech). Vzhledem k bipolárnímu měření končetinových potenciálů (UR, UL, UF) lze definovat tzv. Einthenovy (I., II., III.) a Goldbergovy (aVR, aVL, aVF) svody a dle obvodových rovnic provádět vzájemný přepočít. Vzájemně kolmých svodů (např. I a aVF) lze využít pro prostorový popis šíření akčních potenciálů (R-špičky) a určit např. vektor elektrické srdeční osy (30 až 105) [103].



Obrázek 3.2: Komponenty ECG, elektrická a mechanická aktivita srdce [86].

Základní svodové systémy

1. Končetinové svody bipolární (Einthovenovy I., II., III. -měří změny potenciálu mezi dvěma příslušnými elektrodami)
2. Končetinové unipolární (Goldbergerovy augmentované aVL, aVR, aVF - měří změny potenciálu mezi danou elektrodou a svorkou vzniklou spojením dvou protilehlých elektrod)
3. Hrudní unipolární Wilsonovi (V1-6) svody k průměrné referenci $(UR+UL+UF)/3$

Komponenty ECG

Elektrická aktivita srdce je popisována jako basolínie (isoelektrická linie), s P vlnou, QRS komplexem a T vlnou. Jednotlivé komponenty je možné vidět na obrázku 3.2, dále jsou popsány v tabulce 3.1.

Komponenta		Měřená oblast	Reprezentuje jev	t [s]	Amplituda [mV]
Vlny	P	Začátek a konec na isolinii (baseline)	Depolarizace síní	0.07 – 0.18	<0.25
	QRS komplex	Začátek a konec na isolinii od začátku Q vlny po konec S vlny	Depolarizace komor	0.06 – 0.12	0.10 – 1.5
	T	Začátek a konec na isolinii	Repolarizace komor	0.10 – 0.25	<0.5
Intervaly	P-R	Od začátku P vlny do začátku QRS komplexu	Doba od začátku síňové depolarizace do začátku komorové depolarizace	0.12 – 0.20	
	Q-T	Od začátku QRS komplexu do konce T vlny	Doba od začátku komorové depolarizace do konce komorové repolarizace. Představuje refrakterní dobu komor	0.32 – 0.36	
	R-R	Od peaku R vlny do peaku následující R vlny	Doba mezi dvěma následujícími komorovými depolarizacemi	0.80	
Segmenty	P-R	Od konce P vlny do začátku QRS komplexu	Doba vedení impulsu od AV uzlu do komorového myokardu	0.02 – 0.10	
	S-T	Od konce S vlny do začátku T vlny	Doba brzké repolarizace komor, kdy jsou buňky komor uniformě excitované	< 0.20	
	T-P	Od konce T vlny do začátku P vlny	Doba od konce komorové repolarizace do začátku síňové depolarizace	0.0 – 0.40	

Tabulka 3.1: Tabulka komponent ECG.

3.2.1 Zpracování ECG

QRS komplexy jsou detekovány v signálu pomocí Pan-Tomkinsova algoritmu. Signál je nejprve filtrován IIR filtrem Butterworth, poté je signál diferencován a umocněn, což zvýrazňuje velké a rychlé změny. Z takto upraveného signálu je vytvořena obálka klouzavým průměrem. Diferencí a prahováním jsou v obálce vyhledány začátek a konec komplexu QRS. Následuje hledání maxima v segmentu komplexu QRS, který odpovídá R-špičce [104].

R-špičky představují tlukot srdce – kontrakci komor. Doba mezi R-špičkami a její změna se označuje jako variabilita srdeční frekvence (HRV). Vzorovací

frekvence je 500 Hz, proto je možné dopočítat čas mezi jednotlivými srdečními systolami a zobrazit jako schodovitou funkci, kdy je příslušná srdeční frekvence zobrazena v čase mezi příslušnými R-špičkami.

Algoritmus pro detekci QRS komplexu již implementoval v prostředí Matlab Prof. Ing. Roman Čmejla, CSc. pro předmět BSG. Tato implementace je využita v rámci popisovaného experimentu. Pan-Tompiksonův algoritmus má následující sled úkonů:

1. filtrace
2. diferenciacce
3. umocnění
4. vyhlazení Moving Average (MA) filtrem
5. prahování
6. detekce maxima R vlny

■ Extrakce příznaků signálu HRV

Po vzoru publikací [99], [101], [103], [98], [34] a [35] bylo zvolení několik příznaků extrahovaných ze signálu srdeční variability. Čtyři v časové a jeden z frekvenční oblasti. Příznaky jsou vypsány v tabulce 3.3.

■ Poincaré plot

Analýza Poincaré plot je geometrická nelineární metoda vyhodnocení HRV. Je to graf, na kterém jsou R-R intervaly vyneseny jako funkce předchozího R-R intervalu, kde hodnoty každého páru následných R-R intervalů definují umístění v grafu [106].

Pokud máme časovou řadu

$$x_t, x_{t+1}, x_{t+1}, \dots, x_{t+n}$$

tak první bod výsledného grafu je (x_t, x_{t+1}) , následující (x_{t+1}, x_{t+2}) a tak dále. Kvalitativně je v Poincaré plot vyhodnocován vizuálně tvar. Proto jsou tvary kategorizovány do funkčních skupin indikujících stupeň srdečního selhání [107]. Kvalitativně je Poincaré plot vyhodnocován výpočtem SD indexů. Tento graf tedy poskytuje snadné znázornění HRV a také informaci o funkčnosti srdce [106]. Indexy SD1 a SD2 jsou popsány v tabulce 3.3.

■ 3.3 Pulsní pletysmogram (PPG)

Pulsní pletysmografie měří optickou transparentnost, která se mění se změnou pulzního tlaku v cévách měkkých tkání. Pletysmogram poskytuje informaci o aktuální hodnotě tlaku v krevním řečišti. Vrcholy průběhu odpovídají systolickému tlaku, minima pak diastolickému tlaku. V pružném těle odražená pulzní

Měření ECG	
Jednotka	mV
Vzorkovací frekvence	500 Hz
Zesílení	1000
Offset	0mV
Hardwarová filtrace	DP 150 Hz; HP 0,05 Hz
Mód měření	AC
Digitální filtrace	DP 150 Hz

Tabulka 3.2: Tabulka parametrů elektrokardiogramu [86].

Parametr	Popis
HR	Srdeční frekvence
HRV	Variabilita srdeční frekvence
SDHRV	Směrodatná odchylka všech RR intervalů v segmentu
SDMWHRV	Směrodatná odchylka průměru RR intervalů v 10 sekundových usecích segmentu
RMSHRV	Druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů následných RR intervalů
RMSMWHRV	Druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů následných RR intervalů
SDDHRV	Směrodatná odchylka rozdílů následných RR intervalů
LF/HF	Poměr výkonu pásnu nízké a vysoké frekvence HRV
SD1	Směrodatná odchylka kolmá na linii identity Poincaré plot
SD2	Směrodatná odchylka rovnoběžná s linií identity Poincaré plot

Tabulka 3.3: Tabulka vybraných příznaků signálu ECG.

vlna nasedá za systolou a může vytvořit zdvojení s lokálním minimem zvaným dikrotický zářez. Maximální krevní tlak je při stahu srdečních komor, v ECG odpovídá R-špičce. Pulzní tlaková vlna se šíří od srdce dále krevním řečištěm, proto při měření pletysmogramu na prstech ruky shledáváme zpoždění systolického maxima za R-špičkou. Rychlost pulzní vlny reflektuje kondici a pružnost tepen a cév (pomalá=pružné, rychlá=zkornatělá). Variabilita amplitudy systoly krevního tlaku je taktéž ovlivněna dýcháním a tlaku uvnitř hrudního koše [86].

3.3.1 Zpracování PPG

V PPG signálu jsou detekovány špičky, které stejně jako R-špičky ECG signálu odpovídají periodické aktivitě srdce. Je tak získán parametr variability tepové frekvence (pulsewave rate variability; PRV). Srdeční frekvence i pulsní frekvence měla být stejná. To ovšem neznamená, že variabilita mezi špičkami signálu ECG bude shodná s variabilitou špiček PPG, protože od R-špičky do

vzniku PPG vlny musí signál projít řadou fyziologických transformací (délka cévního řečiště, elasticita cév, odpor krevního řečiště, krevní tlak...).

Dle publikace [100], je možné vypočítat pomocí rychlosti pulsní vlny hodnotu krevního tlaku (BP). Hodnota BP je dána srdečním výdejem a cévním odporem. Proto je BP závislý jak na HR, tak i předchozím BP. Z těchto předpokladů zformulovali následující rovnici:

$$BP_n = a \ln(PTT) + b HR + c BP_{n-1} + d$$

PPT je doba přenosu pulsní vlny (doba mezi R-špičkou na ECG signálu a špičkou PPG signálu), HR je srdeční frekvence a BP_{n-1} je předchozí odhad BP. Koeficienty a, b, c a d jsou získány metodou nejmenších čtverců. Dále se zpracováním PPG zabývá [12, 74, 101]. Z těchto publikací byly vybrány následující parametry uvedené v tabulce 3.7.

Měření PPG	
Jednotka	mV
Vzorkovací frekvence	500 Hz
Zesílení	1000
Offset	0mV
Digitální filtrace	PP 0.5 - 8 Hz

Tabulka 3.4: Tabulka parametrů PPG [86].

Parametr	Popis
PTT	Pulse transit time; Doba přenosu pulsní vlny
PWV	Rychlost pulsní vlny
eBP	Vypočtený krevní tlak
PRV	Variabilita pulsní frekvence

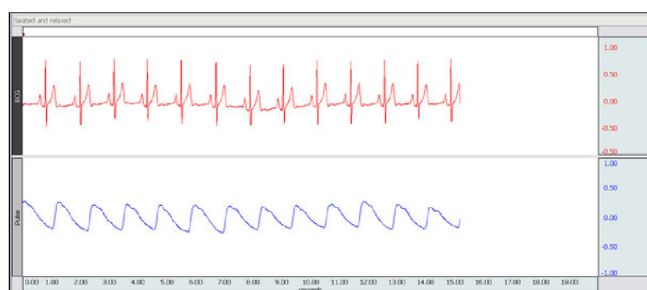
Tabulka 3.5: Tabulka parametrů extrahovaných ze signálu PPG.

3.4 Elektrodermální aktivita

Na lidské kůži můžeme pozorovat různé bioelektrické fenomény, zejména v oblastech s velkou koncentrací nervových zakončení a potních žláz, např. prsty, dlaně nebo chodidla.

- *Galvanický kožní odpor* (Galvanic skin resistance, GSR) – slabý proud je aplikován mezi dvěma elektrodami, které jsou od sebe vzdáleny přibližně jeden palec (inch = 2.54 cm). Naměřený elektrický odpor mezi nimi je označován jako GSR, a mění se v závislosti na emočním stavu jedince.
- *Galvanický kožní potenciál* (Galvanic skin potential, GSP) – Obdobně, dvě elektrody jsou připojené k napětovému zesilovači, a je měřeno napětí mezi nimi, bez aplikace proudu. Naměřené napětí je označováno jako GSP.

- *Elektrodermální aktivita* (EDA) nahrazuje GSR a GSP jako termín popisující změny ve schopnosti kůže vést elektrický proud. Za změny potenciálu a vodivosti kůže je odpovědný pot produkovaný potními žlázami kůže, který obsahuje vodivé ionty. Aktivita potních žláz se mění nejen v závislosti na vnějších podmínkách, ale protože jsou potní žlázy pod kontrolou sympatického nervového systému, je jejich aktivita ovlivněna i psychickým či fyzickým vzrušením člověka [103]. Z toho signálu získáváme parametry Hladiny kožní vodivosti (Skin conductance level, SCL) a Odezvu kožní vodivosti (Skin conductance response, SCR). SCL je izolované signálu EDA a označuje klidovou hodnotu. SCR je krátkodobé zvýšení v signálu EDA a označuje časově závislou odezvu na stimulus.



Obrázek 3.3: Ukázka průběhu ECG a PPG.

3.4.1 Zpracování EDA

Snímaný signál EDA byl filtrován pásmovou propustí. Dle publikací [75,76,77,94] je EDA velice citlivá na okolní teplotu, jednak kvůli měnícímu se trendu signálu, ale hlavně kvůli změnám v aktivitě potních žláz. Činnost potních žláz závisí na vnitřních i vnějších podmínkách [8]. Signál byl snímán za účelem detekce v změnách činnosti potních žláz po stimulu. Stimulus může být fyzické i psychické vypětí.

Měření EDA	
Jednotka	mV
Vzorkovací frekvence	500 Hz
Zesílení	2000
Hardwarová filtrace	DP 1000 Hz
Offset	0 mV
Způsob měření	DC
Digitální filtrace	PP 0.5 - 25 Hz

Tabulka 3.6: Tabulka parametrů EDA [86].

Parametr	Popis
SCL	Střední hodnota signálu EDA
SCR	Klouzavý průměr signálu EDA o velikosti 0,5 s
nSCR	Počet detekovaných špiček v SCR

Tabulka 3.7: Tabulka parametrů extrahovaných ze signálu EDA.

