



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická
Katedra kybernetiky

**Analýza faktorů a míry stresu pilotů při řešení extrémních letových
situací na letovém simulátoru**

**Analysis of stress aspects during simulation of emergency
situations in ultralight aircraft**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika
Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Vedoucí práce: Ing. Radek Janča

Bc. Pavla Klejchová

Praha 2013

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Pavla Klejchová

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Obor: Biomedicínské inženýrství

Název tématu: Analýza faktorů a míry stresu pilotů při řešení extrémních letových situací na letovém simulátoru

Pokyny pro vypracování:

1. Prostudujte literaturu a definujte stresové projevy člověka a metody, kterými se dá stres kvantifikovat.
2. Proveďte měření vhodných biologických ukazatelů na skupině pilotů při letových simulacích.
3. Navrhněte a implementujte metody signálového zpracování nebo umělé inteligence pro vhodnou parametrizaci záznamů.
4. Vyhodnoťte, které biologické signály jsou vhodné pro analýzy míry stresu.

Seznam odborné literatury:

- [1] Svatoš, J.: Biologické signály 1 - Geneze, zpracování a analýza. Praha, České vysoké učení technické v Praze, 1998, 204s, ISBN 80-01-01822-9.
- [2] Hlaváč, V.; Sedláček, M.: Zpracování signálů a obrazů. Praha, České vysoké učení technické v Praze, 2000, 220s, ISBN 80-01-02114-9.
- [3] Schreiber, V.: Lidský stres. Academia, Praha, 1. Vydání 1992. ISBN 80-200-0458-0.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Radek Janča

Platnost zadání: do konce letního semestru 2013/2014



prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 10. 1. 2013

Prohlášení autora práce

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne9.5.13.....

.....Klečgora!.....

Podpis autora práce

Poděkování

Ráda bych touto cestou vyjádřila svůj dík Ing. Radkovi Jančovi za hodnotné rady a odborné vedení mé diplomové práce, dále kolegyni Bc. Anně Jíchové a Ing. Ondřeji Brunovi za spolupráci na projektu. Zejména pak chci poděkovat všem probandům, kteří se zúčastnili experimentu, a bez kterých by tato práce nemohla vzniknout.

Abstrakt

Práce se zabývá měřením a kvantifikací stresu doprovázející krizové situace v současné aviatice za účelem vývoje navigačního asistenta pro podporu rozhodování pilotů ultralehkých letadel právě v těchto situacích. Na základě obsáhlé rešeršní studie byl sestaven experiment snímání biologických signálů (elektrokardiogram, záznam dechu, galvanická kožní vodivost) během simulace letu na leteckém dynamickém simulátoru (Cessna 172). Záznamy biosignálů byly doplněny o subjektivní hodnocení simulovaných letů piloty pomocí dotazníku NASA TLX. Pro každého pilota se provedlo měření dvou letů s různým typem navigace a jeden let s výpadkem motoru, který suploval stresogenní událost.

Naměřené signály byly parametrizovány a tyto statisticky prošetřeny. Pomocí neparametrických vícevýběrových testů se zjistilo, že piloti byli nejvíce stresováni v prvním uskutečněném letu, nikoliv z důvodu výpadku motoru. Analýzou rozptylu došlo k selekci parametrů nesoucích informaci o stupni mentální zátěže pilota během letu, a zároveň byl prokázán vliv faktoru zažitého nouzového přistání na míru fyziologické reakce pilota na stres.

Abstract

This thesis deals with measuring and quantification of stress during crisis situation in modern aviation to develop navigation assistant for pilots of ultralight aircraft. On the basis of detailed search the experiment was set up. Biologic signals (electrocardiogram, respiration record, galvanic skin response) were recorded during flight simulation in dynamic simulator (Cessna 172). Pilots rated simulated flights in subjective way by NASA TLX questionnaire. There were two flights with different type of navigation and one flight with engine failure that represents stressogenic event for each pilot.

Signal records were parameterized and then statistically analysed. Using non-parametric two or more sample hypothesis testing was found that pilots were the most stressed during first flight, not during the flight with engine failure. Parameters with information about pilot's stress level during flight were selected by analysis of variance. There was found also an influence by the factor of experienced emergency landing.

Obsah

1	Úvod do problematiky.....	1
1.1	Projekt letového navigačního asistenta pro krizové situace.....	1
1.2	Koncepce práce	2
1.3	Teoretické uvedení hodnocení stresu	3
1.3.1	Stres	3
1.3.2	Reakce na stresor.....	4
1.3.3	Citlivost jedince na stres	5
1.3.4	Fyziologie stresu	5
1.3.5	Měření stresu	7
1.3.6	Význam stresu	7
1.4	Literární rešerše problematiky měření stresu	8
1.5	Vybrané signály.....	13
1.5.1	Elektrokardiografický signál (EKG)	14
1.5.2	Respirační signál (RESP)	14
1.5.3	Záznam galvanické kožní vodivosti (GSR)	15
1.5.4	Fyziologické hodnoty	15
1.6	Literární rešerše příznaků indikující míru stresu.....	15
1.6.1	Rešerše příznaků vybraných signálů	15
1.6.2	Rešerše reakční doby a rychlosti vedení nervem	18
1.7	Letová simulace vs. realita	19
2	Metody	20
2.1	Extrakce příznaků v časové oblasti	20
2.1.1	Statistické charakteristiky	20
2.1.2	Charakteristiky nestability.....	22
2.1.3	Časové příznaky pro hodnocení EKG	23
2.1.4	Časové příznaky pro hodnocení RESP.....	25
2.1.5	Časové příznaky pro hodnocení GSR	26
2.2	Extrakce příznaků ve frekvenční oblasti	27
2.2.1	Spektrum, periodogram a spektrální výkonová hustota	27
2.2.2	Spektrální příznaky pro hodnocení EKG	28
2.2.3	Spektrální příznaky pro hodnocení RESP	29

2.3	Selekce příznaků	30
2.3.1	Analýza hlavních komponent.....	30
2.4	Lineární regrese.....	32
2.5	Testování statistických hypotéz	32
2.5.1	Testování normality a homoskedasticity	35
2.5.2	Testování hypotéz neparametrickými testy	35
2.6	Korelační analýza.....	37
2.7	Shluková analýza.....	37
2.7.1	<i>k</i> -means.....	37
3	Realizace experimentu	38
3.1	Letecký simulátor.....	38
3.1.1	Simulace pohybových vjemů	38
3.1.2	Vizualizační systém.....	39
3.1.3	Skleněný kokpit.....	39
3.1.4	Navigace.....	40
3.2	Experiment a metodika měření	41
3.2.1	Měření EKG	44
3.2.2	Měření RESP	44
3.2.3	Měření GSR.....	45
3.2.4	Reakční doba	46
3.2.5	Rychlost vedení ulnárním nervem.....	47
4	Provedení signálového zpracování	50
4.1	Předzpracování	50
4.1.1	Předzpracování EKG.....	50
4.1.2	RESP	52
4.1.3	GSR	54
4.2	Extrakce příznaků.....	55
4.2.1	Extrahované příznaky signálu EKG	55
4.2.2	Extrahované příznaky signálu RESP.....	59
4.2.3	Extrahované příznaky signálu GSR	65
4.3	Nastalé problémy při signálové analýze.....	66
5	Strategie vyhodnocení parametrů vhodných pro analýzu míry stresu	69
5.1	Odhalení obecných závislostí.....	69
5.2	Statistická analýza výběrů dle typu letu	69

5.3	Statistická analýza výběrů dle míry stresu	70
5.4	Stanovení stresového koeficientu letu a stresového indexu probanda	71
6	Výsledky.....	72
6.1	Popis datové matice pilotů	72
6.1.1	Popis letových charakteristik pilotů	73
6.2	Výsledky dotazníku NASA TLX	74
6.3	Výsledky reakční doby a rychlosti vedení nervem	74
6.4	Průměrné výsledky signálových záznamů	75
6.5	Odhalené obecné závislosti	76
6.5.1	Výsledky korelační analýzy	77
6.5.2	Výsledky aktivace sympatiku a parasympatiku	79
6.5.3	Fyziologická odpověď vs. subjektivní hodnocení.....	81
6.6	Výsledky statistické analýzy výběrů dle typu letu	82
6.6.1	Výsledky testování extrahovaných signálových příznaků	82
6.6.2	Výsledky testování průběhu srdeční frekvence.....	83
6.7	Výsledky statistické analýzy výběrů dle míry stresu	86
6.8	Výsledky stanovení stresového koeficientu letu a stresového indexu pilota	88
7	Diskuze.....	89
8	Závěr.....	93
9	Informační zdroje	95
	Seznam elektronických příloh.....	104
	Seznam tištěných příloh	105
	Příloha A: Dotazník pro piloty	I
	Příloha B: Informovaný souhlas.....	II
	Příloha C: Dotazník NASA TLX	IV
	Příloha D: Datová matice	V
	Příloha E: Výsledky měření reakční doby a rychlosti vedení ulnářním nervem.....	X
	Příloha F: Průměrné výsledky signálových příznaků.....	XIII
	Příloha G: Výsledky testování signálových příznaků	XVIII
	Příloha H: Výsledky testování průběhu srdeční frekvence	XIX
	Příloha I: Výsledky testování příznaků tříděných dle míry zátěže pilota během letu.....	XXII
	Příloha J: Výsledky klasifikace letů do zátěžových tříd	XXIV

Seznam zkratek

EFIS	Elektronický letový informační systém (Electronic flight information system)
EKG, ECG	Elektrokardiogram (Electrocardiogram)
GSR	Galvanická kožní vodivost (Galvanic skin response)
EDA	Electrodermal activity
SC	Skin conductivity
RESP	Záznam dýchání (Respiration)
EEG	Elektroencefalogram (Electroencephalogram)
EMG	Elektromyogram (Electromyogram)
PD	Rozšíření zornice (Pupil dilatation)
ST	Teplota pokožky (Skin temperature)
ANS	Autonomní (též vegetativní) nervový systém (Autonomic nervous system)
VLF	Pásmo velmi nízkých frekvencí 0,0033-0,4 Hz (Very low frequency band)
LF	Pásmo nízkých frekvencí 0,04-0,15 Hz (Low frequency band)
MF	Pásmo středních frekvencí 0,08-0,15 Hz (Mid-frequency band)
HF	Pásmo vysokých frekvencí 0,15-0,4 Hz (High frequency band)
OR	Orientační reakce (Orienting response, reflex)
SCL	Stupeň kožní vodivosti (Skin conductance level)
SCR	Reakce kožní vodivosti (Skin conductance response)
PSD	Spektrální výkonová hustota
PCA	Analýza hlavních komponent (Principal component analysis)

1 Úvod do problematiky

Nejen v České republice ale v celé střední Evropě se poslední dobou rozšířil zájem o ultralehké létání. Jedná se o nejpobulárnější a nejdostupnější motorové létání, které k získání pilotního průkazu nevyžaduje přílišné znalosti ani praxi. Je povinno odlétat pouze 20 hodin s instruktorem a složit teoretickou a praktickou zkoušku. Právě z tohoto důvodu přibývá začínajících pilotů s minimem zkušeností, kteří v okamžiku, kdy se dostanou do krizové situace, reagují zmateně a situace tak může skončit nehodou.

1.1 Projekt letového navigačního asistenta pro krizové situace

Piloti malých letadel, mezi která se řadí i lehká a ultralehká, mohou být vystaveni krizovým situacím, které bývají způsobeny nejen technickou závadou na letadle, ale i lidským faktorem. Relativně nejběžnější je výpadek motoru krátce po vzletu, který může být u jednomotorových letadel fatální. V nastalé krizové situaci se nezkušení piloti mohou zachovat zbrkle a neuváženě začít provádět nebezpečné manévry. Například se snaží vyhnout přistání v travnatém terénu či na poli a stočí letadlo zpět k letecké základně, čímž ale letadlo ztratí výšku a velmi rychle se zřítí k zemi. Pilotovo rozrušené chování je tak z velké části zdrojem potenciálních nehod (Bruna et al. 2012; Levora et al. 2012).

Aby se nerozumnému chování pilota v krizové situaci zabránilo, vznikl projekt implementace systému podpory jeho rozhodování do palubního vybavení. Pod tímto projektem byl na Českém vysokém učení technickém v Praze vyvinut systém, který by pomáhal pilotům řešit krizové situace formou instrukcí navigujících pilota k přistání, dojde-li k selhání motoru letadla. Jedná se o jednoduchý modul navádějící pilota k nouzové přistávací ploše, kterou rovněž sám vybere na základě letecké vzdálenosti mezi vhodným místem k přistání a aktuální polohou letadla.

Tento krizový asistent vychází z použití informačního systému EFIS (Electronic Flight Information System, *Elektronický letový informační systém*) v palubní avionice. EFIS je moderní elektronický systém, který na palubní display zobrazuje letové informace a nahrazuje tak tradiční elektromechanické přístroje. Systémem EFIS jsou běžně vybavena dopravní letadla, ačkoliv se díky své užitečnosti začínají stále častěji objevovat i v lehkých letadlech. Výhodou jeho užívání v malých letadlech je, že pilot má dostupné veškeré informace o letovém stavu a aerometrická data na jednom místě - na obrazovce.

Pro letadla využívající obrazovky v pilotní kabině se vžilo označení, že mají „skleněný kokpit“ (z angl. Glass cockpit) – viz. Obrázek 1. Skleněný kokpit může být využit i jiným způsobem než pouze k EFIS, což je právě případ systému podpory nouzového přistání. Tento projekt má za cíl použitím integrované modulární avioniky rozšířit jeho stávající funkce o bezpečnostní softwarové moduly a vytvořit tak krizového asistenta, který by se postupem času mohl stát součástí standardního vybavení letadel (Bruna et al. 2012; Levora et al. 2012).



Obrázek 1: Ukázka skleněného kokpitu v letadle Cessna 172 (Antier 2011)

Projekt se v současné době nachází v testovací fázi, kdy se vyvinutý systém předkládá k posouzení pilotům na leteckém simulátoru. Účelem je nejenom získání letových dat a subjektivního hodnocení pilotů pro následnou modifikaci systému, ale i simulace krizových situací a záznam fyziologických reakcí pilotů. Vhodným hodnocením biologických signálů pilota pořízených během simulovaného letu by mohly být odhaleny potenciálně rizikové situace, kdy je pilotovo chování ovlivněno stresem z nastalých krizových podmínek.

1.2 Koncepce práce

Tato práce se zabývá obecným rozpoznáváním náchylnosti pilota ke stresu bez znalosti letových dat, na niž následně navazuje práce Bc. Anny Jíchové (2013), která se snaží odhalit souvislosti mezi uměle vyvolanou krizovou situací během letu a fyziologickou odpovědí pilota.

Cílem je stanovení biologických signálů vhodných pro analýzu míry stresu v podmínkách letové simulace. Zvolená metodika vychází z parametrizace naměřených

záznamů a vhodné interpretace dosažených výsledků jako indikátorů stresu pomocí statistické analýzy. V praxi to znamená extrakci popisných parametrů biosignálů doprovázenou jejich následnou selekcí na základě nesené informační hodnoty o fyziologických reakcích organismu na stres.

1.3 Teoretické uvedení hodnocení stresu

Termín stres se řadí mezi velmi frekventované pojmy a běžně se za ním může skrývat jak samotný faktor vystavující člověka negativnímu tlaku, tak i situace, kdy se člověk nachází v nepříznivých životních podmínkách. Aby se tyto dva významy odlišily, označují se jednotlivé nepříznivé vlivy pojmem stresor (Křivohlavý 2003). Stresem je pak samotná reakce člověka na stresogenní situaci. Stres je bohatým námětem pro psychologické studie, avšak tato práce se zabývá převážně jeho fyziologickou stránkou.

1.3.1 Stres

Existuje mnoho definic stresu zaměřujících se na problematiku z psychologického, sociologického ale i čistě medicínského směru. V Tabulce 1 jsou uvedeny vybrané definice stresu týkající se problematiky ohrožení člověka krátkodobě působící stresovou událostí.

Tabulka 1: Vybrané definice stresu

Autor	Definice
H. Selye	Stres je výsledkem interakce mezi určitou silou působící na člověka a schopností organismu odolat tomuto tlaku (Selye 1955).
I. L. Janis	Stresem označujeme takovou změnu v organismu, která v určitém stavu ohrožení může vyvolat vysoký stupeň napětí, která oslabuje mentální výkonnost a vyvolává subjektivně nepříjemné stavy afektivního vyčerpání (Janis 1974).
J. Křivohlavý	Stresem se obvykle rozumí vnitřní stav člověka, který je buď přímo něčím ohrožován, nebo takové ohrožení očekává a přitom se domnívá, že jeho obrana proti nepříznivým vlivům není dostatečně silná (Křivohlavý 1994).

Dle Atkinsona (2003) dojde ke stresové reakci u člověka tehdy, setká-li se s událostí, kterou vnímá jako ohrožení své tělesné nebo duševní pohody. Stres je pro tělo zátěží, která pramení z porušení rovnováhy mezi vnitřním stavem člověka a jeho vnějším okolním. Tato nerovnováha (skutečná či pouze vnímaná) vyplývá z nepřiměřeného poměru mezi požadavky kladenými na jedince a jeho individuální schopností umět se s těmito požadavky vypořádat.

Stres se řadí mezi nespecifické¹ adaptační reakce jedince a je vnímán jako emocionální zážitek, který je doprovázen určitým souborem biochemických, fyziologických, kognitivních a behaviorálních změn, jež jsou zaměřeny na změnu situace, která člověka ohrožuje, nebo na jejímu přizpůsobení se. Křivohlavý (2003) dále rozlišuje stres na dva typy:

- distres - negativně prožívaný stres,
- eustres - stres spojený s pozitivními zážitky.

Význam pojmů stres a distres v dnešní společnosti splývá a obecně označuje situaci, ve které se člověk cítí v ohrožení a nemá dost sil a možností, aby ji zvládl (Křivohlavý 2003). V této práci je pod pojmem stres rozuměna jeho negativní forma, tedy distres.

Akutní (krátkodobý) stres je vyvolán náhlou událostí, která trvá relativně krátkou dobu. Často k němu dochází za závažných okolností způsobujících bezprostřední ohrožení života. Jedná se tak o čistě biologickou adaptivní reakci těla s cílem záchrany a přežití organismu. Při akutním ohrožení reaguje organismus automaticky a velmi rychle dojde k viditelným emocionálním a fyziologickým změnám.

1.3.2 Reakce na stresor

Organismus reaguje na stresory spuštěním složitého řetěze vrozených reakcí na vnímané ohrožení. Pokud se člověk s ohrožením vyrovná rychle, tyto pohotovostní reakce ustanou a dojde k obnovení normálního fyziologického stavu. Jestliže ale stresová situace pokračuje, jeho úsilí o přizpůsobení se trvalému stresoru je doprovázeno řadou vnitřních reakcí dle Tabulky 2 (Atkinson 2003).

Tabulka 2: Reakce na stres - převzato z (Atkinson 2003, s. 492)

Psychické reakce	Fyziologické reakce
○ úzkost ○ vztek a agrese ○ apatie a deprese ○ oslabení kognitivních funkcí	○ zrychlení metabolismu ○ zrychlení srdeční činnosti ○ dilatace zornic ○ zvýšení krevního tlaku ○ zrychlení dýchání ○ svalové napětí ○ vylučování endorfinů a ACTH² ○ uvolňování cukru z jater

¹ nezávislý na faktorech, které zátěž tvoří (cit. dle <http://slovník-cizích-slov.abz.cz/>)

² adrenokortikotropní hormon

1.3.3 Citlivost jedince na stres

Podstatný pro stresovou reakci je poměr mezi intenzitou stresogenní situace a silou jedince danou situaci zvládnout. Je prokázáno, že mezi jedinci existují značné rozdíly ve schopnosti zvládat stresové situace. Na základě této myšlenky vytvořil J. R. P. French model shody člověk – prostředí, který říká, že stresové faktory nalézající se v okolním prostředí, nepůsobí na každého jedince stejně, nýbrž v závislosti na jeho individuální vnímavosti požadavků daných prostředím a odhadem svých osobních kapacit (Vošahlík 2009). To znamená, že zátěžové situace nejsou univerzálními stresory, ale jejich stresová hodnota závisí na percepci jedince, konkrétně na osobnosti jedince a na jeho vyhodnocení dané situace, zda ji bude považovat za stresor či nikoliv. Zvládání působení stresu ze strany zatěžovaného jedince tedy závisí na:

- osobnostních (charakterových) faktorech a individuální vnímavosti,
- zkušenostech z obdobných situací.