3.5 Respirační aktivita (RESP)

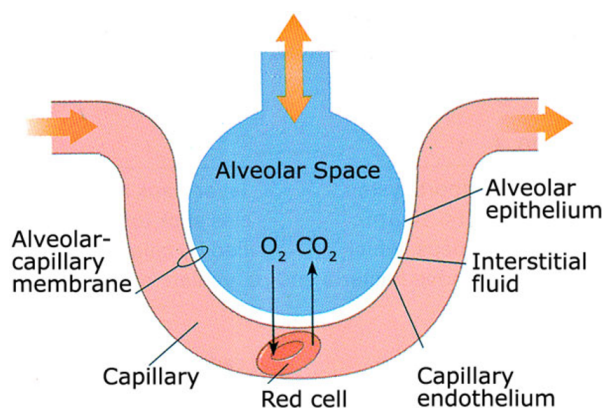
Primární funkcí dýchací soustavy je poskytnutí kyslíku pro potřeby organismu, zbavení CO₂, a udržování homeostázy.

Mechanismus respiračního cyklu se skládá ze dvou fází, inspirace (nádech) a expirace (výdech). Během nádechu se kosterní svalstvo (diafragma a mezižeberní svaly) stahují, čímž se zvýší objem plic a sníží tlak uvnitř hrudníku a plic, na nižší než atmosférický, to způsobí proudění vzduchu do plic. Během výdechu se dýchací svaly uvolní a způsobí snížení objemu a zvýšení tlaku v hrudníku a plicích. Toto zvýšení tlaku vytlačí vzduch zpět do vnějšího prostředí. Normální expirace je pasivní jev, způsobený relaxací dýchacího svalstva. Během cvičení, nebo nuceného výdechu (např. kašláni) expirace se stává aktivním dějem a dýchací svalstvo stahuje hrudní koš a plíce.

Při nádechu je kyslík v plicích difundován plicními kapilárami do krve a je transportován červenými krvinkami (3.4). Buňky spotřebovávají kyslík metabolickou činností. Při tvorbě energie tyto buňky vytváří CO₂ jako odpadní produkt. Část CO₂ reaguje s vodou a vytváří kyselinu uhličitou, která disociuje na H⁺ a bikarbonát HCO₃⁻. Erytrocyty (červené krvinky) transportují CO₂ a H⁺ zpět do plic, kde H⁺ a HCO₃⁻ rekombinují a vzniká tak CO₂ a voda [103].

3.5.1 Zpracování RESP

Podrobně se extrakcí příznaků respirační činnosti zabývá [33] a [7]. V těchto publikacích byly převzaty čtyři parametry frekvenční oblasti a čtyři parametry



Obrazek 3.4: Průběh výměny plynů v plicním sklípku [103].

časové oblasti (tabulka 3.9).

Měření respirace pásem	
Jednotka	mV
Vzorkovací frekvence	500 Hz
Zesílení	1000x
Kompenzace (offset)	0 mV
Hardwarová filtrace	DP 1000 Hz; Hp 0,5 Hz
Mód měření	AC
Digitální filtrace (IIR)	DP 0,5 Hz

Tabulka 3.8: Tabulka parametrů RESP [86].

Parametr	Popis
RF1	Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 0 - 0,5 Hz
RF2	Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 0,5 - 1 Hz
RF3	Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 1 - 1,5 Hz
RF4	Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 1,5 - 2 Hz
Bmin	Průměrná amplituda největšího výdechu
Bmax	Průměrná amplituda největšího nádechu
BR	Průměrná dechové frekvence
BRidx	Index pravidelnosti dechu

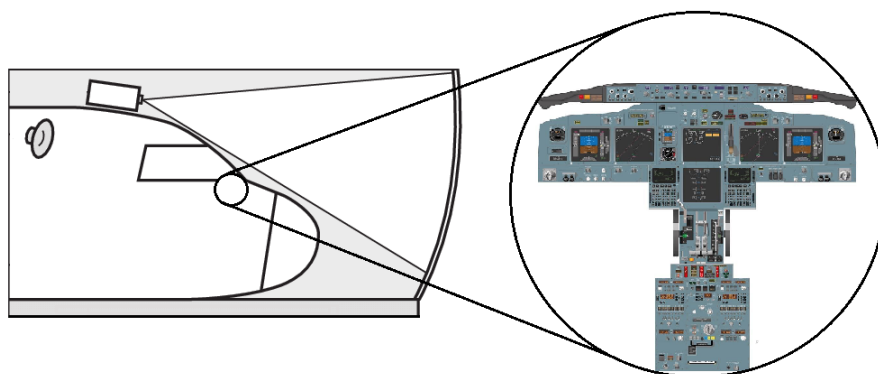
Tabulka 3.9: Vybrané parametry extrahované z respirační činnosti.

3.6 Simulátor

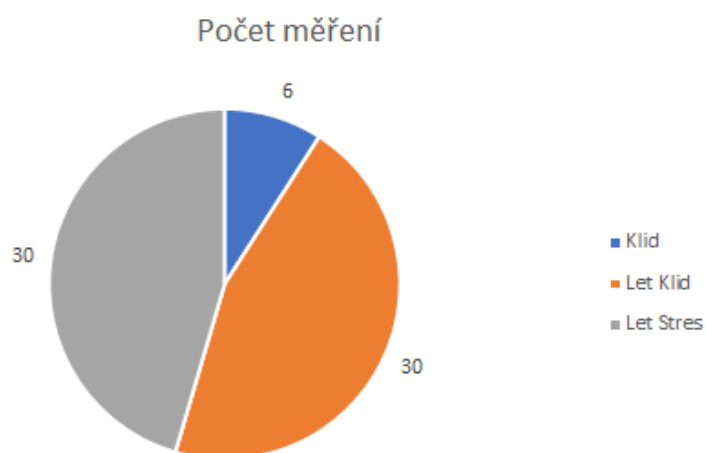
Simulace a realita se zásadně liší. Nejméně v tom, že při simulaci reálně nehrozí nebezpečí např. pádu letadla. Pilotovi nehrozí reálné nebezpečí, a tím méně se projevuje jeho stres. Simulace je realizována zrakovým a akustickým vjemem na simulátoru Boeing 737. Podle polohy letadla je sadou projektorů generován obraz pohledu z kabiny letadla. Palubní deska a informační systém věrně odpovídá skutečnému kokpitu. Řízení poskytuje zpětnou vazbu v podobě vibrací a odporu na řídicím knyplu.

3.7 Průběh měření

Dobrovolníci s různou úrovní zkušenosti s pilotováním byly nejprve seznámeni s průběhem měření a stručným popisem měřených signálů. Ve stejné místnosti, ve které se nachází simulátor, byl dobrovolníkům nejprve změřen klidový záznam výše uvedených signálů, aby nedošlo k posunu EDA signálu vlivem okolní teploty. Poté následovala letecká relace. Dobrovolníci byly usazeni na místo hlavního pilota (levá strana), na místě kopilota seděl lektor. Let byl zahájen pěti minutami klidného letu, kdy měl dobrovolník za úkol pouze držet kurz a letovou hladinu. V následujícím pětiminutovém úseku dával



Obrázek 3.5: Schéma simulátoru Boeing 737 MAX



Obrázek 3.6: Počet změřených signálů a tří fází měření.

instruktor pilotům úkony různé náročnosti, včetně rozporuplných úkonů, nebo úkonů spouštějící varovné signály (překročení bezpečného úhlu náklonu, kolize s horským terénem...). Tyto série byly několikrát opakovány. Celkem bylo získáno 66 jednotlivých stavů.

Takto byla získána data od šesti jedinců. Všichni mají malé zkušenosti s pilotováním. Proto na ne pilotování simulátoru působilo jako významný stresor. Věk dobrovolníků byl od 14 do 43 let. Všichni uvedli, že nemají žádné zdravotní problémy. Aktuální stav před měřením uvedli jako normální (5) a čerstvý (1).



Obrázek 3.7: Fotografie ze záznamu měření.

Kapitola 4

Výsledky

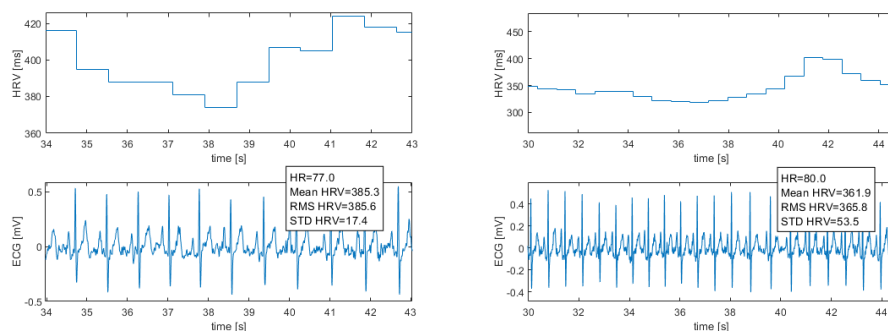
V této sekci jsou popsány a zobrazeny výsledné grafy a vyhodnocené parametry vybrané v předchozí sekci.

4.0.1 ECG

Po zpracování signálu dle sekce zpracování signálu ECG byly detekovány R-špičky, a vypočteno HRV. Z těchto hodnot byly získány parametry směrodatné odchylky v celém signálu a v 10 sekundových usecích, střední kvadratická odchylka v celém signálu a v 10 sekundových usecích, střední hodnota HRV a směrodatná odchylka rozdílů následných R-špiček. Porovnání klidového a stresového stavu je na obrázku 4.1.

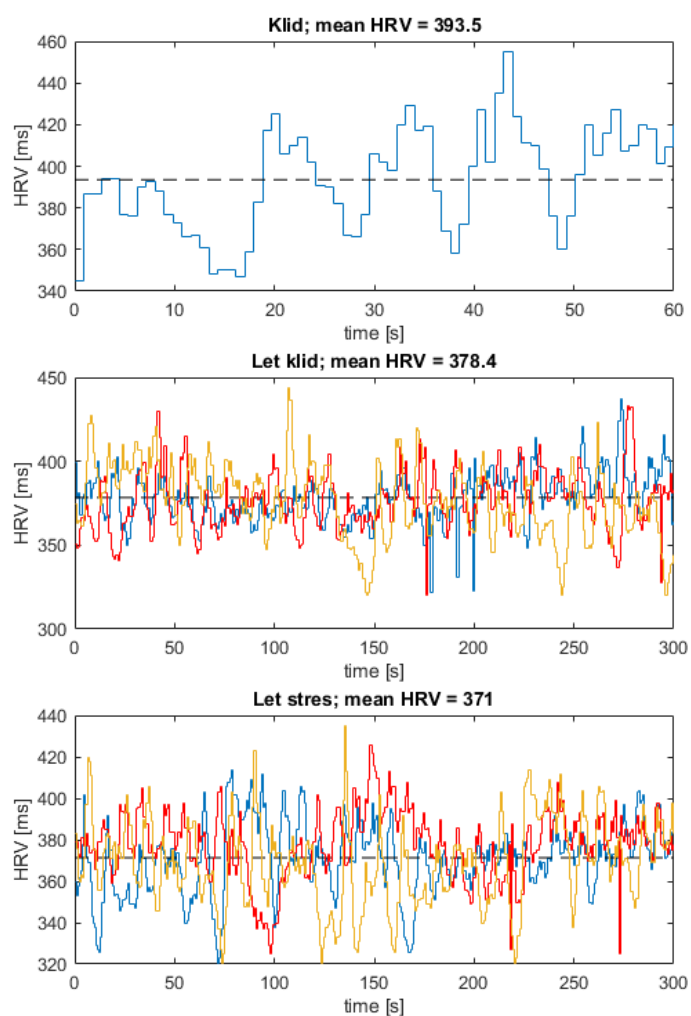
Na obrázku 4.2 jsou porovnány všechny tři fáze pro parametr HRV. HRV je ve fázi Klid nejvyšší a v dalších fázích klesá.

Pro znázornění změny doby mezi špičkami RR byl použit Poincaré plot a následnou parametrizací získány směrodatné odchylky ve směrech největšího rozptylu SD1 a SD2 (obrázek 4.3). SD1 je směrodatná odchylka kolmá na linii identity Poincaré plot. SD2 je směrodatná odchylka rovnoběžná s linií identity Poincaré plot.

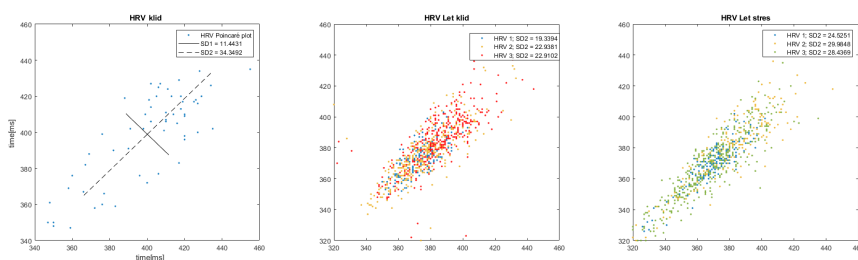


Obrázek 4.1: Průběhy signálů ECG a HRV. Vlevo je signál naměřený ve fázi Klid, vpravo signál zaznamenaný ve fázi Let klid

4. Výsledky



Obrázek 4.2: Porovnání parametru HRV ve všech různých fázích.

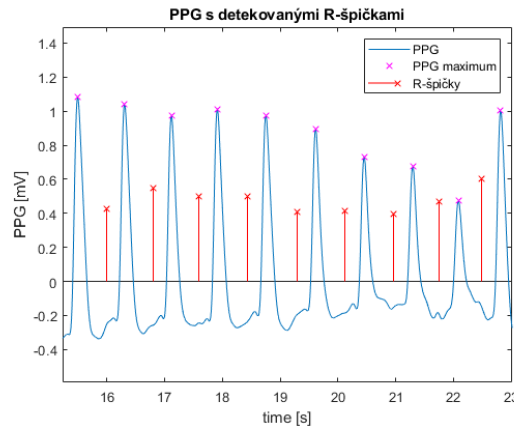


Obrázek 4.3: Porovnání minutového klidového záznamu parametru HRV a dvou sad tří pětiminutových záznamů HRV ve stavech Let klid a Let stres. Parametr SD2 roste mezi stavy Let klid a Let stres.

4.0.2 PPG

V naměřeném PPG signálu byly po fitraci pásmovou propustí detekovány lokální maxima. Ty byla společně s detekovanými R-špičkami použita pro

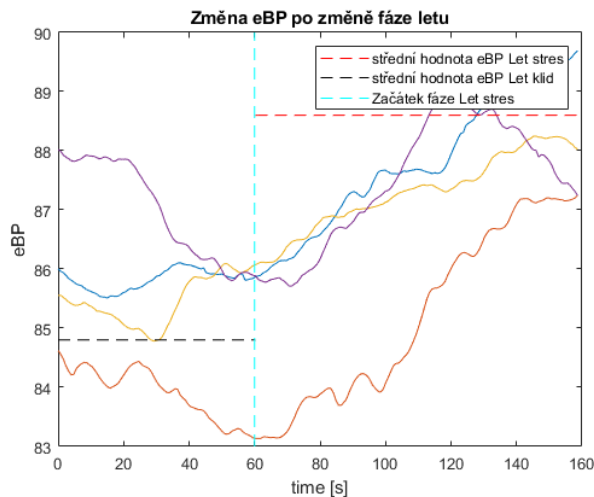
výpočet doby přenosu pulsní vlny (PTT) (4.4).



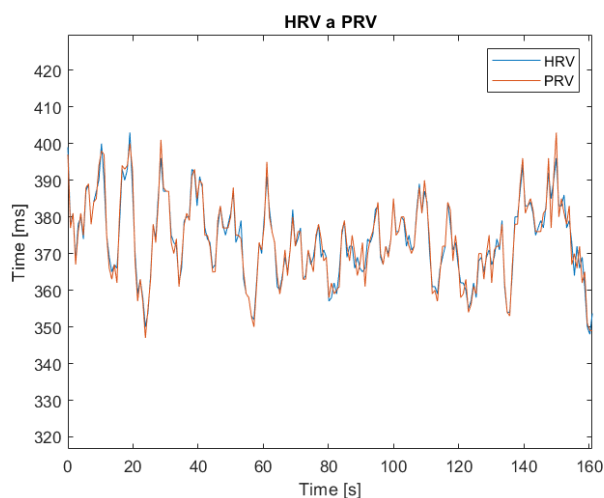
Obrázek 4.4: Zobrazení signálu PPG s detekovanými špičkami a detekované R-špičky pro výpočet zpoždění PPG signálu za signálem ECG.

Na obrázku (4.5) je znázorněn vypočtený krevní tlak eBP a přechody mezi stavy Let klid a Let stres. Tyto hodnoty krevního tlaku nejsou kalibrované, protože účastníkům měření nebyla během měření odebrána hodnota krevního tlaku. Proto jsou tyto hodnoty použity pouze k pozování změny mezi klidovým a stresovým stavem.

Obdobně jako u parametru HRV signálu ECG byl ze signálu PPG extrahován parametr PRV, tedy doba mezi jednotlivými špičkami v signálu PPG. Porovnání s parametrem HRV je na obrázku 4.6. Korelace těchto dvou parametrů udává R-hodnotu > 0.9 a p-hodnotu < 0.01 .



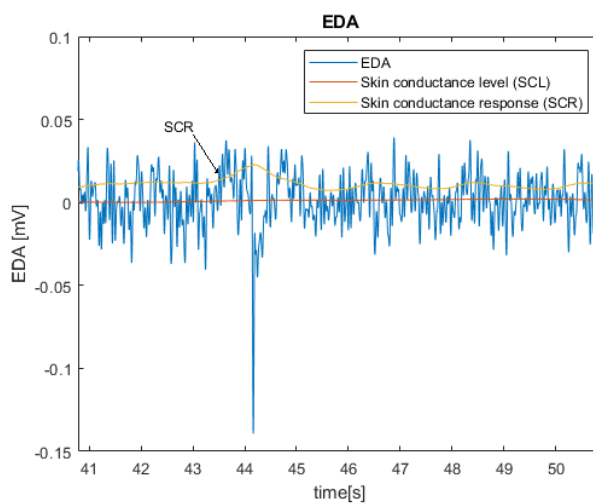
Obrázek 4.5: Zobrazení změny eBP při přechodu z fáze Let klid do fáze Let stres.



Obrázek 4.6: Porovnání parametru HRV a PRV.

4.0.3 EDA

Z filtrovaného signálu EDA byla vypočítána hladina SCL a SCR (obrázek 4.7). V SCR poté byly práhováni detekovány špičky odpovídající reakci pokožky na stresor. Počet těchto špiček byl zaznamenán jako nSCR. Počet takto detekovaných špiček narůstal ve stresových situacích.



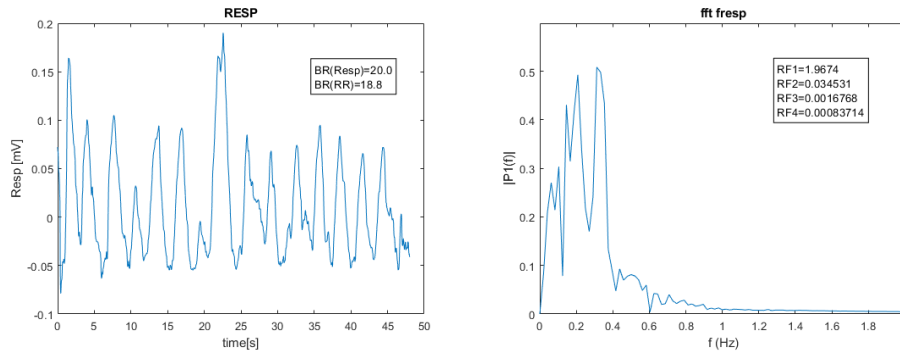
Obrázek 4.7: Průběh signálu EDA se zobrazenou hladinou kožní vodivosti a detekovanými špičkami (SCR).

4.0.4 RESP

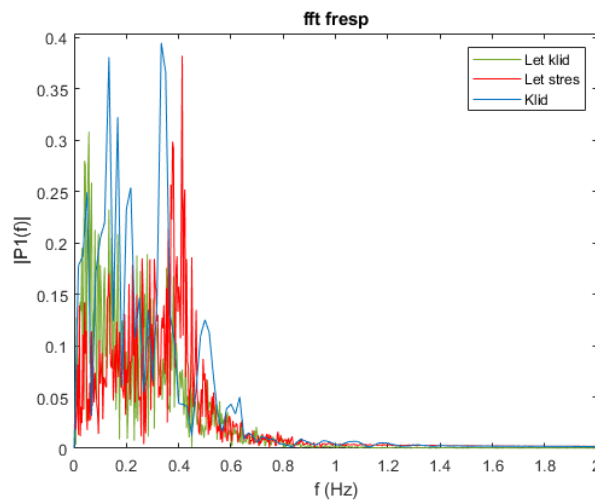
Signál RESP byl filtrován dolní propustí a zůstaly zachovány pouze frekvence pod 0,5 Hz. Na diferencovaném signálu byly poté funkcí `signum` detekovány jednotlivé výdechy a nádechy. Z nich byla vypočtena celková dechová frek-

vence. Byla detekována amplituda maximálního nádechu a výdechu a také pravidelnosti dechu. Pro potřeby frekvenční analýzy byl signál normalizován a vypočten výkon ve 4 frekvenčních pásmech.

Na obrázku 4.8 je znázorněn průběh signálu RESP a fourierova transformace tohoto signálu. Z frekvenčního spektra byly spočítány průměrné výkony pro 4 pásma.



Obrázek 4.8: Vlevo zobrazení průběhu signálu RESP. Vpravo Fourierova transformace signálu RESP s extrahovanými parametry průměrného výkonu frekvenčního pásma RF. RF1(0 - 0,5 Hz), RF2(0,5 - 1 Hz), RF3(1 - 1,5 Hz) a RF4(1,5 - 2 Hz).



Obrázek 4.9: Porovnání výkonu frekvenčních pásem Fourierovy transformace signálu RESP. Pozorujeme značný posun fáze Let stres do vyšších frekvenčních pásem oproti zbývajícím dvěma stavům.

4.0.5 Statistické výsledky

Naměřené hodnoty a vypočtené parametry byly statisticky vyhodnoceny jednovýběrovým párovým t-testem. Vyhodnoceny byly změny parametrů pro každého jedince zvlášť. Z parametrů každého jedince byla spočítána střední

hodnota a tyto střední hodnoty byly následně statisticky testovány. Všechny výsledky jsou v tabulce 4.1. Hodnota hladiny významnosti p byla zvolena $p = 0,05$. Nultá a alternativní hypotéza jsou formulovány v následovně:

- H_0 : Není rozdíl mezi klidovými a stresovými fyziologickými parametry.
- H_a : Fyziologické parametry jsou ovlivněny stresovou situací.

Na parametrech signálu ECG vidíme, že HR roste jak bylo předpokládáno, což vede ke snížení doby HRV. Jediný další parametr ECG signálu, který klesá je RMSHRV. Stav Klid-Let Klid se významně neliší. Statisticky významná změna je pouze u parametrů SD2 a LF/HF. Autonomní systém je tedy schopný si rychle uvyknout na fázi Let Klid. Při porovnání stavů Klid a Let Klid proti stavu Let Stres pozorujeme statisticky významnou změnu v parametrech HR, HRV, RMSHRV, RMSMWHRV, SD2 a LF/HF.

Jediný z parametrů získaný ze signálu RESP, který klesá je parametr RF1, zatímco parametry RF2 až RF4 rostou. Je to dáno změnou dýchání (zrychlením), kdy se aktivita přesouvá do vyšších frekvenčních pásem. Zajímavý je rozdíl v detekci BR pomocí respiračního pásu a výpočtem z R-R intervalů. Pro parametr BR pozorujeme statisticky významnou změnu mezi stavy Klid-Let Klid a stavy Let Klid-Let Stres. Při testování parametrů RESP pro stavy Klid-Let Klid alternativní hypotézu přijímáme pouze u parametru BR(resp). Stav Klid je opět podobný stavu Let Klid. Statisticky významné změny ve stavu Let Stres oproti stavům Klid a Let Klid jsou u obou parametrů BR a u všech parametrů frekvenční analýzy RF1 až RF4. Nultou hypotézu přijímáme u parametrů BRidx, Bmin a Bmax. Pozorujeme pouze změnu rychlosti dýchání, hloubka nádechu, výdechu a BRidx se nemění.

Tlak vypočítaný z parametrů HRV a PWV významně roste ve všech třech porovnávaných situacích. To je pravděpodobně dáno relativně dlouhou dobou návratu eBP do klidových hodnot. Pro parametr PTT také zamítáme nultou hypotézu a přijímáme alternativní hypotézu ve všech třech situacích. Pro PWV přijímáme nultou hypotézu pouze při porovnání situace Klid-Let Klid. Tento rozdíl od PTT je dán rozdílnou délkou paže paže jedinců.

U parametru SCL signálu EDA zamítáme nultou hypotézu a přijímáme alternativní v situacích Klid-Let Klid a Klid-Let Stres. Nultou hypotézu přijímáme ve všech třech případech parametru SCR. Důležitější je však parametr nSCR, tedy počet krátkých změn v v SCR. Pro nSCR přijímáme alternativní hypotézu ve všech třech situacích.

K vyhodnocení dotazníku pro piloty (příloha B), pro vyhodnocení korelace mezi zdravotním stavem, postavou, aktuálním fyzickým stavem nebo sportováním nedošlo z důvodu malého počtu měřených jednotlivců. Nutno rovněž podotknout, že výsledky v tabulce 4.1 jsou získané pouze od šesti jedinců.