Mezi vlastnosti člověka definujících náchylnost ke stresovým reakcím se řadí především odolnost vůči střesu, úroveň emotivity, rozumové zvládání krizových situací, frustrační tolerance³ a stabilita jeho nervové soustavy (Vošahlík 2009). Největší význam je z hlediska zvládání stresu přisuzován vrozené emotivitě a získaným zkušenostem, tudíž se přirozeně interindividuálně liší.

Vrozené emotivitě se dá čelit nácvikem zvládání stresu nebo získáním zkušeností z konkrétních stresogenních událostí. Člověk se pak dokáže na danou situaci adaptovat a lépe ji tak čelit.

1.3.4 Fyziologie stresu

Souslednost fyziologických dějů při stresové reakci je dle autorů Atkinson (2003) a Praško, Prašková (2001) následující. Organismus při působení stresoru primárně potřebuje rychlý přísun energie ke zmobilizování všech sil, které mu umožní nouzovou situaci zvládnout. Nejrychlejším zdrojem energie jsou zásoby glukózy v játrech, které se uvolní do krve, následované vyplavením hormonů stimulující přeměnu tuků a bílkovin na cukr. Touto přípravou k vynaložení energie na fyzickou činnost se zvýší tělesný metabolismus. Roste tep, krevní tlak a dechová frekvence, aby se do kosterních svalů dostalo co nejvíce okysličené krve. Současně vzrůstá svalové napětí a člověk napíná svaly kolem krční páteře, které drží hlavu v ostražitě poloze. Naopak klesá činnost orgánů, které nejsou pro přežití nezbytné

³ míra snášenlivosti a odolnosti vůči stresům, zátěžím, neúspěchům a zklamání

(např. trávení) a krev z nich je přesunuta do velkých svalů (stehenní, pažní) potřebných pro okamžitou fyzickou reakci. V dýchacích cestách dochází k vysychání slin a hlenu, čímž se zvyšuje množství vzduchu proudícího do plic. Do krve jsou vyloučeny endorfiny tlumící bolest, zúží se krevní cévy pro snížení krvácení v případě zranění, slezina vylučuje větší množství erytrocytů rozvádějících po těle kyslík a kostní dřeň produkuje více leukocytů sloužících pro boj s infekcí.

Popsaná biologická aktivace specifických fyziologických systémů je řízena nervově a hormonálně. Protože se hormonálně řízená fyziologická reakce na stresor v této práci nehodnotí, je vysvětleno pouze řízení nervové.

Veškeré psychické i fyzické změny pociťované při stresu jsou vyvolány aktivitou autonomního nervového systému (ANS), který nervovou regulací všech autonomních procesů organismu řídí činnost vnitřních orgánů a udržuje tak homeostázu organismu. Motorický systém ANS se sestává ze dvou částí:

- sympatický nervový systém,
- parasympatický nervový systém.

Konkrétní účinky sympatických a parasympatických nervových drah jsou shrnuty v Tabulce 3.

Tabulka 3: Účinky sympatiku a parasympatiku

Sympatikus	Parasympatikus
○ 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	○ zpomalení srdeční činnosti ○ snížení pocení ○ zpomalení dýchání ○ snížení napětí kosterního svalstva ○ vyšší motilita střev ○ lepší zpracování a trávení potravy ○ zvýšená produkce slin

Tyto dva podsystemy působí v tzv. reciproční inhibici⁴, která však není zcela stoprocentní, protože se často navzájem doplňují. Obecně platí, že sympatikus orgánovou činnost zrychluje

⁴ aktivace jednoho způsobí deaktivaci druhého

a účastní se dějů vyžadujících okamžité reakce. Oproti tomu parasympatikus má významný podíl na dějích probíhajících v celkovém tělesném klidu a orgánovou činnost spíše zpomaluje. Je-li organismus v klidu, má převládající vliv parasympatikus. Přítomností extrémní fyzické či psychické zátěže se zvýší nervová aktivace sympatiku, v jehož důsledku dojde k uvolnění energie, redistribuci krve a útlumu fyziologických funkcí nepodstatných pro přežití.

1.3.5 Měření stresu

K měření stresu se mohou použít jednak biologické informace o reakcích na stresor nebo psychologické postupy pro zjištění charakteristik příznaků stresu. Obě metody jsou značně rozdílné a vycházejí z jiného vědního přístupu.

Psychologická měření vychází z použití dotazníků a tabulek, díky čemuž mohou být zatížena značnou subjektivitou. Biologické metody jsou postaveny na odebrání biologických vzorků pro biochemické vyšetření (např. přítomnost katecholaminů v moči, zvýšená sekrece glukokortikoidů) nebo měření hodnot fyziologických funkcí (srdeční a dechová frekvence, krevní tlak, galvanická kožní reakce apod.). Fyziologické příznaky stresu patří k nejobektivnějším údajům o stresovém stavu člověka (Křivohlavý 2003).

Štikar (2003) ovšem upozorňuje, že biologické vyšetřování stresu u populace je vysoce ovlivněno intraindividuální a interindividuální variabilitou, jelikož reakce jedince na konkrétní krizovou situaci je vázána na jeho momentální činnostní kapacitu a připravenost. Může tak být dosaženo variety různých odpovědí organismu.

1.3.6 Význam stresu

Desaulniers (1997) ve své práci poukazuje, že zvýšené rozrušení způsobené stresem může zhoršit kognitivní funkce⁵ a ovlivnit tak lidský výkon. Zároveň však také uvádí, že akutní stres při nehodách má důležitý vliv na vypořádání se s takovou událostí.

Důležitost akutního stresu a důvod, proč vzniká v abnormálních a krizových situacích, vysvětluje Cungi (2001) a uvádí, že původním smyslem stresu byla rychlá a intenzivní mobilizace sil nutných k útěku nebo k útoku, kdy organismus velmi rychle vyvine soubor fyziologických, emocionálních a psychologických reakcí potřebných k akci. Jsou-li tyto reakce ale aktivovány v přílišné intenzitě, mohou mít opačné následky, než je žádoucí. Člověku se rozbuší srdce, může se třást, potit se, pociťovat svalové napětí atd. ve větší míře,

⁵ poznávací procesy a operace, např. úroveň koncentrace pozornosti, paměti, myšlení

než kolik by pro danou činnost potřeboval a tělo tak spotřebovává mnohem více energie, kterou by naopak mělo soustředit na řešení krizové situace. (Cungi 2001)

Cílem metod pomáhajících tyto stresové situace řešit je na jedné straně okamžitá kontrola emocí v dané situaci, na druhé straně **vytvoření prostředků, kterými lze stresorům účinně čelit**. Právě k vývoji jednoho takového prostředku obrany proti negativním dopadům akutního stresu se snaží přispět tato práce.

1.4 Literární rešerše problematiky měření stresu

V oblasti detekce a kvantifikace stresu existuje velké množství odborných publikací a je třeba se zaměřit na výběr těch studií, které jsou klíčové pro tuto práci co do metodiky vyhodnocování experimentu. Vzhledem k uvedeným příznakům stresu se nabízí mnoho způsobů objektivního měření stresu biologickými metodami, které se snaží popsat tato první část rešeršní studie.

Zásadním faktorem pro výběr je studiemi prokázaná senzitivita dané metody na mentální zátěž člověka, aby mohla sloužit jako vhodný indikátor stresových reakcí. Tento požadavek je splněn u fyziologických signálů v Tabulce 4.

Tabulka 4: Souhrn fyziologických signálů pro měření stresu

Fyziologický signál
Elektrokardiogram
Elektromyogram
Elektroencefalogram
Galvanická kožní vodivost
Dýchání
Rozšíření zornice
Tělesná teplota

Pro výběr stěžejních prací zaměřených na stanovení míry stresové zátěže člověka pomocí těchto signálů při určité činnosti bylo stanoveno několik základních podmínek:

- 1) vzhledem k technickému vývoji jsou za významné autory pro tuto práci považovány studie publikované po roce 2000,
- 2) experiment prováděný na pilotech nebo řidičích osobních automobilů,
- 3) měření prováděné na simulátoru nebo za reálných podmínek v běžném provozu,
- 4) měření vhodných fyziologických signálů - alespoň EKG,

5) pouze původní autoři, kteří se na sebe vzájemně neodkazují.

Tyto podmínky byly formulovány s ohledem na zachování kvůli zachování základní metodiky experimentu. Je jisté, že vyplynulé studie se významně liší v cílech a konkrétních postupech jejich dosažení, avšak základní předpoklad mentální zátěže je u všech stejný. Díky těmto podmínkám byly navíc vyloučeny studie používající lékařské testy k vyvolání stresu (řízené dýchání, Stroop color-word conflict test apod.) a studie nemocných pacientů, u kterých se pomocí fyziologických signálů zjišťují účinky léčby. Podmínkou měření fyziologických signálů byly vyloučeny biochemická měření jako např. měření kortizolu ve slinách.

Na základě těchto požadavků byli stanoveni současní významní tzv. primární autoři a eliminováni autoři starších publikací (tzv. předchozí řešitelé), kteří ovšem byly zdrojem informací a inspirací pro autory primární (viz Tabulka 6) a jejichž některé práce jsou použity ve druhé části rešerše týkající se zpracování a parametrizace naměřených signálů (podkapitola 1.6). Díky poslední podmínce byli získáni autoři, kteří se vzájemně významně liší v attributech svých studií, což vyplývá z Tabulky 5.

Mezi významné autory stanovené na základě výše uvedených podmínek, patří:

- J. A. Healy a R. W. Picard (Healy and Picard),
- Y.-H. Lee a B.-S. Liu (Lee and Liu),
- C. Dussault a kolektiv (Dussault et al.).

Tabulka 5: Významní (primární) autoři

Autor	Subjekt	Prostředí	Objektivní měření	Subjektivní měření	Účel
Healy and Picard	řidič	realita	EKG, GSR, RESP, EMG, video	obecný dotazník	vývoj metod pro sběr a analýzu dat za účelem určení zátěže během jízdy
Lee and Liu	pilot	simulace (dynamická)	EKG	dotazník NASA TLX ⁶	vyhodnocení mentální zátěže během letu
Dussault et al.	pilot	simulace (statická)	EKG, EEG	dotazník STAI ⁷	vyhodnocení mentální zátěže během letu

⁶ NASA Task Load Index - speciální letecký dotazník vyvinutý a používaný NASA (Hart and Staveland 1988)

⁷ State-Trait Anxiety Inventory - dotazník aktuální úzkosti a úzkostnosti (Spielberg 1980)

Tabulka 6: Zdroje významných současných autorů (předchozí řešitelé)

Autor	Zdroje
Healy and Picard	(Bonner and Wilson 2001), (Boucsein 1992), (Ekman et al. 1983), (Hankins and Wilson 1998), (Helander 1978), (van Ravenswaaij et al. 1993), (Veltman and Gaillard 1996), (Wilson 2001), (Wilson et al. 1999)
Lee and Liu	(Hart and Hauser 1987), (Jorna 1993), (Kakimoto et al. 1988), (Kaslsbeek and Ettema 1963), (Lindqvist et al. 1983), (Metalis et al. 1989), (Opmeer and Krol 1973), (Roscoe 1978), (Sekiguchi et al. 1978), (Veltman and Gaillard 1996), (Wierwille 1979), (Wilson 1993)
Dussault et al.	(Jorna 1993), (Lindholm and Cheatham 1983), (Opmeer and Krol 1973), (Wilson et al. 1987)

Autorská dvojice **Healy a Picard** (a kolektiv) nabízí několik různých studií (Healy et al. 1999; Healy 2000; Healy and Picard 2000; Picard et al. 2001; Healy and Picard 2005) vyhodnocování fyziologických signálů naměřených u automobilových řidičů během jízdy v běžném silničním provozu. Jejich snahou je vyvinout real-time metodu sběru a analýzy dat v reálných podmínkách jízdy za účelem určení řidičova relativního stupně stresu. Cílem do budoucna je monitorování fyziologických reakcí řidičů během reálných jízdých situací, které by poskytovalo informace o tom, jak na ně působí různé silniční a dopravní podmínky. Kromě toho, že Healy a Picard ve svých pracích dokázali silnou korelaci mezi signály EKG, GSR a řidičovým mentálním stavem, našli optimální sadu příznaků pro hodnocení stupně řidičova stresu s přesností 88,6%.

Protože vysoce rozrušené stresové stavy jsou spojené s poruchou rozhodovacích schopností, poklesem situačního povědomí a se sníženým výkonem, které by mohly zhoršit schopnost řídit vozidlo, jsou studie dvojice Healy and Picard významnými pracemi přispívající k řešení této problematiky za pomoci fyziologických signálů, jež jsou užitečnou metrikou pro poskytování zpětné vazby o stavu řidiče.

Lee a Liu (2003) se věnují tomuto tématu z jiného úhlu tím, že se snaží o srovnání subjektivního a objektivního měření vlivu stresorů na výkon jedince. Jejich experiment spočívá ve vystavení pilotů stresogenním situacím na leteckém simulátoru (Boeing 747-400), které jsou spojené s různou informační zátěží pilota charakteristické pro konkrétní fáze letu:

- take-off - vzlet,
- cruise - let stálou rychlostí po dané trase,
- approach - přibližování se k cílovému letišti,
- landing - přistání.

Zjišťoval se jak vztah mezi výsledky objektivního (EKG) a subjektivního (dotazník NASA TLX) měření, ale také porovnání jejich relativní senzitivity pro hodnocení pilotovy mentální zátěže během definovaných fází letu o různé obtížnosti.

Na rozdíl od studie autorů Healy a Picard, kteří pracovali s významným množstvím příznaků vybraných fyziologických signálů, zvolili Lee a Liu pro hodnocení pouze příznaky okamžité srdeční frekvence extrahované z EKG a prokázali, že tyto jsou společně s výsledky dotazníku NASA TLX vhodnými indikátory stresové zátěže pro letecký průzkum. Výsledky ukázaly, že mezi použitým objektivním a subjektivním měřením existuje významná závislost, a že výsledky obojího měření nesporně charakterizují jednotlivé fáze letu (především ty s vysokou informační zátěží - take-off, landing).

Práce Lee a Liu se v mnohém shoduje s principem studie **Dussaulta a kolektivu** (Dussault et al. 2005), který pro zjištění vlivu stresu na chybu pilota rovněž používá letecký simulátor, objektivní (EKG, EEG) i subjektivní (dotazník STAI) hodnocení stresových reakcí a porovnání různých fází letu. Jako metody objektivního posouzení stresu použil Dussault kromě EKG ještě EEG, u kterého dokázal, že zjištěné elektrofyziologické změny jsou následkem rozdílů v mentální pracovní zátěži při různých fázích letu. U EKG reprezentovaného signálem srdeční frekvence se ale tato závislost neprokázala.

Dussault tak podobnou metodikou, jako ve své práci volili Lee a Liu a jejich zdrojoví autoři, došel k závěru, že okamžitá srdeční frekvence se nemění v závislosti na fázi letu a nereflektuje tak na rozdíl od EEG emoční změny pilota vyvolané působením stresorů. K podobnému závěru došel ve své studii i Wilson (Wilson et al. 1987), na jehož základě přisuzuje Dussault tento výsledek jako důsledek použití statického simulátoru, absence fyzického rizika pro pilota a případně i nízké úrovně stresové zátěže (Dussault et al. 2005).

Na práce uvedených primárních autorů navazují další, z nichž nejbližší dané problematice a splňující rešeršní podmínky jsou Rigas, Benoit a Lahtinen (tzv. sekundární autoři). Souhrn charakteristik jejich experimentů a seznam zdrojových prací jsou v Tabulce 7 a 8.

Tabulka 7: Navazující (sekundární) autoři

Autor	Subjekt	Prostředí	Objektivní měření	Subjektivní měření	Účel
Rigas et al.	řidič	realita	EKG, GSR, RESP, GPS souřadnice, video	-	model detekce stresu během jízdy
Benoit et al.	řidič	simulace (statická)	EKG, GSR, video	-	vývoj řidičského simulátoru
Lahtinen et al.	pilot	simulace (statická)	EKG	známkování výkonu	vztah mezi HR a zátěží

Tabulka 8: Zdroje navazujících autorů (předchozí řešitelé)

Autor	Zdroje
Rigas et al.	(Healy 2000), (Healy and Picard 1999; 2000; 2005), (Ji et al. 2004), (Li and Ji 2005), (Liao et al. 2005), (Rani et al. 2002), (Zhai and Barreto 2006)
Benoit et al.	(Lal and Craig 2002), (Healy et al. 1999)
Lahtinen et al.	(Blix 1974), (Dussault et al. 2005), (Lee and Liu 2003), (Lindqvist et al. 1983), (Opmeer and Krol 1973), (Roscoe 1978), (Sekiguchi et al. 1978), (Ylonen et al. 1997), (Roman 1965), (Svensson et al. 1997)

Rigas a kolektiv (2008; 2012) se stejně jako Healy a Picard zaměřuje na vliv stresu při řízení v reálných jízdních podmínkách a jeho detekce pomocí fyziologických signálů (EKG, GSR, RESP) pro budoucí možnost online fyziologického monitoringu řidičů. Ze záznamu jízdy a pozorování řidičova chování rozfázoval Rigas jednotlivé jízdy na úseky s definovaným stupněm stresu dle zvolené stresové metriky:

- událost bez stresu (normální),
- událost s nízkým stupněm stresu,
- událost se středním stupněm stresu,
- událost s vysokým stupněm stresu.

Na základě znalosti stupně stresu v jednotlivých fázích a příznaků vybraných fyziologických signálů pak vytvořil model detekce stresu, který s přesností 96% dokáže detekovat stresové události jako fyziologické reakce řidiče na události při řízení (Rigas et al. 2008; 2012).

V článku (Benoit et al. 2005) popisuje **Benoit a kolektiv** snahu o vytvoření realistického statického řidičského simulátoru. Během simulace se provedlo měření

fyziologických signálů (EKG, GSR) za účelem posouzení stresu a kamerově byly snímány obličejové pohyby řidiče (mrkání, zívání) pro následné stanovení úrovně pozornosti a únavy. Tyto záznamy se následně statisticky porovnaly s referenčním klidovým signálem a stanovilo se, do jaké míry simulátor dokáže navodit mentální stav řidiče za reálných podmínek. Podle dosažených výsledků pak byly provedeny úpravy simulátoru.

Stejně jako Dussault (2005), Lee a Liu (2003) se snaží i **Lahtinen a kolektiv** (2000) o vyhodnocení psychofyziologického stavu pilota v různých letových fázích během simulace. Jako metodu objektivního posouzení použil Lahtinen také EKG a zjistil, že srdeční frekvence dostatečně reflektuje množství kognitivních požadavků během simulovaného letu, avšak závislost mezi ní a stupněm zátěže je nelineární. Tato závislost oficiálně nazývaná Yerkes-Dodsonův zákon⁸ nebo též model obrácené U-křivky se neobjevila u žádné z předchozích výše zmiňovaných studií.