Pro jednotlivé signály byla také vypočtena korelace mezi nimi v různých stavech (příloha C, obrázek D.1). V tabulce 4.2 jsou uvedeny výsledky korelace měřených biosignálů v průběhu celého letu. V příloze C jsou uvedeny výsledky

	Parametr	Změna	Klid	Let Klid	Klid
			Let Klid	Let Stres	Let Stres
			P(T=t)	P(T=t)	P(T=t)
ECG	HR	↑	0.06689	0.00129	0.00025
	HRV	↓	0.06913	0.04165	0.03264
	SDHRV	↑	0.44903	0.40478	0.33246
	RMSHRV	↓	0.21396	0.03975	0.00678
	SDMWHRV	↑	0.15673	0.38452	0.21224
	RMSMWHRV	↑	0.45342	0.04260	0.03401
	SDDHRV	↑	0.46305	0.39536	0.33246
	SD1	↑	0.06281	0.19574	0.29899
	SD2	↑	0.01091	0.02436	0.03996
	LF/HF	↑	0.04849	0.04052	0.03164
RESP	BR	↑	0.02212	0.02377	0.38953
	BRidx	↑	0.39358	0.34033	0.49746
	Bmin	↑	0.28401	0.18735	0.40681
	Bmax	↑	0.29806	0.35449	0.20030
	RF1	↓	0.22328	0.02531	0.02068
	RF2	↑	0.07383	0.01342	0.06308
	RF3	↑	0.22627	0.02716	0.04033
	RF4	↑	0.25700	0.02554	0.04054
PPG	eBP	↑	0.01346	0.00591	0.04977
	PTT	↑	0.00140	0.00043	0.00013
	PWV	↑	0.14537	0.04060	0.00013
	PRV	↓	0.06582	0.00361	0.00042
EDA	SCL	↑	0.03690	0.11697	0.02213
	SCR	↑	0.28377	0.21923	0.15570
	nSCR	↑	0.00042	0.00034	0.03159

Tabulka 4.1: Výsledky statistické analýzy studentovým t-testem. Ve sloupci změna symbol ↑ značí rostoucí změnu parametru mezi jednotlivými fázemi, symbol ↓ značí klesání hodnoty parametru. Ve sloupci Klid, Let Klid jsou uvedeny výsledné P-hodnoty porovnání fází Klid a Let Klid. Obdobně je to pro zbylé dva sloupce. Tučně jsou zvýrazněné hodnoty pro $P < 0.05$. Všechny zkratky parametrů jsou popsány v kapitole 3. Metody a data.

korelace pro jednotlivé fáze (Klid, Let klid, Let stres). Všechny signály až na signál RESP spolu statisticky významně korelují ($p < 0.05$). V příloze D.4 je provedena korelace vybraných parametrů. Za významnou se dá považovat korelace mezi HRV a PRV, mezi kterými nebyla korelace vytvořena výpočtem.

4.1 Vyhodnocení úrovně stresu

Pro vyhodnocení a výpočet úrovně stresu byly nejprve vybrány parametry z tabulky 4.1, u kterých byla vyvrácena nulová hypotéza a přijata hypotéza alternativní. Všechna tato data byla normalizována v rozsahu 0 až 1 a následně

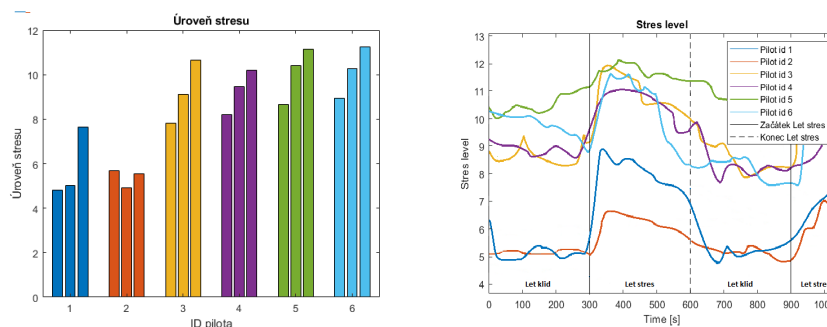
R-hodnota	ECG	EDA	RESP	PPG
ECG	1.0000	0.0351	0.0046	0.0295
EDA	0.0351	1.0000	-0.0022	-0.0011
RESP	0.0046	-0.0022	1.0000	-0.0056
PPG	0.0295	-0.0011	-0.0056	1.0000

p-hodnota	ECG	EDA	RESP	PPG
ECG	1.0000	0.0000	0.0001	0.0000
EDA	0.0000	1.0000	0.0612	0.3208
RESP	0.0001	0.0612	1.0000	0.0000
PPG	0.0000	0.3208	0.0000	1.0000

Tabulka 4.2: Tabulka R-hodnot a p-hodnot korelace biosignálů celého záznamu letu. Korelace jednotlivých fází letu jsou uvedeny v příloze C.

sečteny pro získání celkové úrovně stresu.

Pro získání změny v čase byl z těchto parametrů nejdříve spočítán klouzavý průměr 20s oknem, následný výpočet byl identický. Pozorujeme, že úroveň stresu nejvíce narůstá ihned po začátku stresové fáze letu Let stres a postupně klesá na úroveň stavu Let Klid (obrázek 4.10).



Obrázek 4.10: Vlevo jsou znázorněny střední hodnoty vypočtené hladiny stresu jednotlivých pilotů během všech tří fází. První sloupec ze stejnobarevné trojice je fáze Klid, druhý je fáze Let klid, třetí je fáze Let stres. Na obrázku vpravo je průběh hladiny stresu ve střídajících se fázích Let klid a Let stres.

4.2 Algoritmus k-means pro vyhodnocení stresu

K automatické detekci stavu z uvedených parametrů byl použit algoritmu k-means. K-means je algoritmus nehierarchické shlukové analýzy a skládá se z následujících kroků:

1. k výchozích centroidů (v našem případě $k=3$) se náhodně umístí v prostoru dat.
2. Body jsou přiřazeny nejbližším centroidům a tím vznikne k shluků.

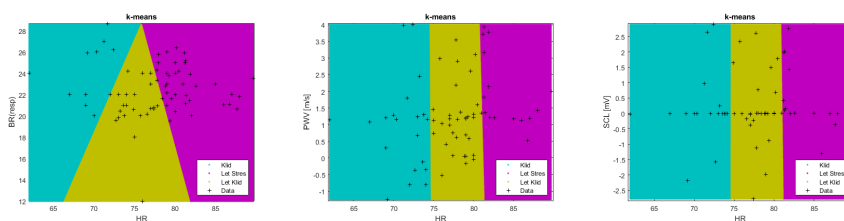
3. Centroidy se přepočítají tak aby byly umístěny v těžišti shluků
4. Kroky 2 a 3 jsou opakovány dokud nedojde ke konvergenci (ustálení)

Algoritmus byl implementován a použitý na ty parametry z tabulky 4.1, které mají opět statisticky signifikantní změnu. V tabulce 4.3 jsou uvedeny výsledky shlukování algoritmem a procentuální přesnost správného určení stavu.

	Klid	Let Klid	Let Stres
Klid	6	5	0
Let Klid	0	17	7
Let Stres	0	8	23

Tabulka 4.3: Matice záměny algoritmu k-means. Sloupce označují skutečnost, řádky výstup klasifikátoru. Případy na diagonále jsou klasifikovány správně, 6 z 6 klidových stavů bylo označeno správně, 5 fází Let klid bylo označeno jako Klidové a 8 jako Let stres, fáze Let stres byla zaměněna za Let Klid v 7 případech.

Na obrázcích 4.11 jsou zobrazeny ukázky algoritmu k-means při shlukování HR, BR, PWV a SCL. Výsledné hodnoty (tabulka 4.3) byly počítány ze všech vybraných parametrů najednou. Nevýhodou algoritmu k-means je například chybovost vlivem náhodnosti při procesu vytváření shluků, pokud dataset obsahuje odlehle hodnoty nebo hustota rozložení dat není rovnoměrná.



Obrázek 4.11: Dvourozměrné ukázky detekce stavu algoritmem k-means s parametry BR, PWV, SCL a HR.

4.3 Problematika měření

Tato studie, stejně jako všechny citované studie v této práci, byla provedena v kontrolovaném laboratorním prostředí. V reálném prostředí jsou stresory komplexní procesy zahrnující různé aspekty lidské osobnosti, případně působí několik stresorů zároveň. Použitý stresor byl dostatečně silný pro vyvolání akutní stresové reakce.

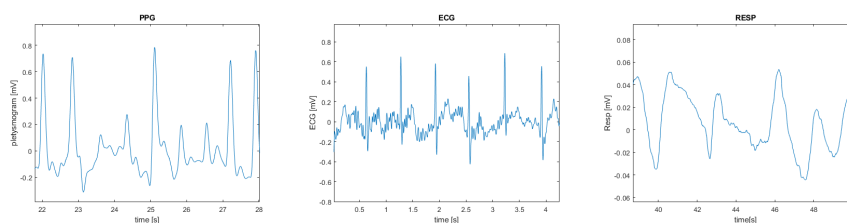
Velkým problémem při měření biosignálů je jejich náchylnost na rušení nebo vznik artefaktů. Ty mohou vzniknout například svalovou aktivitou, elektromagnetickou indukcí nebo špatným kontaktem elektrody s pokožkou. Tyto elementy lze odstranit filtrací, pomocí metody nejmenších čtverců, vlnkovou analýzou a mnoha dalšími metodami. Filtrací může dojít ke ztrátě užitečných

spiček, ale pokud nejsou rušení a artefakty dostatečně odfiltrovány mohou o signálu podávat zkreslené informace. Na obrázku 4.12 je zobrazen signál PPG, kde vidíme ztrátu signálu, způsobenou pohybem PPG senzoru umístěného na prstu. Tento artefakt byl velmi častý, vzhledem k nutnosti umístění PPG senzoru na prstu docházelo k jeho posunu vlivem pilotování letadla.

Aby došlo k omezení pohybových artefaktů u signálu ECG nebyly elektrody nalepeny na končetiny, ale na torzo těla. Dalším zdrojem rušení ECG signálu je elektromagnetická indukce.

Biosignál respirace (obrázek 4.12) byl zarušený pohybem jedince, pokud si například přeseďal.

Okolní prostředí (teplota, vlhkost vzduchu nebo osvětlení) také může ovlivnit měření nebo různé tělesné funkce. Změny v teplotě a vlhkosti vzduchu by mohli způsobit posun v biosignálu EDA. Měření probíhalo za konstantních podmínek, proto tento jev nebyl pozorován.



Obrázek 4.12: Vlevo ztráta PPG signálu vlivem pohybu senzoru na prstu. Uprostřed zarušený signál ECG, vlivem pohybových artefaktů, ztráty signálu a elektromagnetickým rušením. Vpravo ukázka zarušeného signálu RESP vlivem pohybu měřícího pásu.

Kapitola 5

Závěr

Navzdory subjektivní povaze stresu, výzkumy mají snahu o nalezení objektivní a spolehlivé metody měření a vyhodnocení stresu. Většina fyziologických procesů ve vztahu ke stresu je podvědomá a řízená ANS, proto je zde požadavek na vznik metod, které jsou přesnější než subjektivní hodnocení.

V teoretické části byl zpracován a představen pojem stres a jeho teorie, mechanismy vzniku. Byly popsány jeho projevy na chování jedince, psychologii i vliv na fyziologické parametry. Byl představen termín stresor a rozdělen do kategorií podle typu působení.

Rešerše na měření stresu byla rozdělena na několik sekcí. V první sekci jsou biosignály rozděleny podle místa snímání na lidském těle a podrobně popsány jejich parametry, které jsou spojovány s projevy stresu. Rozděleny byly na hlavu, tělo, končetiny a srdeční aktivitu samotnou. V sekci Metody navození stresu jsou shrnuty aktuálně nejpoužívanější testy a systémy pro navození fyziologického stresu. Mimo stresorů působících převážně psychologicky jsou v zkoumané literatuře zmíněny i stresory vnějšího prostředí a simulace vnějšího prostředí obdobné stresoru simulace letu použitého v našem experimentu.

Je také zmíněno, že stresory s časem ztrácejí na účinnosti, což je potvrzeno v sekci Vyhodnocení úrovně stresu.

V následující sekci Přehled publikovaných prací zabývajících se stresem jsou shrnuty vybrané publikace zabývajících se obdobným tématem a z těchto prací je vytvořen přehled vhodných signálů, parametrů a jejich signifikance pro měření stresu.

Jako další metody pro měření stresu byly zmíněny chemická vyšetření krve pro detekci biomarkerů, které se uvolňují během stresových situací a subjektivní hodnocení pomocí dotazníků.

Dle prostudované literatury byly ve 3. kapitole určeny biologické signály a jejich parametry vhodné jako ukazatele stresu. Došlo také k jejich naměření šesti jedinců dle navržené metodiky. Měřen byl signál ECG, PPG, RESP a EDA. Na rozdíl od práce předcházející této [63] nebyla měřena data o poloze letadla.

Ve 4. kapitole jsou popsány metody signálového zpracování biologických signálů pro jejich parametrizaci za účelem analýzy hladiny stresu. Ze signálu ECG byl vytvořen parametr variability srdeční frekvence, pomocí detekce R špiček. Obdoba tohoto parametru, detekována ze signálu PPG, je variabilita

pulsní frekvence. Z parametru HRV byly pomocí Poincare plot získány hodnoty SD1 a SD2. V signálu RESP byla nalezena maxima a minima, hloubka dechu a byla provedena frekvenční analýza. Ze signálu EDA byly určeny parametry hladiny kožní vodivosti a odpovědi kožní vodivosti. V parametru odpovědi kožní vodivosti byly detekovány špičky (nSCR), které značí výraznou, krátkodobou změnu ve vodivosti pokožky. U vybraných parametrů byly vykresleny jejich průběhy.

Tyto parametry byly dále vyhodnoceny studentovým t-testem. Pomocí této analýzy byly určeny parametry, u kterých můžeme potvrdit statisticky významnou změnu vlivem stresoru. Většina zvolených parametrů na základě literatury se projevila jako vhodné pro detekci stresu, zatímco parametry vybrané dle vlastního uvážení ne (například velikost největšího nádechu a výdechu). Oproti literatuře se parametr HR projevil jako velice statisticky významný ($P \leq 0.001$) zatímco parametr HRV byl na hranici významnosti ($P \leq 0.05$).

Tyto výsledky jsou ale do značné míry zkreslené velmi malým vzorkem naměřených jedinců, což také znemožnilo další analýzu například pomocí korelace mezi jednotlivými parametry.