Touto popsanou rešerší byli představeni všichni klíčoví autoři a jejich práce, které by mohly sloužit jako inspirace pro řešení analýzy stresových reakcí u pilotů. Prostřednictvím dosažených výsledků a jejich diskuzí jsou navíc nastíněny všechny možné varianty závěrů, které mohou z naší práce vyplynout.

1.5 Vybrané signály

Po zvážení rešeršních informací, dostupnosti a vhodnosti užití jednotlivých metod bylo rozhodnuto pro měření signálů EKG, GSR a RESP, které byly prokázány jako vhodné nástroje pro indikaci stresových situací. Jejich základní charakteristika je nastíněna níže.

Zbývající signály z Tabulky 4 buď nejsou vhodné pro daný typ měření nebo nepatří mezi dostupné prostředky. EMG měřené na trapezoidním svalu je velmi dobrý ukazatel napětí šijových svalů, avšak u pilotů nevhodný z důvodu pohybu této části těla při manévrování s joystickem. Měření EEG bylo vyloučeno vzhledem k jeho časové a metodické náročnosti. Pro měření rozšíření zornice nebyla k dispozici vhodná snímací jednotka, která by neomezovala pilotovo zorné pole. Ačkoliv byl pilot při simulovaném letu snímán kamerou instalovanou v kokpitu, záznamy z ní slouží pouze pro zjištění, jak často pozoruje pilot navigaci, případně jak často mrká. Měření kožní teploty nemělo smysl vzhledem k jeho

⁸ každý jedinec má interindividuálně odlišnou optimální úroveň aktivace a vyšší úroveň aktivace než je pro něho adekvátní je nepříznivá pro činnost spojenou s obtížnými a komplexními úkoly na kterých mu velice záleží (Yerkes and Dodson 1908; Desaulniers 1997, s. 14-2)

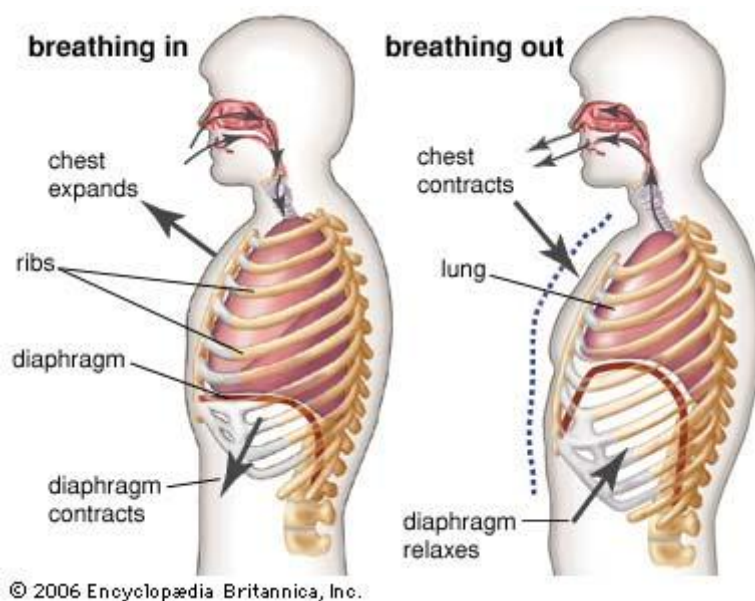
výraznému ovlivnění vysokou teplotou vzduchu v kokpitu způsobenou chodem motoru simulátoru a letním počasím.

1.5.1 Elektrokardiografický signál (EKG)

Elektrokardiogram je biosignálem popisující elektrické procesy probíhající v srdečním svalu v závislosti na čase. Základem pro jeho vznik jsou elektrické vzruchy (tzv. akční potenciály) srdečních svalových buněk a buněk srdečního převodního systému, které se šíří síněmi, převodním systémem srdečním a komorami. Postupem akčního potenciálu srdeční tkáně a časově proměnným rozhraním mezi aktivovanou a klidovou tkáně je v okolí srdce vyvoláno časově proměnné elektromagnetické pole, které se snímá elektrodami rozmístěnými na povrchu těla (Penhaker et al. 2004; Rozman et al. 2006).

1.5.2 Respirační signál (RESP)

Záznam respiračního nebo také dechového signálu graficky zachycuje sousledné děje zevního dýchání, při kterém dochází k výměně plynů (především O_2 a CO_2) mezi vnějším prostředím a organismem. Za dechový cyklus je označováno cyklické střídání nádechu (inspirium) a výdechu (expirium), které je doprovázeno rytmickými objemovými změnami hrudníku (Rozman et al. 2006).



Obrázek 2: Objemové změny hrudníku při dýchání (Kolar et al. 2012)

Mechanika nádechu a výdechu je zajišťována hrudníkem, který má pro tento účel specifický tvar a stavbu (Obrázek 2). Nádech je aktivní děj zajišťovaný inspiračními svaly, které svou činností způsobí roztažení hrudníku a vznik podtlaku v dutině pohrudniční, díky

kterému se do plic nasaje vzduch. Naopak výdech je dějem pasivním, při kterém je retrakční silou plic a vlastní tíhou hrudníku vypuzován vzduch z plic ven (Fuchsová 2011; Jelínek and Zicháček 2003).

1.5.3 Záznam galvanické kožní vodivosti (GSR)

Galvanická kožní vodivost je metoda měření elektrické vodivosti kůže. Za změny potenciálu a vodivost 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. (Andreassi 2000; Galvanic skin response 2004)

1.5.4 Fyziologické hodnoty

U dospělého člověka v klidném stavu se jeho srdeční frekvence pohybuje od 60 do 90 tepů za minutu, dechová frekvence bývá 12 až 16 dechů za minutu. U sportovců se zvýšeným dechovým objemem může tato frekvence klesnout až pod 10 dechů za minutu. Dojde-li k rozrušení člověka, pak se obě tyto frekvence zrychlují. Jejich maximální hodnoty závisí na fyzickém stavu a věku člověka. V extrémních situacích může tepová frekvence dosáhnout hranici 200 tepů za minutu, u dýchání to může být až 60 dechů za minutu.

1.6 Literární rešerše příznaků indikujících míru stresu

Dle výsledků první části rešeršní studie (kapitola 1.4), která se soustředila na samotnou metodiku měření a výběr vhodných fyziologických signálů, byla provedena navazující rešerše za účelem nalezení metod parametrizace těchto signálů. Hledané studie musely splňovat pouze podmínku detekce a měření mentální zátěže či vlivu stresu na výkon člověka.

1.6.1 Rešerše příznaků vybraných signálů

Aby se dalo stanovit, které parametry vybraných biosignálů (EKG, RESP, GSR) nesou podstatnou informaci o stresové reakci člověka, bylo zapotřebí zjistit, které příznaky se kromě běžných statistických charakteristik používají k jejich parametrizaci. Omezením při výběru příznaků, byla jejich dostatečná informační hodnota pro krátkodobé signály s délkou trvání do 20 min.

V časové oblasti jsou fyziologické signály nejčastěji charakterizovány pomocí statistických charakteristik (průměr, medián, rozptyl, apod.). U periodických signálů EKG

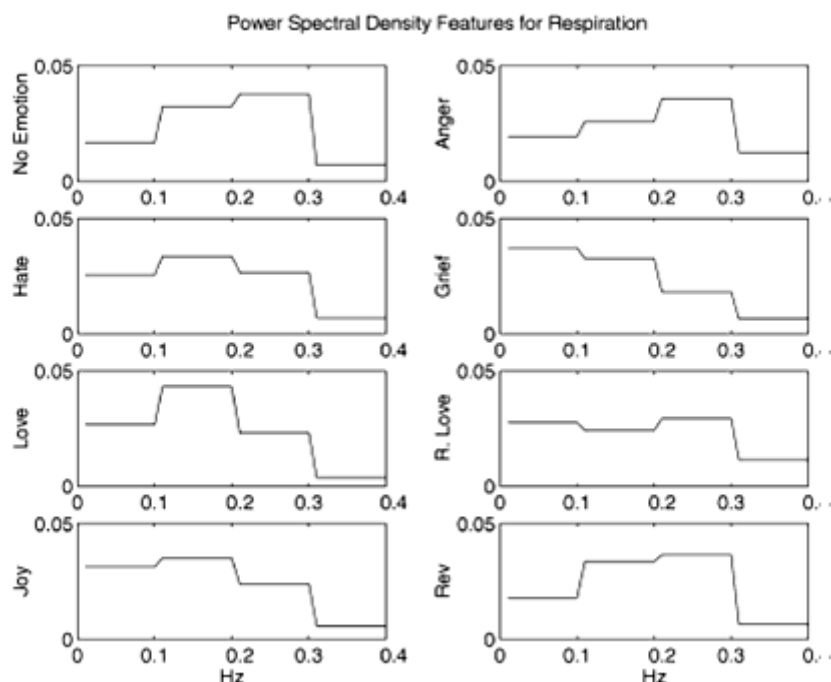
a RESP se vyhodnocuje jejich frekvence, variabilita a další odvozené časové parametry. U signálu GSR se používá pouze analýza v čase, oproti tomu EKG a RESP můžeme s výhodou analyzovat i ve frekvenční doméně, záleží vždy na charakteru signálu a jeho periodicitě. Konkrétní volba parametrů dle provedené rešerše (Tabulka 9) a jejich význam jsou uvedeny v kapitole 2. Níže jsou představeny specifické metody extrakce fyziologických proměnných ve frekvenční oblasti, které se ve studiích ukázaly jako vhodné pro popis signálu, a důvody jejich užívání.

Tabulka 9: Reference parametrizace vybraných signálů

Doména	Signál	Reference
Časová	EKG	(Benoit et al. 2005), (Dussault et al. 2005) (Lahtinen et al. 2007), (Lee and Liu 2003), (Healy and Picard 2000), (Healy and Picard 2005), (Rigas et al. 2008), (Rigas et al. 2011),
		(Choi et al. 2012), (Jiang and Wang 2009), (Katsis et al. 2008), (Kim et al. 2008a), (Kim et al. 2008b), (Kreibig et al. 2007), (Plarre et al. 2011), (Salahuddin et al. 2007), (Shi et al. 2010), (Zhai et al. 2005)
	RESP	(Healy and Picard 2000), (Healy and Picard 2005)
		(Katsis et al. 2008), (Kreibig et al. 2007), (Plarre et al. 2011), (Shi et al. 2010)
	GSR	(Benoit et al. 2005), (Healy and Picard 2000), (Healy and Picard 2005), (Rigas et al. 2008), (Rigas et al. 2011)
		(Choi et al. 2012), (Jiang and Wang 2009), (Katsis et al. 2008), (Kreibig et al. 2007), (Shi et al. 2010), (Zhai et al. 2005)
Frekvenční	EKG	(Healy and Picard 2000), (Healy and Picard 2005)
		(Choi et al. 2012), (Jiang and Wang 2009), (Kim et al. 2008a), (Kim et al. 2008b), (Kreibig et al. 2007), (Salahuddin et al. 2007), (Sims et al. 2002), (Shi et al. 2010), (Zhai et al. 2005)
	RESP	(Healy and Picard 2005), (Picard, Vyzas and Healy 2001)
		(Rigas et al. 2011)
		(Jiang and Wang 2009)

Stresová reakce člověka se díky jejím charakteristickým fyziologickým projevům promítá i do frekvenční oblasti naměřených signálů. Je-li zdravý člověk v klidu, pak by jeho dechový signál měl vykazovat téměř periodický vzor a v jeho spektru bychom očekávali jednu dominantní spektrální čáru odpovídající dechové frekvenci a nízkou spektrální entropii. Naopak při stresové reakci dochází obvykle na krátkou dobu k pozastavení dýchání následované zvýšenou dechovou frekvencí, což se projeví více komplexním spektrem s vyšší spektrální entropií (Rigas et al. 2011).

Jedním z vhodných příznaků extrahovaných z frekvenčního spektra dechového signálu je dle Rigase (2011) právě jeho celková entropie. Healy a Picard (2001; 2005) přidávají příznaky z výkonového spektra reprezentující výkon v definovaných frekvenčních pásmech (0-0,1 Hz; 0,1-0,2 Hz; 0,2-0,3 Hz a 0,3-0,4 Hz), jejichž grafické znázornění s důkazem odlišnosti při různých emočních stavech člověka je vidět na Obrázku 3.



Obrázek 3: Spektrální výkonová hustota dechového signálu pro osm různých emocí
(Picard et al. 2001, s. 1183)

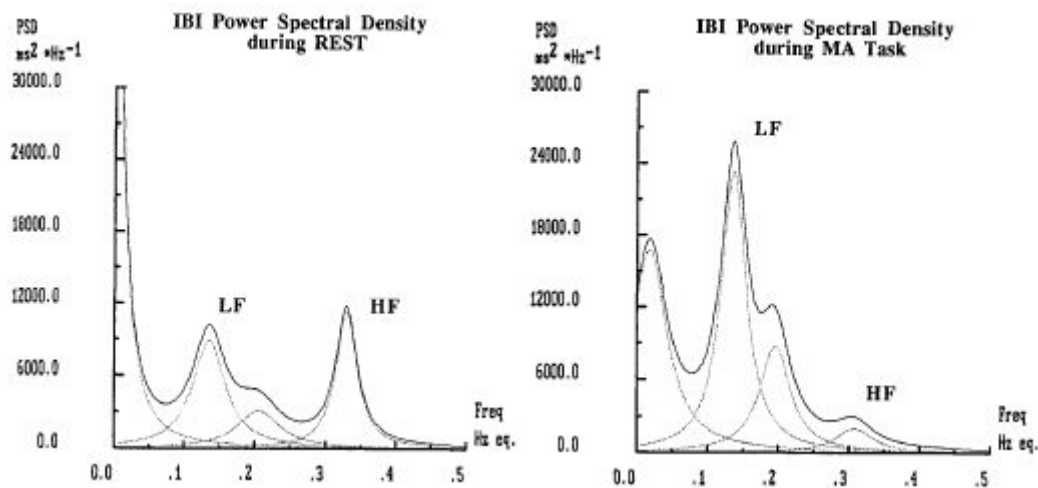
Podobně je tomu i u srdeční frekvence získané z EKG signálu. Nižší hodnoty tepu jsou obecně spojovány s relaxovaným stavem nebo stavem pocíťování pozitivní stimulace, ale při zvýšení stupně aktivity člověka (např. fyzický výkon, mentální námaha) dojde přirozeně ke zrychlení srdeční frekvence, což se projeví změnou dominantních frekvenčních čar ve spektru (Healy et al. 1999).

Jak ukázal Berntson a kolektiv (1997), spektrální analýza variability srdeční frekvence odráží aktivitu ANS. Parasympatický nervový systém je schopen efektivně modulovat srdeční frekvenci ve frekvenčním pásmu 0 až 0,5 Hz, zatímco sympatický nervový systém má signifikantní zisk pouze v oblasti pod 0,1 Hz (Healy and Picard 2005). Sympatický a parasympatický vliv ANS na srdce se tak ve spektru variability srdeční frekvence projeví na rozdílných kmitočtech (Obrázek 4). Za tímto účelem jsou ve spektru srdeční variability definována dvě dominantní frekvenční pásma:

- pásmo nízkých frekvencí (Low frequency band, LF): 0,04-0,15 Hz,
- pásmo vysokých frekvencí (High frequency band, HF): 0,15-0,4 Hz,

a dvě doplňující frekvenční pásma, jejichž význam však není z hlediska ovlivnění stresem tak výrazný:

- pásmo velmi nízkých frekvencí (Very low frequency band, VLF): 0,0033-0,04 Hz,
- pásmo středních frekvencí (Mid-frequency band, MF): 0,08-0,15 Hz.



Obrázek 4: Typické odpovědi ve spektrální výkonové hustotě během odpočinku (vlevo) a mentální stresové zátěži (vpravo) (Colombo et al. 1989, s. 477)

Zvýšení spektrálního výkonu v LF oblasti odráží aktivaci sympatického i parasympatického nervového systému, oproti tomu nárůst výkonu v HF oblasti indikuje dominantní vliv parasympatiky. Zvýšení srdeční variability způsobené stresem reflektuje predominanci sympatického systému, což se ve spektru projeví výkonovým přírůstkem v pásmu LF a snížením výkonu v HF (Salahuddin et al. 2007). Poměrem spektrálního výkonu v LF a HF oblastech se zjistí vztah mezi sympatickým a parasympatickým řízením srdce, což lze interpretovat jako index autonomní rovnováhy (Choi et al. 2012; Healy and Picard 2005).

1.6.2 Rešerše reakční doby a rychlosti vedení nervem

Z důvodu dostupnosti vhodných prostředků a potenciálního vlivu na citlivost jedince ke stresorům bylo provedeno měření reakční doby a rychlosti vedení vzruchu nervem. Ačkoliv nebyly v této části rešeršní studie nalezeny žádné vhodné publikace uvádějící možnost vlivu těchto dvou faktorů na stresovou reakci jedince, byly zahrnuty do celkového příznakového šetření také.

1.7 Letová simulace vs. realita

V jedné z uvedených studií přiznává Dussault (2005) jako zásadní limitaci statického simulátoru možnost zprostředkování pouze omezené smyslové informace a to díky absenci vnímání jejich vstupních signálů - sluchové, proprioceptivní, vestibulární, atd. Diskuze pravděpodobnosti vlivu použití stacionárního simulačního modelu na výsledek experimentu a obecná úloha simulátorů je tématem této podkapitoly.

Funkcí simulátoru je co nejvěrněji napodobovat chování reálného zařízení a vyvolat u člověka stejný reakční profil jako by vyvolala skutečná situace. Protože na pilota v malém letadle působí značné síly způsobené především manévrováním, závisí úroveň realistického navození letových vjemů i na simulaci pohybu. Pohybový vjem nejenom, že zlepšuje kvalitu stimulace, protože pilot obdrží očekávanou smyslovou informaci, ale navíc díky tomu, že předchází ostatním vjemům, slouží pilotovi také jako detekce chybového chování letadla (Thöndel 2009).

Věrná simulace významně ovlivňuje chování a rozhodování pilota a při jejím omezení by mohlo dojít ke zvýšení nejistoty pilota při rozhodování a zanesení tak chyby do měření stresových reakcí.

2 Metody

V této kapitole jsou popsány použité principy extrakce příznaků v časové i frekvenční oblasti, selekce příznaků, vybrané statistické analýzy dat, testy hypotéz a další metody signálové analýzy. Záměrně je uveden pouze obecný nástin řešení problematiky a základní výpočetní vztahy. Podrobné informace k postupům a související problematiku lze nalézt v literatuře, která je u dané tematiky vždy uvedena jako referenční zdroj.

2.1 Extrakce příznaků v časové oblasti

Základními parametry časové analýzy jsou charakteristiky popisné statistiky, které jsou univerzální pro všechny výběrové datové soubory, v našem případě signály. Kromě toho má každý se signálů EKG, GSR a RESP sadu svých specifických časových parametrů.

2.1.1 Statistické charakteristiky

Nejužitečnějším nástrojem při popisu datových souborů jsou výběrové charakteristiky statistické analýzy. Protože fyziologické signály jsou velmi proměnlivé a individuální, je třeba tuto variabilitu kvantifikovat pomocí vhodné míry. Těmi jsou především míry středu souboru, která udává informaci o poloze statistického souboru na číselné ose, a míry variability vyjadřující rozmístění hodnot dané proměnné okolo střední hodnoty celého souboru (Bedáňová and Večeřek 2007).

Charakteristiky střední hodnoty (Míry polohy)

Výběrový aritmetický průměr $\bar{x}$ (Arithmetic mean; Average, *AVG*) je definován jako funkce všech hodnot dané proměnné, kdy součet všech hodnot náhodné proměnné x_i dělíme jejím počtem n (Bedáňová and Večeřek 2007; Navara 2011).