Jako překvapivý se ukázal parametr vypočteného krevního tlaku (eBP) z HRV, HR a PWV, ale tento výsledek je nutné brát s rezervou neboť tento parametr nebyl kalibrován odebráním skutečné hodnoty krevního tlaku před měřením.

Vybrané biosignály spolu statisticky významně korelují, jak bylo předpokládáno na základě rešerše literatury. Parametr HRV získaný ze signálu ECG a parametr PRV získaný ze signálu PPG korelují s R-hodnotou > 0.9 a p-hodnotou < 0.01 . Nejvíce vhodných parametrů bylo získáno právě z těchto dvou biosignálů (ECG a PPG), a proto by mělo být možné k vyhodnocení stresu použít právě jeden z nich, jelikož parametry z nich extrahované spolu silně korelují.

V sekci 4.2 byl sestaven výpočet vyhodnocující úroveň stresu. Úroveň stresu byla vypočtena z parametrů, jejichž změna byla t-testem prokázána jako signifikantní. Zobrazení časové změny úrovně stresu potvrzuje ztrátu účinnosti stresoru s časem.

Pro automatickou detekci stresových stavů byl použit algoritmus k-means. Ovšem i v tomto případě se jako problém projevuje malý vzorek měřených jedinců.

Jako největší obtíž během měření se ukázaly pohybové artefakty v měřeném signálu, špatný kontakt elektrod a snímačů, které způsobovali úplnou ztrátu měřeného signálu. Oproti pracím [62, 63] došlo k extrakci většího množství parametrů, které ovšem nebyly zpracovány tak podrobně jako ve zmíněných pracích.

Při pokračování v tomto experimentu by bylo vhodné získat větší vzorek dat, využít další senzory, které poskytuje systém Biopac (měření teploty těla, periférií a obličeje), získat signál EEG a naměřené parametry porovnat s leteckými údaji jako je poloha letadla v prostoru, rychlost letu, schopnost pilota udržovat kurz a podobně.



Literatura

- [1] MARTÍNKOVÁ, Jiřina, Stanislav MIČUDA a Jolana CERMANOVÁ. *Vybrané kapitoly z klinické farmakologie pro bakalářské studium: Vegetativní nervový systém [online]*. 2001.<https://www.lfhk.cuni.cz/farmakol/predn/bak/kapitoly/vegetat-bak.doc/>
- [2] PICARD, Rosalind. *Affective computing*. Second edition. MIT Press: MIT Press, 55 Hayward St., Cambridge, MA, United States, 1997. ISBN 978-0-262-16170-1.
- [3] KŘIVOHLAVÝ, Jaro. *Jak zvládat stres*. 3. Praha: Grada, 2013. Pro vaše zdraví. ISBN 8024786419.
- [4] ATKINSON, Rita L. *Psychologie*. 2. Praha: Portál, 2003. ISBN 80-7178-640-3.
- [5] CANNON, Walter B. *The Wisdom of the Body*. University of California: W.W. Norton, Incorporated, 1932. ISBN 978-0393002058.
- [6] THE GENERAL ADAPTATION SYNDROME AND THE DISEASES OF ADAPTATION. *The Journal of Clinical Endocrinology Metabolism*. Oxford University Press, 1946, 1946(6), 117–230. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1210/jcem-6-2-117](https://doi.org/10.1210/jcem-6-2-117)
- [7] LAZARUS, Richard S. *Emotion and adaptation*. Ilustrované vydání. Oxford University: Oxford University Press, 1991. ISBN 9780195069945.
- [8] HOLMES, T. H. a R. H. RAHE. The Social Readjustment Rating Scale. *Journal of Psychosomatic Research*. 1967, 1967(11), 213–218. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1016/0022-3999\(67\)90010-4](https://doi.org/10.1016/0022-3999(67)90010-4)
- [9] COZMAN, Doina a Voichita M. DUMITRU. The relationship between stress and personality factors. *Human and Veterinary Medicine*. 2012, 2012(4), 34-39.
- [10] EYSENCK, H. J. Type A Behaviour and Coronary Heart Disease: The Third Stage. *Journal of Social Behavior and Personality*. Corte Madera, CA, 1990, 1990(1). Dostupné z:

doi:<https://search.proquest.com/openview/854bfcc738b093d54fe8924619dea280/1?pq-origsite=gscholarcbl=1819046>

- [11] Type A Personality, Self-Control, and Vulnerability to Stress. *Journal of Personality Assessment*. 1988, 52(3), 420-433. ISSN 0022-3891. Dostupné z: doi:10.1207/s15327752jpa5203_3
- [12] SETZ, C., B. ARNRICH, J. SCHUMM, R. LA MARCA, G. TROSTER a U. EHLERT. Discriminating Stress From Cognitive Load Using a Wearable EDA Device. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2010, 14(2), 410-417. ISSN 1089-7771. Dostupné z: doi:10.1109/TITB.2009.2036164
- [13] JACOBSON, LAUREN a ROBERT SAPOLSKY. The Role of the Hippocampus in Feedback Regulation of the Hypothalamic-Pituitary-Adrenocortical Axis*. *Endocrine Reviews*. 1991, 12(2), 118-134. ISSN 0163-769X. Dostupné z: doi:10.1210/edrv-12-2-118
- [14] MCEWEN, B., N. BOWLES a J. GRAY. Mechanisms of stress in the brain. *Nature Neuroscience*. 2015, 2015(18), 1353–1363. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1038/nn.4086>
- [15] FLATEN, Magne Arve a Mustafa AL'ABSI. *Neuroscience of Pain, Stress, and Emotion: Psychological and Clinical Implications*. USA: Academic Press, 2015. ISBN 9780128006665.
- [16] ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM. *Anatomie. 2. upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada, 2002. ISBN 978-80-247-4788-0.
- [17] VREEBURG, Sophie A., Frans G. ZITMAN, Johannes VAN PELT, et al. Salivary Cortisol Levels in Persons With and Without Different Anxiety Disorders. *Psychosomatic Medicine*. 2010, 72(4), 340-347. ISSN 0033-3174. Dostupné z: doi:10.1097/PSY.0b013e3181d2f0c8
- [18] EVERLY, JR., George S. a Jeffrey M. LATING. *A Clinical Guide to the Treatment of the Human Stress Response*. Third edition. New York: Springer, New York, NY, 2013. ISBN 978-1-4614-5538-7.
- [19] COHEN, Sheldon, Ronald C. KESSLER a Lynn UNDERWOOD GORDON, ed. *Measuring Stress: A Guide for Health and Social Scientists*. USA: Oxford University Press, U.S.A., 1997. ISBN 9780195121209.
- [20] NEODPOVÍDÁ AUTOR FINK, George. *Encyclopedia of Stress*. 2. New York: Academic Press, 2007. ISBN 9780080547961.
- [21] CRUM, A. J., J. SALOVEY a S. ACHOR. Rethinking stress: The role of mindsets in determining the stress response. *Journal of Personality and Social Psychology*. 2013, 2013(104), 716–733. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1037/a0031201>

- [22] COOPER, Cary L., ed. Handbook of Stress Medicine and Health. 2nd edition. United Kingdom: CRC Press, 2004. ISBN 9780849318207.
- [23] DECKERS, Lambert. Motivation: Biological, Psychological, and Environmental. 5th illustrated edition. New York: Routledge, 2018. ISBN 9781351713894.
- [24] CHROUSOS, G. Stress and disorders of the stress system. Nature Reviews Endocrinology. 2009, 2009(5), 374–381. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1038/nrendo.2009.106>
- [25] NEODPOVÍDÁ ROK A JEDEN AUTOR LAI, Ulrich a J. HERMAN. Neural regulation of endocrine and autonomic stress responses. Nature Reviews Neuroscience. 2009, 2009(10), 397–409. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1038/nrn2647>
- [26] KANIUSAS, Eugenijus. Biomedical Signals and Sensors I: Linking Physiological Phenomena and Biosignals. Illustrated edition. Wien: Springer Science Business Media, 2012. ISBN 9783642248436.
- [27] APPLICATION OF NON-LINEAR AND WAVELET BASED FEATURES FOR THE AUTOMATED IDENTIFICATION OF EPILEPTIC EEG SIGNALS. International Journal of Neural Systems. 2012, 22(02), 1-12. ISSN 0129-0657. Dostupné z: doi:[10.1142/S0129065712500025](https://doi.org/10.1142/S0129065712500025)
- [28] The psychophysiology of emotion. CACIOPPO, John T, Gary BERNTSON, Jeff LARSEN a Kirsten M POEHLMANN. Handbook od emotios. Edition 2. USA: Guilford Press, 2000, s. 173-191. ISBN 978-1593850296.
- [29] GATZKE-KOPP, Lisa M. a Sidney J. SEGALOWITZ. The role of resting frontal EEG asymmetry in psychopathology: Afferent or efferent filter? Developmental psychobiology. 2012, 2014(1), 73-85. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1002/dev.21092>
- [30] GIANNAKAKIS, Giorgos, Dimitris GRIGORIADIS a Manolis TSIKNAKIS. Detection of stress/anxiety state from EEG features during video watching. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2015, 2015, 2015(37th), 6034-6037. ISBN 978-1-4244-9271-8. Dostupné z: doi:[10.1109/EMBC.2015.7319767](https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319767)
- [31] SEO, Ssanghee, Yeongjun GIL a Jungtae LEE. The Relation between Affective Style of Stressor on EEG Asymmetry and Stress Scale during Multimodal Task. 2008 Third International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology. IEEE, 2008, 2008, 2008(Third), 461-466. ISBN 978-0-7695-3407-7. Dostupné z: doi:[10.1109/ICCIT.2008.35](https://doi.org/10.1109/ICCIT.2008.35)
- [32] LEWIS, Richard S., Nicole Y. WEEKES a Tracy W. HANG. The effect of a naturalistic stressor on frontal EEG asymmetry, stress, and health. Biological Psychology. 2007, 75(3), 239-247. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2007.03.004>

- [33] SHAOZHENG, Qin, Erno J. HERMANS, Hein J.F. VAN MARLE, Jing LUO a Guillén FERNÁNDEZ. Acute Psychological Stress Reduces Working Memory-Related Activity in the Dorsolateral Prefrontal Cortex. *Biological Psychiatry*. 2009, 66(1), 25-32. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2009.03.006>.
- [34] LOPEZ-DURAN, Nestor L., Robin NUSSLOCK, Charles GEORGE a Maria KOVACS. Frontal EEG asymmetry moderates the effects of stressful life events on internalizing symptoms in children at familial risk for depression. *Psychophysiology*. 2012, 49(4), 510-521. ISSN 00485772. Dostupné z: doi:[10.1111/j.1469-8986.2011.01332.x](https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2011.01332.x)
- [35] PENG, H., F. ZHENG a B. HU. A method of identifying chronic stress by EEG. *Personal and Ubiquitous Computing*. 2011, 2012(17), 1341–1347. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/s00779-012-0593-3>
- [36] MINGUILLON, Jesus, Miguel A. LOPEZ-GORDO a Francisco PELAYO. Stress Assessment by Prefrontal Relative Gamma. *Frontiers in Computational Neuroscience*. 2016, 10(1), 101. ISSN 1662-5188. Dostupné z: doi:[10.3389/fncom.2016.00101](https://doi.org/10.3389/fncom.2016.00101)
- [37] TOMARKEN, Andrew J., Richard J. DAVIDSON a Jeffrey. B. HENRIQUES. Resting frontal brain asymmetry predicts affective responses to films. *Journal of Personality and Social Psychology*. 1990, 59(4), 791-801. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1037/0022-3514.59.4.791>
- [38] BEATTY, J. a B. LUCERO-WAGONER. The pupillary system. *Handbook of psychophysiology*. 2nd ed. New York, NY, USA: Cambridge University Press, 2000, s. 142-162. ISBN 052162634X.
- [39] PEDROTTI, Marco, Mohammad Ali MIRZAEI, Adrien TEDESCO, Jean-Rémy CHARDONNET, Frédéric MÉRIENNE, Simone BENEDETTO a Thierry BACCINO. Automatic Stress Classification With Pupil Diameter Analysis. *International Journal of Human-Computer Interaction*. 2014, 30(3), 220-236. ISSN 1044-7318. Dostupné z: doi:[10.1080/10447318.2013.848320](https://doi.org/10.1080/10447318.2013.848320)
- [40] HONMA, Motoyasu. Hyper-volume of eye-contact perception and social anxiety traits, Consciousness and Cognition. *Consciousness and Cognition*. 2013, 22(1), 167-173. ISSN 1053-8100. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.concog.2012.12.002>.
- [41] WINN, Barry, David WHITAKER, David B. ELLIOTT a N.J. PHILIPS. Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. *Investigative Ophthalmology Visual Science*. 1994, 1994(3), 1132-1137.
- [42] SONDHI, S., M. KHAN, R. VIJAY a A. K. SALHAN. Vocal Indicators of Emotional Stress. *International Journal of Computer Applications*. 2015, 22(15), 38-43.