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (2.1.1)$$

Výběrový kvadratický průměr K (Root mean square, *RMS*) se vypočte jako druhá odmocnina aritmetického průměru druhých mocnin prvků výběrového souboru (Katsis et al. 2008).

$$K = \sqrt{\bar{x}^2} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (2.1.2)$$

Průměr výběrového souboru (aritmetický i kvadratický) je ovlivněn extrémními hodnotami a odlehlými pozorováními a jeho použití jako správné charakteristiky středu se hodí pouze

pro soubory o velkém rozsahu, které jsou z hlediska zkoumaného znaku dostatečně stejnorodé (Bedáňová and Večeřek 2007).

Výběrovým mediánem $\tilde{x}$ (Median, M) se rozumí taková hodnota výběrového souboru uspořádaného podle velikosti, která jej rozděluje na dvě stejně velké části z hlediska počtu hodnot. Jedná se o prostřední hodnotu souboru o lichém počtu hodnot, nebo o aritmetický průměr prostředních dvou hodnot v souboru o sudém počtu hodnot. Obecně medián poskytuje robustnější informaci než průměr, protože je odolnější vůči vlivu odlehlých hodnot (Bedáňová and Večeřek 2007; Navara 2011).

Charakteristiky variability (Míry rozptýlení)

Variační rozpětí R řady n čísel je definováno jako rozdíl mezi největší a nejmenší hodnotou řady. Jedná se však o velmi přibližnou charakteristiku variability, protože je příliš ovlivněno extrémními hodnotami, které mohou mnohdy být odlehlými pozorováními (Bedáňová and Večeřek 2007).

$$R = x_{\max} - x_{\min} \quad (2.1.3)$$

Kvartilové rozpětí R_q dané rozdílem horního a dolního kvartilu je o něco robustnější než variační rozpětí R , ale ani jedno z uvedených rozpětí nebere v úvahu velikost hodnot sledovaného výběrového souboru na rozdíl od následujících dvou charakteristik (Bedáňová and Večeřek 2007).

$$R_q = x_{0.75} - x_{0.25} \quad (2.1.4)$$

Výběrová směrodatná odchylka s_x (Standard deviation, SD) je založena na součtu čtverců odchylek jednotlivých hodnot x_i od aritmetického průměru $\bar{x}$ výběrového souboru a je definována jako druhá odmocnina z výběrového rozptylu s^2 (Bedáňová and Večeřek 2007; Navara 2011).

$$s_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.1.5)$$

Variační koeficient v (Coefficient of variation, CV) je zástupcem charakteristik relativní variability. Jedná se o tzv. relativní směrodatnou odchylku, která se používá v případech, kdy je potřeba odstranit vliv obecné úrovně daných hodnot, tedy v případech, kdy jsou porovnávány variability souborů s odlišnou úrovní hodnot. Vypočítá se jako poměr výběrové směrodatné odchylky s a aritmetického výběrového průměru $\bar{x}$ a vyjadřuje se v procentech (Bedáňová and Večeřek 2007; Navara 2011).

$$v = \frac{s}{\bar{x}} \cdot 100 \quad (2.1.6)$$

Střední difference Δ (Mean absolute difference, *MAD*) je aritmetickým průměrem absolutních hodnot všech vzájemných rozdílů hodnot po sobě jdoucích prvků výběrového souboru a tak udává jejich průměrnou vzdálenost od aritmetického průměru celého souboru (Otyepka et al. 2007; Picard et al. 2001).

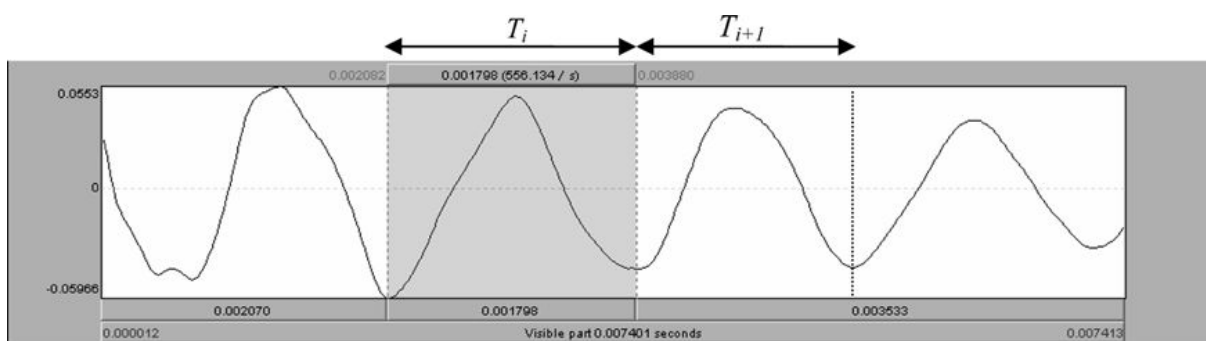
$$\Delta = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (2.1.7)$$

2.1.2 Charakteristiky nestability

Parametry nestability jitter *Jit* (frekvenční nestabilita) a shimmer *Shim* (amplitudová nestabilita) se používají převážně pro hodnocení kvality hlasu, avšak najdou si své opodstatnění i v metodách extrakce příznaků signálu EKG a RESP.

Jitter (relativní) měří výkyvy v základní frekvenci a počítá se jako průměrný absolutní rozdíl po sobě následujících period dělený průměrnou periodou - viz vztah (2.1.8) a Obrázek 5, kde T_i je délka periody i -tého okna a N je počet period (Farrus and Hernando 2009; Li et al. 2007).

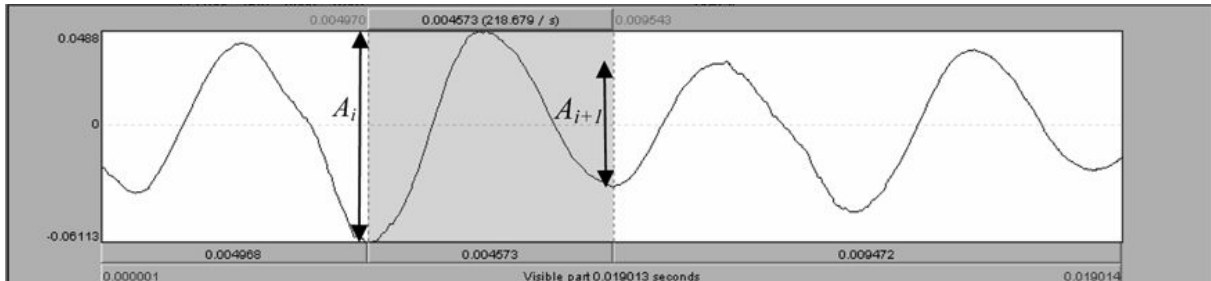
$$Jit = \frac{\frac{1}{N-1} \left[\sum_{i=1}^{N-1} |T_i - T_{i+1}| \right]}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i} \quad (2.1.8)$$



Obrázek 5: Princip měření jitteru (Farrus and Hernando 2009, s. 250)

Shimmer (relativní) reflektuje variabilitu hodnot amplitud špičky. Vztah (2.1.9) říká, že shimmer je průměrný absolutní rozdíl mezi amplitudami po sobě jdoucích period dělený průměrnou amplitudou, kde A_i je hodnota špičkové amplitudy i -tého okna a N je počet vzorků - viz Obrázek 6 (Farrus and Hernando 2009; Li et al. 2007).

$$Shim = \frac{\frac{1}{N-1} \left[\sum_{i=1}^{N-1} |A_{i+1} - A_i| \right]}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A_i} \quad (2.1.9)$$



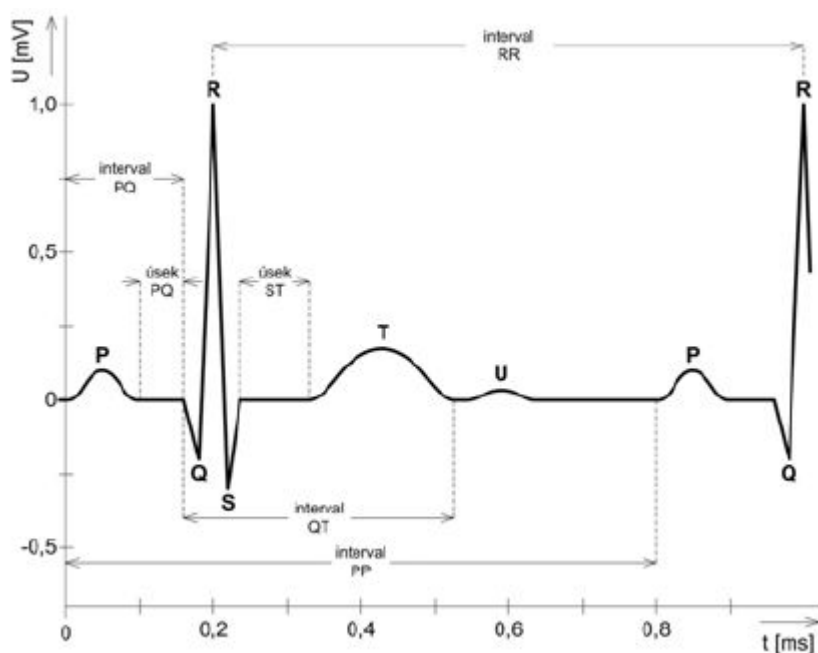
Obrázek 6: Princip měření shimmeru (Farrus and Hernando 2009, s. 251)

2.1.3 Časové příznaky pro hodnocení EKG

Analýza signálu EKG v časové oblasti vychází především z jeho charakteristického tvaru popisující šíření elektrického potenciálu srdcem. Základem je pozice R špiček z QRS komplexu (viz Obrázek 7) reprezentující depolarizaci srdečních komor. Vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími R vlnami se obecně nazývá R-R interval a jako proměnná se vyjadřuje v milisekundách s označením *NN* (normal-to-normal). Pro hodnoty rozdílů po sobě jdoucích R-R intervalů se používá označení *SD*.

Kromě vzdálenosti mezi jednotlivými fenomény nesou podstatnou informaci o aktuálním stavu člověka i amplitudy vln:

- amplituda R špičky *RWA* (R wave amplitude),
- amplituda T vlny *TWA* (T wave amplitude).