- [43] RAHURKAR, Mandar, John H. L. HANSEN, James MEYERHOFF a George SAVIOLAKIS. Frequency band analysis for stress detection using a teager energy operator based feature. 7th International Conference on Spoken Language Processing, ICSLP2002 - INTERSPEECH. 2002, 7th(1).
- [44] LISCOMBE, Jackson, Giuseppe RICCARDI a Dilek HAKKANITUR. Using Context to Improve Emotion Detection in Spoken Dialog Systems. Ninth European Conference on Speech Communication and Technology. 2005, 2005(Ninth), 1845-1848. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.7916/D81J9K7F>
- [45] HOLLIEN, Harry Francis. Forensic voice identification. Illustrated edition. San Diego, Calif.: Academic Press, c2002. ISBN 01-235-2621-3.
- [46] Psychological stress evaluators: EMG correlation with voice tremor. *Biological Cybernetics*. 1976, 1976(24), 165–167. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/BF00364119>
- [47] LEFTER, Iulia, Leon J.M. ROTHKRANTZ, David A. Van LEEUWEN a Pascal WIGGERS. Automatic stress detection in emergency (telephone) calls. *International Journal of Intelligent Defence Support Systems*. 2011, 4(2), 148 - 168. ISSN 1755-1587. Dostupné z: doi:[10.1504/IJIDSS.2011.039547](https://doi.org/10.1504/IJIDSS.2011.039547)
- [48] GIANNAKAKIS, G., M. PEDIADITIS, D. MANOUSOS, E. KAZANTZAKI, F. CHIARUGI, P.G. SIMOS, K. MARIAS a M. TSIKNAKIS. Stress and anxiety detection using facial cues from videos. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2017, 31(1), 89-101. ISSN 1746-8094. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2016.06.020>.
- [49] STAAB, Jeffrey P. The influence of anxiety on ocular motor control and gaze. *Current Opinion in Neurology*. 2014, 27(1), 118-124. ISSN 1350-7540. Dostupné z: doi:[10.1097/WCO.0000000000000055](https://doi.org/10.1097/WCO.0000000000000055)
- [50] CARNEIRO, Davide, José Carlos CASTILLO, Paulo NOVAIS, Antonio FERNÁNDEZ-CABALLERO a José NEVES. Multimodal behavioral analysis for non-invasive stress detection. *Expert Systems with Applications*. 2012, 39(18), 13376-13389. ISSN 0957-4174. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.eswa.2012.05.065>
- [51] ENGERT, Veronika, Arcangelo MERLA, Joshua A. GRANT, Daniela CARDONE, Anita TUSCHE, Tania SINGER a Momiao XIONG. Exploring the Use of Thermal Infrared Imaging in Human Stress Research. *PLoS ONE*. 2014, 9(3), 1-11. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:[10.1371/journal.pone.0090782](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0090782)
- [52] MARAZZITI, Donatella, Angela DI MURO a Paolo CASTROGIOVANNI. Psychological stress and body temperature changes in humans. *Physiology Behavior*. 1992, 52(2), 393-395. ISSN 0031-9384. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/0031-9384\(92\)90290-I](https://doi.org/10.1016/0031-9384(92)90290-I)

- [53] MCFARLAND, Richard A. Relationship of skin temperature changes to the emotions accompanying music. *Biofeedback and Self-Regulation*. 1985, 1985(10), 255–267. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/BF00999346>
- [54] OKA, Takakazu. Psychogenic fever: how psychological stress affects body temperature in the clinical population. *Temperature*. 2015, 2(3), 368-378. ISSN 2332-8940. Dostupné z: doi:10.1080/23328940.2015.1056907
- [55] TULEN, J.H.M., P. MOLEMAN, H.G. VAN STEENIS a F. BOOMSMA. Characterization of stress reactions to the Stroop Color Word Test. *Pharmacology Biochemistry and Behavior*. 1989, 32(1), 9-15. ISSN 0091-3057. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/0091-3057\(89\)90204-9](https://doi.org/10.1016/0091-3057(89)90204-9)
- [56] GRONWALL, D. M. A. Paced Auditory Serial-Addition Task: A Measure of Recovery from Concussion. *Perceptual and Motor Skills*. 1977, 44(2), 367-373. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/pms.1977.44.2.367
- [57] DEDOVIC, K., R. RENWICK, N. K. MAHANI a V. ENGERT. The Montreal Imaging Stress Task: using functional imaging to investigate the effects of perceiving and processing psychosocial stress in the human brain. *Journal of psychiatry neuroscience: JPN*. 2005, 2005(30), 319.
- [58] BERG, Esta A. A Simple Objective Technique for Measuring Flexibility in Thinking. *The Journal of General Psychology*. 1948, 39(1), 15-22. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1080/00221309.1948.9918159>
- [59] KIRSCHBAUM, C., K.-M. PIRKE a D.H. HELLHAMMER. The ‘Trier Social Stress Test’ – A Tool for Investigating Psychobiological Stress Responses in a Laboratory Setting. *Neuropsychobiology*. 1993, 1993(28), 76–81. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1159/000119004>
- [60] DIKECLIGIL, Gülce N. a Lilianne R. MUJICA-PARODI. Ambulatory and Challenge-Associated Heart Rate Variability Measures Predict Cardiac Responses to Real-World Acute Emotional Stress. *Biological Psychiatry*. 2010, 67(12), 1185-1190. ISSN 00063223. Dostupné z: doi:10.1016/j.biopsych.2010.02.001
- [61] ALONSO, J. F., S. ROMERO, M. R. BALLESTE, R. M. ANTONIJOAN a M. A. MAÑANAS. Stress assessment based on EEG univariate features and functional connectivity measures. *Physiological Measurement*. 2015, 36(7), 1351.
- [62] KLEJCHOVÁ, Pavla. ANALÝZA FAKTORŮ A MÍRY STRESU PILOTŮ PŘI ŘEŠENÍ EXTREMNÍCH LETOVÝCH SITUACÍ NA LETOVÉM SIMULÁTORU. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí práce Janča Radek.
- [63] Jíchová, A., Analýza biosignálů pro potřeby vyhodnocení stresových faktorů při řešení extrémních situací v ultra lehkých letadlech, diplomová práce ČVUT FEL 2013.

- [64] GUNES, Hatice a Massimo PICCARDI. Bi-modal emotion recognition from expressive face and body gestures. *Journal of Network and Computer Applications*. 2007, 30(4), 1334-1345. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jnca.2006.09.007>
- [65] BEVILACQUA, Fernando, Henrik ENGSTRÖM a Per BACKLUND. Automated Analysis of Facial Cues from Videos as a Potential Method for Differentiating Stress and Boredom of Players in Games. *International Journal of Computer Games Technology*. 2018, 2018(1), 1-14. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1155/2018/8734540>
- [66] ADAMS, Andra, Marwa MAHMOUD, Tadas BALTRUSAITIS a Peter ROBINSON. Decoupling facial expressions and head motions in complex emotions. 2015 International Conference on Affective Computing and Intelligent Interaction (ACII). IEEE, 2015, 2015, 2015(1), 274-280. ISBN 978-1-4799-9953-8. Dostupné z: doi:10.1109/ACII.2015.7344583
- [67] TEPPER, Michal, Rotem NEEMAN, Yonat MILSTEIN, Moshe Ben DAVID a Israel GANNOT. Thermal imaging method for estimating oxygen saturation. *Journal of Biomedical Optics*. 2009, 14(5), 054048. ISSN 10833668. Dostupné z: doi:10.1117/1.3251036
- [68] CHEN, Tong, Peter YUEN, Mark RICHARDSON, Guangyuan LIU a Zhishun SHE. Detection of Psychological Stress Using a Hyperspectral Imaging Technique. *IEEE Transactions on Affective Computing*. 2014, 5(4), 391-405. ISSN 1949-3045. Dostupné z: doi:10.1109/TAFFC.2014.2362513
- [69] HONG, K. a S. HONG. Real-time stress assessment using thermal imaging. *The Visual Computer*. 2015, 2016(32), 1369–1377. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/s00371-015-1164-1>
- [70] RIZZO, Donald C. *Fundamentals of anatomy and physiology*. Fourth edition. Boston, MA: Cengage Learning, [2016]. ISBN 12-851-7415-1.
- [71] KRANTZ, G., M. FORSMAN a U. LUNDBERG. Consistency in physiological stress responses and electromyographic activity during induced stress exposure in women and men. *Consistency in physiological stress responses and electromyographic activity during induced stress exposure in women and men*. 2004, 2004(39), 105–118. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/BF02734276>
- [72] FINDLEY, Leslie J. a Rudy CAPILDEO. *Movement disorders, tremor*. Illustrated edition. New York: Oxford University Press, 1984. ISBN 01-952-0463-8.
- [73] MCDUFF, Daniel, Sarah GONTAREK a Rosalind PICARD. Remote measurement of cognitive stress via heart rate variability. 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2014, 2014, 2014(36th), 2957-2960. ISBN 978-1-4244-7929-0. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2014.6944243

- [74] Identifying anxiety states using broad sampling and advanced processing of peripheral physiological information. *Biomed Sci Instrum.* 2006, 2006(42), 1-6.
- [75] SALAHUDDIN, Lizawati, Jaegeol CHO, Myeong Gi JEONG a Desok KIM. Ultra Short Term Analysis of Heart Rate Variability for Monitoring Mental Stress in Mobile Settings. 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2007, 2007, 2007(1), 4656-4659. ISBN 978-1-4244-0787-3. ISSN 1557-170X. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2007.4353378
- [76] SAUL, J. P., R. F. REA, D. L. ECKBERG, R. D. BERGER a R. J. COHEN. Heart rate and muscle sympathetic nerve variability during reflex changes of autonomic activity. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology.* 1990, 258(3), H713-H721. ISSN 0363-6135. Dostupné z: doi:10.1152/ajpheart.1990.258.3.H713
- [77] TILLER, W. A., M. ATKINSON a R. MCCRATY. Cardiac coherence: a new, noninvasive measure of autonomic nervous system order. *Altern Ther Health Med.* 1996, 2(1), 52-65.
- [78] HALL, Martica, Raymond VASKO, Daniel BUYSSE, Hernando OMBAO, Qingxia CHEN, J. David CASHMERE, David KUPFER a Julian F. THAYER. Acute Stress Affects Heart Rate Variability During Sleep. *Psychosomatic Medicine.* 2004, 66(1), 56-62. ISSN 0033-3174. Dostupné z: doi:10.1097/01.PSY.0000106884.58744.09
- [79] VAN LIEN, René, Melanie NEIJTS, Gonneke WILLEMSSEN a Eco J. C. DE GEUS. Ambulatory measurement of the ECG T-wave amplitude. *Psychophysiology.* 2015, 52(2), 225-237. ISSN 00485772. Dostupné z: doi:10.1111/psyp.12300
- [80] ANDRÁSSY, Gábor, Attila SZABO, Gyöngyvér FERENCZ, Zsófia TRUMMER, Eszter SIMON a Ádám TAHY. Mental Stress May Induce QT-Interval Prolongation and T-Wave Notching. *Annals of Noninvasive Electrocardiology.* 2007, 12(3), 251-259. ISSN 1082-720X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1542-474X.2007.00169.x
- [81] RING, C., V. E. BURNS a D. CARROLL. Shifting hemodynamics of blood pressure control during prolonged mental stress. *Psychophysiology.* 2002, 2002(39), 585-590. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1111/1469-8986.3950585
- [82] CARROLL, Douglas, Anna C. PHILLIPS, Geoff DER, Kate HUNT a Michaela BENZEVAL. Blood Pressure Reactions to Acute Mental Stress and Future Blood Pressure Status. *Psychosomatic Medicine.* 2011, 73(9), 737-742. ISSN 0033-3174. Dostupné z: doi:10.1097/PSY.0b013e3182359808
- [83] LIN, Wan-Hua, Dan WU, Chunyue LI, Heye ZHANG a Yuan-Ting ZHANG. Comparison of Heart Rate Variability from PPG with That

- from ECG. The International Conference on Health Informatics. Cham: Springer International Publishing, 2014, 2014, 2014(1), 213-215. IFMBE Proceedings. ISBN 978-3-319-03004-3. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-03005-0₅₄
- [84] HENELIUS, Andreas. A short review and primer on cardiovascular signals in human computer interaction applications. *Human-Computer Interaction*. 2016, 9(3-4), 150–307. Dostupné z: doi:arXiv:1612.07677
- [85] LARETZAKI, Georgia, Sotiris PLAINIS, Ioannis VRETTOS, Anna CHRISOULAKIS, Ioannis PALLIKARIS a Panos BITSIOS. Threat and trait anxiety affect stability of gaze fixation. *Biological Psychology*. 2011, 86(3), 330-336. ISSN 0301-0511. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2011.01.005
- [86] BIOPAC STUDENT LAB: Laboratory manual. (2013). Coleta, CA: BIOPAC Systems.
- [87] VOŠAHLÍK, Karel. Stres a jeho vliv na pracovní výkon. Brno, 2009. Baka-lářská práce. Masarykova univerzita, Ekonomicko-správní fakulta. Vedoucí práce Božena ŠMAJSOVÁ BUCHTOVÁ.
- [88] GIANNAKAKIS, Giorgos a kol. Review on psychological stress detection using biosignals. *IEEE Transactions on Affective Computing*. 2019. Dostupné z: doi: 10.1109/TAFFC.2019.2927337.
- [89] DESAULNIERS, D.R. Stress in the control room: effects and solutions [nuclear power plants]. *Proceedings of the 1997 IEEE Sixth Conference on Human Factors and Power Plants, 1997. 'Global Perspectives of Human Factors in Power Generation'*. IEEE, 1997, 1997(Sixth), 14/1-14/5. ISBN 0-7803-3770-0. Dostupné z: doi:10.1109/HFPP.1997.624894
- [90] CUNGI, Charly. Jak zvládat stres: [metody a praktická cvičení]. Praha: Portál, 2001. ISBN 80-7178-465-6.
- [91] SIONI, Riccardo a Luca CHITTARO. Stress Detection Using Physiological Sensors. *Computer*. 2015, 48(10), 26-33. ISSN 0018-9162. Dostupné z: doi:10.1109/MC.2015.316
- [92] KREIBIG, Sylvia D. Autonomic nervous system activity in emotion: A review. *Biological Psychology*. 2010, 84(3), 394-421. ISSN 03010511. Dostupné z: doi:10.1016/j.biopsycho.2010.03.010
- [93] CHITTARO, Luca a Fabio BUTTUSSI. Assessing Knowledge Retention of an Immersive Serious Game vs. a Traditional Education Method in Aviation Safety. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*. 2015, 21(4), 529-538. ISSN 1077-2626. Dostupné z: doi:10.1109/TVCG.2015.2391853
- [94] Measuring acute stress response through physiological signals: towards a quantitative assessment of stress. *Medical Biological Engineering Computing*.

- 2019, 2019(57), 271–287. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/s11517-018-1879-z>
- [95] HEALEY, J.A. a R.W. PICARD. Detecting Stress During Real-World Driving Tasks Using Physiological Sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*. 2005, 6(2), 156-166. ISSN 1524-9050. Dostupné z: doi:[10.1109/TITS.2005.848368](https://doi.org/10.1109/TITS.2005.848368)
- [96] WANYAN, Xiaoru, Damin ZHUANG a Huan ZHANG. Improving pilot mental workload evaluation with combined measures. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2014, 24(6), 2283-2290. ISSN 09592989. Dostupné z: doi:[10.3233/BME-141041](https://doi.org/10.3233/BME-141041)
- [97] TICHON, J.G., G. WALLIS a S. RIEK. Physiological measurement of anxiety to evaluate performance in simulation training. *Cognition, Technology Work*. 2014, 2014(16), 203–210. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/s10111-013-0257-8>
- [98] CAUSSE, Mickael, Frédéric DEHAIS, Philippe-Olivier FAALAND a Fabrice CAUCHARD. An analysis of mental workload and psychological stress in pilots during actual flight using heart rate and subjective measurements. *5th International Conference on Research in Air Transportation (ICRAT 2012)*. 2012, 2012(5th).
- [99] BORGHINI, Gianluca, Laura ASTOLFI, Giovanni VECCHIATO, Donatella MATTIA a Fabio BABILONI. Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness. 2014, 44, 58-75. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:[10.1016/j.neubiorev.2012.10.003](https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2012.10.003)
- [100] WANG, Ruiping, Wenyan JIA, Zhi-Hong MAO, Robert J. SCLABASSI a Mingui SUN. Cuff-free blood pressure estimation using pulse transit time and heart rate. *2014 12th International Conference on Signal Processing (ICSP)*. IEEE, 2014, 2014, 2014, 115-118. ISBN 978-1-4799-2188-1. Dostupné z: doi:[10.1109/ICOSP.2014.7014980](https://doi.org/10.1109/ICOSP.2014.7014980)
- [101] MATTHEWS, Karen A., Sha ZHU, Diane C. TUCKER a Mary A. WHO-OLEY. Blood Pressure Reactivity to Psychological Stress and Coronary Calcification in the Coronary Artery Risk Development in Young Adults Study. *Hypertension*. 2006, 47(3), 391-395. ISSN 0194-911X. Dostupné z: doi:[10.1161/01.HYP.0000200713.44895.38](https://doi.org/10.1161/01.HYP.0000200713.44895.38)
- [102] SHANKAR, Akhil. Assessment of stress in patients with recurrent aphthous stomatitis, by salivary alpha amylase using a cocorometer. Nashik, 2009. Dissertation thesis. Maharashtra University of Health Sciences. Vedoucí práce Rishikesh C. Dandekar.
- [103] ČMEJLA, R. Biologické signály [přednáška]. Praha: ČVUT v Praze. 2019.

- [104] TIAN, L. a W.J. TOMPKINS. Time domain based algorithm for detection of ventricular fibrillation. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 'Magnificent Milestones and Emerging Opportunities in Medical Engineering' (Cat. No.97CH36136). IEEE, 1997, 1997(19th), 374-377. ISBN 0-7803-4262-3. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.1997.754554
- [105] FARRUS and Hernando 2009; Li et al. 2007
- [106] Poincaré plot indexes of heart rate variability detect dynamic autonomic modulation during general anesthesia induction. Acta Anaesthesiologica Taiwanica. 2012, 50(1), 12-18. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.aat.2012.03.002
- [107] WOO, Mary A., William G. STEVENSON, Debra K. MOSER, Robert B. TRELEASE a Ronald M. HARPER. Patterns of beat-to-beat heart rate variability in advanced heart failure. American Heart Journal. 1992, 123(3), 704-710. ISSN 00028703. Dostupné z: doi:10.1016/0002-8703(92)90510-3



Příloha A

Seznam zkratk

EEG	Elektroencefalogram
ANS	Autonomní nervový systém
HPA	Hypothalamo-hypofysární systém
BP	Krevní tlak
RESP	Respirační aktivita
EDA	Elektrodermální aktivita
EMG	Elektromyogram
ECG	Elektrokardiogram
GAS	Všeobecný adaptační syndrom
HR	Srdeční frekvence
BR	Dechová frekvence
SCWT	Stroopův test barevných slov
CPT	Test kontinuálního výkonu
TII	Infračervené zobrazování
SCL	Hladina kožní vodivosti
SCR	Odezva kožní vodivosti
HRV	Variabilita srdeční frekvence
PPG	Fotopletysmograf
ERP	Událostně evokované potenciály
EOG	Elektrookulogram
PRV	Variabilita pulsní frekvence
PWV	Rychlost pulsní vlny
PTT	Doba přenosu pulsní vlny



Příloha B

Dokumenty k provedení experimentu

B.1 Dotazník pro piloty

Identifikační číslo biosignálů pilota:

Datum měření:

Dotazník pro piloty

Věk:

Výška:

Váha:

- Postava:
 - Hubená
 - Normální
 - Nadváha
 - Pozn.:
- Sportujete:
 - Vůbec
 - Nárazově
 - Jednou v týdnu
 - Dvakrát v týdnu
 - Tři a více dnů v týdnu
 - Jiné:
- Aktuální fyzický stav:
 - Unavený
 - Normální
 - Odpočatý
 - Čerstvý
- Zdravotní stav:
 - Krevní tlak: nízký – normální – vysoký
 - Stav dutiny ústní/nosní: Nachlazení: ANO – NE
 - Trvalá indispozice: ANO – NE
 - Jaká:
 - Neurologické poruchy:
 - Známé nálezy v EKG:
 - Vady zraku:
 - Jiné choroby:

B.2 Informovaný souhlas

Fakulta elektrotechnická ČVUT v Praze
Analýza biologických signálů pilotů za účelem měření a analýzy jejich stresu

Písemný informovaný souhlas s podmínkami snímání biologických signálů

- Bude prováděno měření pilotů na letovém simulátoru při různých letových situacích. Budou měřeny biosignály jako elektrická aktivita srdce (EKG), galvanická kožní vodivost (GSR), respirace a pulsní pletysmografie (PPG), to vše v průběhu simulovaného letu.
- Jedná se o lehká neinvazivní měření, měřená osoba nepocítuje bolest ani přílišný diskomfort.

1) Popis měření

Měření EKG

Snímáme pomocí tří elektrod vodivě připojených k povrchu kůže v končetinovém zapojení (tzv. Einthovenův trojúhelník). Pro lepší mobilitu měřené osoby jsou elektrody připevněny na trup namísto standardních končetin. Jako výsledek bude získán graf popisující elektrickou aktivitu srdce – elektrokardiogram. Snímání probíhá v sedě, tak aby měřená byla v klidu, uvolněná, dýchala normálně a nemluvila.

Měření respirace

Výsledkem monitorování plicní ventilace je zjištění počtu výdechů a nádechů za minutu. Měřené osobě je připevněn hrudní pás zachycující objemové změny hrudníku.

Měření GSR

Podobně jako u EKG je galvanická kožní vodivost měřena elektrodami. Dvě elektrody jsou přilepeny na prsty levé ruky, případně v oblasti levé klíční kosti. Záznam GSR snímá vodivostní změny pokožky.

Měření PPG

Pulsní pletysmografie měří optickou transparentnost, která se mění se změnou pulzního tlaku v cévách měkkých tkání. PPG je snímáno pomocí dvou fotodiód, vyzařujících světlo o různé vlnové délce a fotodetektoru, připevněných na prstu ruky.

2) Vyjádření souhlasu

- Souhlasím s použitím přístrojové techniky katedry teorie obvodů na mé osobě. Jsem si vědom, že měření mohu kdykoliv odmítnout bez nutnosti dalšího vysvětlení.
- V případě nejasností a dotazů týkajících se měření mám právo na zodpovězení otázek a podrobné dovysvětlení, a to i zpětně po provedení vyšetření (marwin.blazek@gmail.com).
- Bez dohledu lékaře budou použity pouze:
 1. Neinvazivní diagnostické certifikované přístroje, které nevnaší do těla měřené osoby energii v množství větším, nežli je množství, o němž je známo (v souvislosti s daným přístrojem), že nemá nežádoucí účinky na organismus vyšetřované osoby
 2. Neinvazivní diagnostické certifikované přístroje, které nepracují s ionizujícím zářením.
 3. Neinvazivní diagnostické certifikované přístroje, které nezatěžují měřenou osobu fyzicky (testy funkční diagnostiky).
- Souhlasím se zařazením naměřených signálů do anonymní databáze, odkud není možné zpětně dohledat moji osobu ani ji přiřadit naměřená data.
- Z naměřených signálů nebude určována lékařská diagnóza.

Místo	Datum	Jméno a příjmení	Podpis

Příloha C

Data dotazníku

id	Věk	Pohlaví	Výška [m]	Váha [kg]	BMI	Postava
1	43	žena	1.68	87	30.8	Nadváha
2	28	muž	1.83	80	23.9	Normální
3	14	žena	1.58	47	18.8	Normální
4	32	muž	1.78	71	22.4	Hubená
5	16	muž	1.71	55	18.8	Normální
6	27	muž	1.79	75	23.4	Normální

Tabulka C.1: Základní informace.

id	BMI	Hodnocení BMI	Postava	Sport
1	30.82483	Nadváha	Nadváha	Nárazově
2	23.88844	Optimální váha	Normální	3x týdně
3	18.82711	Optimální váha	Normální	1x týdně
4	22.40879	Optimální váha	Hubená	1x týdně
5	18.80921	Optimální váha	Normální	1x týdně
6	23.40751	Optimální váha	Normální	2x týdně

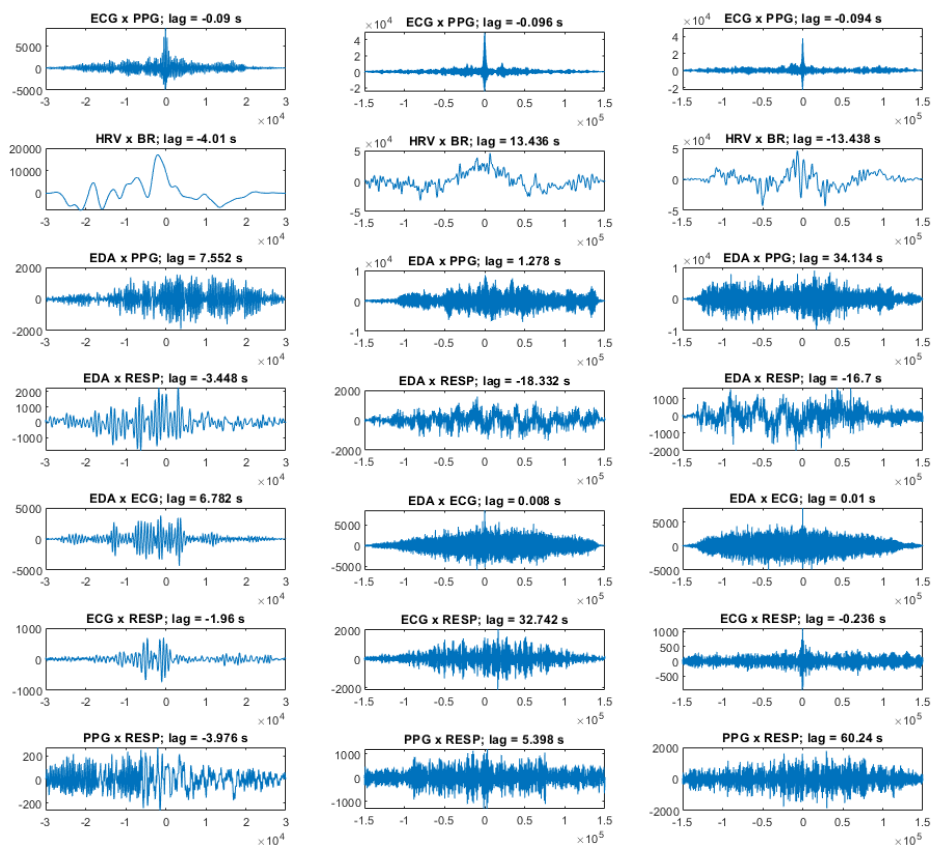
Tabulka C.2: Fyzická aktivita.

id	Krevní tlak	Aktuální fyzický stav	Nachlazení	Trvalé indispozice	Neurologické poruchy	Nálezy EKG	Vady zraku
1	Normální	Normální	NE	NE	NaN	NaN	NaN
2	Normální	Odpočatý	NE	NE	NaN	NaN	NaN
3	Normální	Normální	NE	NE	NaN	NaN	NaN
4	Normální	Normální	NE	NE	NaN	NaN	NaN
5	Normální	Normální	NE	NE	NaN	NaN	NaN
6	Normální	Normální	NE	NE	NaN	NaN	NaN

Tabulka C.3: Zdravotní informace.

Příloha D

Výsledky statistického testování



Obrázek D.1: Vzájemná korelace mezi jednotlivými snímanými signály a parametry HRV a BR.

Klid				
R-hodnota	ECG	EDA	RESP	PPG
ECG	1.0000	0.0233	-0.0045	0.0359
EDA	-0.0233	1.0000	0.0470	0.0478
RESP	-0.0045	0.0470	1.0000	0.0033
PPG	0.0359	0.0478	0.0033	1.0000

p-hodnota	ECG	EDA	RESP	PPG
ECG	1.0000	0.0001	0.4379	0.0000
EDA	0.0001	1.0000	0.0000	0.0000
RESP	0.4379	0.0000	1.0000	0.5627
PPG	0.0000	0.0000	0.5627	1.0000

Tabulka D.1: Hodnoty korelace R a p pro měření biosignály ve stavu Klid.

Let klid				
R-hodnota	ECG	EDA	RESP	PPG
ECG	1.0000	0.0317	0.0049	0.0310
EDA	0.0317	1.0000	-0.0085	0.0237
RESP	0.0049	-0.0085	1.0000	-0.0042
PPG	0.0310	0.0237	-0.0042	1.0000

p-hodnota	ECG	EDA	RESP	PPG
ECG	1.0000	0.0000	0.0591	0.0000
EDA	0.0000	1.0000	0.0010	0.0000
RESP	0.0591	0.0010	1.0000	0.1037
PPG	0.0000	0.0000	0.1037	1.0000

Tabulka D.2: Hodnoty korelace R a p pro měření biosignály ve stavu Let klid.

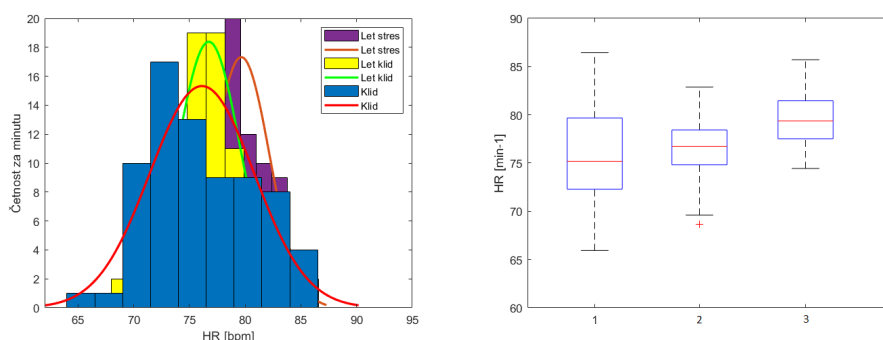
Let stres				
R-hodnota	ECG	EDA	RESP	PPG
ECG	1.0000	0.0535	0.0096	0.0321
EDA	0.0535	1.0000	-0.0046	-0.0261
RESP	0.0096	-0.0046	1.0000	-0.0020
PPG	0.0321	-0.0261	-0.0020	1.0000

p-hodnota	ECG	EDA	RESP	PPG
ECG	1.0000	0.0000	0.0002	0.0000
EDA	0.0000	1.0000	0.0766	0.0000
RESP	0.0002	0.0766	1.0000	0.4327
PPG	0.0000	0.0000	0.4327	1.0000

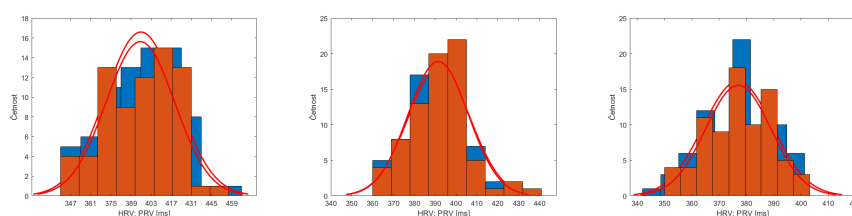
Tabulka D.3: Hodnoty korelace R a p pro měření biosignály ve stavu Let stres.

R-hodnota	BR	HRV	HR	SD2	EDA	BP	PRV	RF2
BR	1.0000	0.8623	-0.8726	-0.1188	-0.8556	0.7551	-0.2057	-0.9381
HRV	0.8623	1.0000	-0.9768	-0.1967	-0.9683	0.8889	0.9481	-0.8814
HR	-0.8726	-0.9768	1.0000	0.1479	0.9742	-0.8992	0.5810	0.8960
SD2	-0.1188	-0.1967	0.1479	1.0000	0.0645	-0.1386	0.3068	0.1079
EDA	-0.8556	-0.9683	0.9742	0.0645	1.0000	-0.8903	0.6077	0.8650
BP	0.7551	0.8889	-0.8992	-0.1386	-0.8903	1.0000	-0.6104	-0.8832
PRV	-0.2057	0.9481	0.5810	0.3068	0.6077	-0.6104	1.0000	0.2785
RF2	-0.9381	-0.8814	0.8960	0.1079	0.8650	-0.8832	0.2785	1.0000
p-hodnota	BR	HRV	HR	SD2	EDA	BP	PRV	RF2
BR	1.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
HRV	0.0000	1.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
HR	0.0000	0.0000	1.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
SD2	0.0000	0.0000	0.0000	1.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
EDA	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	1.0000	0.0000	0.0000	0.0000
BP	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	1.0000	0.0000	0.0000
PRV	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	1.0000	0.0000
RF2	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	1.0000

Tabulka D.4: Tabulka korelace vybraných parametrů na základě statistické analýzy.



Obrázek D.2: Vliv změny fáze letu na parametr HR.



Obrázek D.3: Porovnání parametrů HRV a PRV. Zleva fáze Klid, Let klid, Let stres

Klid	Mean	Rms	Std
HRV	395.54	396.25	23.89
PRV	395.91	396.68	24.89

Let Klid	Mean	Rms	Std
HRV	391.46	391.72	14.43
PRV	391.88	392.16	14.87

Let stres	Mean	Rms	Std
HRV	377.01	377.20	11.96
PRV	376.86	377.07	12.73

Tabulka D.5: Střední hodnoty, směrodatná odchylka a kvadratická odchylka parametrů HRV a PRV.

Příloha E

Data

E.1 Data fáze Klid

ID	1	2	3	4	5	6	Mean
HR	73.750	69.000	76.000	70.000	67.000	69.000	70.792
HRV	399.424	431.101	393.079	340.457	436.522	475.524	412.685
SD HRV	25.772	145.019	30.496	22.408	77.578	54.555	59.305
RMS HRV	400.240	454.504	394.245	341.183	345.219	401.069	389.410
STD MW HRV	14.478	47.529	16.655	11.034	47.624	36.403	28.954
RMS MW HRV	399.191	435.263	394.109	340.257	339.776	317.568	371.027
SD DHRV	16.183	145.019	30.496	22.408	77.578	58.391	58.346
LF/HF	2.498	1.081	2.248	4.201	3.076	3.704	2.801
BR	20.000	21.000	12.000	20.000	22.000	22.000	19.500
BRidx	0.326	0.637	1.758	3.332	1.184	0.639	1.313
Bmin	0.056	0.222	0.387	0.663	0.431	0.208	0.328
Bmax	-0.079	-0.347	-0.345	-0.811	-0.797	-0.313	-0.449
eBP	97.677	92.452	97.354	91.505	98.343	87.557	94.148
PTT	-193.000	-188.000	-202.000	-194.000	-213.000	-197.000	-197.833
PWV	1.295	1.170	1.040	1.289	1.080	1.212	1.181
SCL	-0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.001	0.000
SCR	0.013	0.011	0.002	0.010	0.080	0.014	0.022
nSCR	0.000	1.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.167
SD1	6.923	27.477	12.839	14.126	19.778	12.849	15.665
SD2	23.768	30.722	40.709	28.563	41.145	23.854	31.460
RF1	1.967	1.960	1.979	1.994	1.978	1.961	1.973
RF2	0.035	0.040	0.023	0.028	0.029	0.026	0.030
RF3	0.002	0.001	0.001	0.001	0.001	0.000	0.001
RF4	0.001	0.000	0.001	0.000	0.001	0.000	0.000
PRV	398.219	431.322	393.921	341.351	436.252	474.325	412.565

Tabulka E.1: Střední hodnoty jednotlivých parametrů pro každého jedince během fáze Klid.

E.2 Data fáze Let klid

ID	1	2	3	4	5	6	Mean
HR	74.198	73.600	73.000	78.400	77.000	70.333	74.422
HRV	377.156	401.924	384.771	362.279	354.260	317.061	366.242
SD HRV	24.279	32.647	49.179	93.702	50.915	84.443	55.861
RMS HRV	378.176	403.295	388.979	377.508	357.853	361.232	377.841
STD MW HRV	13.602	15.718	22.483	26.261	18.199	25.173	20.239
RMS MW HRV	377.558	402.194	385.465	363.076	354.697	351.146	372.356
SD DHRV	24.279	32.647	49.179	93.702	50.915	84.443	55.861
LF/HF	2.592	2.630	2.736	3.977	3.679	4.190	3.301
BR	24.199	21.000	19.800	21.600	23.000	26.000	22.600
BRidx	0.303	0.569	1.025	4.650	0.523	1.364	1.406
Bmin	0.086	0.154	0.245	1.524	0.198	0.352	0.427
Bmax	-0.066	-0.119	-0.350	-2.921	-0.246	-0.306	-0.668
eBP	105.632	97.859	100.086	106.766	104.539	112.313	104.532
PTT	-173.200	-175.000	-168.900	-181.000	-178.850	-180.580	-176.255
PWV	1.155	1.257	1.243	1.381	1.286	1.163	1.248
SCL	-0.008	-0.006	0.000	0.000	-0.001	-0.003	-0.003
SCR	0.201	0.011	0.011	0.009	0.014	0.015	0.043
nSCR	4.104	4.006	2.243	3.287	5.070	2.101	3.468
SD1	15.318	12.955	36.054	22.617	36.568	30.223	25.622
SD2	30.576	44.432	59.553	25.995	52.567	44.952	43.012
RF1	1.943	1.974	1.974	1.961	1.966	1.980	1.967
RF2	0.069	0.032	0.035	0.076	0.027	0.035	0.045
RF3	0.002	0.000	0.001	0.000	0.004	0.000	0.001
RF4	0.001	0.000	0.000	0.000	0.002	0.000	0.001
PRV	37.359	400.893	386.834	361.248	353.578	318.235	309.691

Tabulka E.2: Střední hodnoty jednotlivých parametrů pro každého jedince během fáze Let klid.

E.3 Data fáze Let stres

ID	1	2	3	4	5	6	Mean
HR	82.597	78.800	80.000	88.000	81.000	79.250	81.608
HRV	352.778	376.721	360.621	338.729	362.420	232.818	337.348
SD HRV	49.140	29.710	45.826	37.842	17.343	239.011	69.812
RMS HRV	357.785	378.071	364.327	341.122	362.829	336.474	356.768
STD MW HRV	22.661	15.758	26.033	12.543	10.330	118.970	34.383
RMS MW HRV	353.316	376.938	362.462	338.834	362.213	263.900	342.944
SD DHRV	49.140	29.710	45.826	37.842	17.343	239.011	69.812
LF/HF	2.763	3.126	2.947	4.001	3.743	4.245	3.471
BR	22.799	22.800	20.400	21.800	23.000	23.750	22.425
BRidx	0.415	0.656	1.058	4.254	1.276	0.766	1.404
Bmin	0.115	0.175	0.285	1.104	0.463	0.281	0.404
Bmax	-0.162	-0.177	-0.291	-2.223	-0.221	-0.274	-0.558
eBP	107.739	105.107	96.476	108.844	113.875	95.010	104.509
PTT	-166.600	-165.000	-158.900	-176.000	-171.000	-170.000	-167.917
PWV	1.201	1.333	1.322	1.420	1.345	1.235	1.309
SCL	0.002	0.000	0.000	0.000	0.005	0.000	0.001
SCR	0.355	0.010	0.016	0.008	0.026	0.014	0.072
nSCR	3.381	8.923	7.569	3.812	6.156	5.429	5.878
SD1	30.359	12.767	22.423	31.605	6.558	27.659	21.895
SD2	62.204	39.983	58.249	42.829	33.776	55.819	48.810
RF1	1.833	1.958	1.948	1.957	1.904	1.940	1.923
RF2	0.135	0.053	0.066	0.043	0.094	0.050	0.074
RF3	0.015	0.002	0.003	0.003	0.005	0.004	0.005
RF4	0.007	0.001	0.002	0.002	0.002	0.002	0.003
PRV	351.255	377.553	360.135	340.548	360.132	229.349	336.495

Tabulka E.3: Střední hodnoty jednotlivých parametrů pro každého jedince během fáze Let stres.