Obrázek 7: Idealizovaná EKG křivka se základním popisem (Penhaker et al. 2004, s. 138)

Pro představu do jaké míry jsou konzistentní za sebou jdoucí R-R intervaly se používá parametr $NN50$. Ten udává počet intervalů, kdy časový rozdíl dvou po sobě následujících R-R intervalů, tedy SD , je větší než 50 ms. Vztáhne-li se toto číslo k celkovému počtu R-R intervalů, dostane se parametr $PNN50$, který představuje jejich procentuální zastoupení.

$$NN50 = \sum_{i=1}^n [(NN_{i+1} - NN_i) > 50] \quad (2.1.10)$$

$$PNN50 = \frac{NN50}{N} \cdot 100 \quad (2.1.11)$$

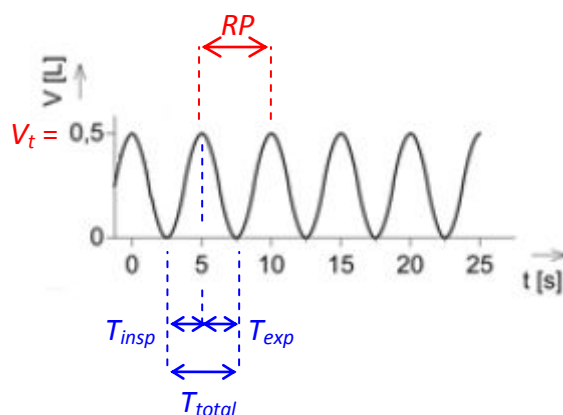
Jako **srdeční frekvence** HR (Heart rate) neboli tep či puls, je označován počet úderů srdce za časovou jednotku, v našem případě minutu. Vypočte se převedením hodnot časových intervalů NN na sekundy a vztažením k jedné minutě.

$$HR = \frac{60}{NN \cdot 10^{-3}} \quad (2.1.12)$$

Variabilita srdeční frekvence HRV (Heart rate variability) se určí přiřazením časových okamžiků výskytu první R špičky, ze které byl R-R interval počítán, odpovídajícím R-R vzdálenostem. Jedná se tak o závislost okamžitých hodnot NN na čase.

2.1.4 Časové příznaky pro hodnocení RESP

Mezi ukazatele dechové aktivity člověka se řadí dechová frekvence, časové charakteristiky dechového cyklu, plicní objemy, kapacity, průtoky a další hodnoty z nich odvozené. Některé tyto parametry se však dají stanovit pouze specializovaným vyšetřením, proto nejsou v souboru příznaků uvažovány, nebo jsou nahrazeny vhodnou alternativou.



Obrázek 8: Graf idealizovaného průběhu dechového objemu v závislosti na čase (Penhaker et al. 2004, s. 312, upraveno)

Dechový signál se skládá z periodicky se opakujících dechových cyklů zahrnujících nádech (inspirium) a výdech (expirium). Z ideálního průběhu na Obrázku 8 se ze znalosti pozic lokálních minim dechových cyklů (tzv. valley) určí dechový objem V_t (Tidal volume) a dechová perioda RP (Respiration period), ze kterých se součtem dechových objemů za minutu stanoví minutová ventilace V_m (Minute ventilation) a dle vztahu (2.1.13) dechová frekvence RR (Respiration rate), která udává počet dechových cyklů za minutu.

$$RR = \frac{60}{RP} \quad (2.1.13)$$

Variabilita dechové frekvence RRV (Respiration rate variability) je popisuje závislost rozdílů časových okamžiků valley-valley na čase a určí se stejným způsobem jako u EKG.

Časovými charakteristikami popisujícími doby trvání jednotlivých fází dechového cyklu (na Obrázku 8 vyznačené modře) jsou:

- délka dechového cyklu T_{total} (Respiration duration),
- délka nádechu T_{insp} (Inhalation/Inspiration duration),
- délka výdechu T_{exp} (Exhalation/Expiration duration).

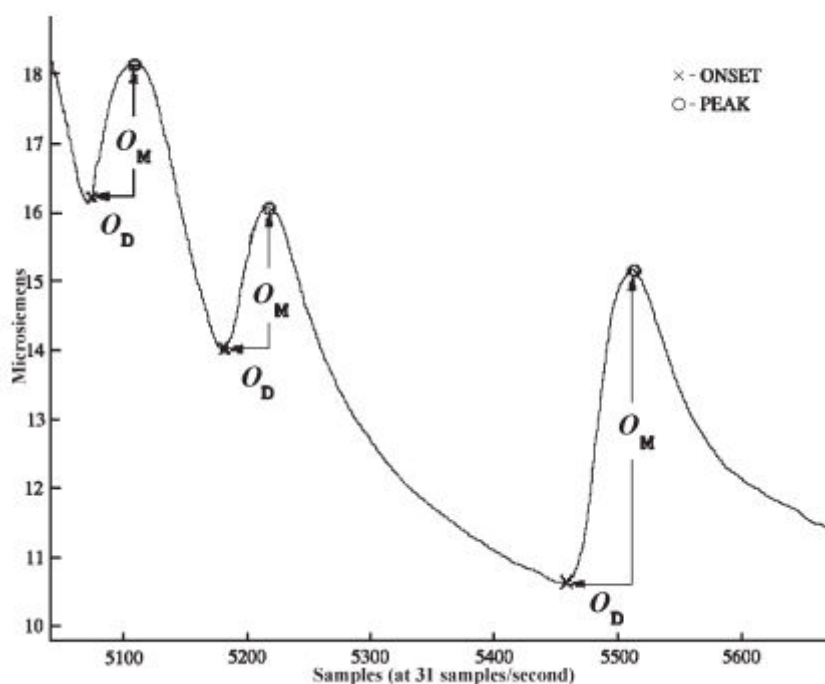
K těmto charakteristikám patří ještě odvozené veličiny značené *IE* (Inspiration-expiration rate) a *DC* (Duty cycle), které se vypočítají jako poměr některých z výše uvedených parametrů.

$$IE = \frac{T_{insp}}{T_{exp}} \quad (2.1.14)$$

$$DC = \frac{T_{insp}}{T_{total}} \quad (2.1.15)$$

2.1.5 Časové příznaky pro hodnocení GSR

Signál GSR lze rozdělit na dvě hlavní komponenty - pomalu měnící se základnu nazývanou stupeň kožní vodivosti (Skin conductance level, SCL) a komponentu spojenou s náhlým vzestupem mentální zátěže tzv. odpověď kožní vodivosti (Skin conductance response, SCR).



Obrázek 9: Příklad tří orientačních reakcí v jedninutovém segmentu signálu GSR (Healy and Picard 2005, s. 161)

SCR je orientační reakcí (Orienting response, Orienting reflex, *OR*), která je charakteristická náhlým vzestupem hladiny signálu GSR způsobený iontovými pochody v kožních potních žlázách vznikajících v reakci na aktivaci sympatického nervového systému. Na Obrázku 9 je zachycena série tří orientačních reakcí SCR s označením počátku (tzv. onset) a špičky (tzv. peak) reakce. Zakresleny jsou také amplitudový rozsah O_M a délka trvání O_D ,

což jsou společně s odhadem plochy S_A základní parametry popisující křivku reakce (Healy and Picard 2000; 2005).

$$O_D = t_{peak} - t_{onset} \quad (2.1.16)$$

$$O_M = G_{peak} - G_{onset} \quad (2.1.17)$$

$$S_A = \frac{1}{2} \cdot O_M \cdot O_D \quad (2.1.18)$$

Užívanými příznaky charakterizující signál GSR resp. jeho SCR komponentu jsou:

- N_{SCR} - celkový počet odpovědí v jednominutovém segmentu,
- ΣO_M - součet rozsahů reakce O_M v jednominutovém segmentu,
- ΣO_D - součet délek trvání reakce O_D v jednominutovém segmentu,
- ΣS_A - součet odhadů ploch pod křivkou reakce v jednominutovém segmentu.

Speciálním statistickým parametrem je střední difference signálu SCR označovaná SCR_{Δ} , a která reprezentuje jeho rychlé změny. Nevýhodou tohoto příznaku je ale vysoká závislost na komponentě SCL, proto se celý signál obvykle normuje nebo standardizuje (Rigas et al. 2011).

2.2 Extrakce příznaků ve frekvenční oblasti

Typické příznaky ve spektrální oblasti se vyšetřují u signálů EKG a RESP, nikoliv však u GSR. Frekvenční parametry EKG a RESP nejčastěji popisují výkon či výkonovou hustotu spektra v definovaných frekvenčních pásmech souvisejících s fyziologickými pochody v těle dle podkapitoly 1.6.1.

2.2.1 Spektrum, periodogram a spektrální výkonová hustota

Převodem z časové do frekvenční oblasti (nejčastěji pomocí Fourierovy transformace) je diskrétní signál $x[k]$ rozložen na své jednotlivé frekvenční složky: **spektrum** $X(\Omega)$ (myšleno amplitudové) je pak grafickým vyjádřením závislosti amplitud složek signálu na frekvenci.

Základní metodou pro **odhad výkonového spektra** signálu $\hat{S}_x$ je metoda **periodogramu**, který často označuje absolutní umocněné spektrum signálu, tj. výkonovou hustotu jedné realizace signálu (2.2.1), kde N je délka signálu a f je frekvence.

$$\hat{S}_x(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{k=0}^{N-1} x[k] e^{-j2\pi f k} \right|^2 \quad (2.2.1)$$

Přesnější odhad spektrální výkonové hustoty $\hat{S}_x$ se vypočte průměrováním periodogramu přes M realizací signálu. Nejběžnější takovou metodou je Welchova segmentační metoda, která však vyžaduje znalost vzorkovací frekvence signálu. Jinou metodou je použití Lombova periodogramu, který se používá pro nerovnoměrně vzorkovaná data (Castiglioni and Di Rienzo 1996; Moody 1993).

2.2.2 Spektrální příznaky pro hodnocení EKG

Z grafu zobrazující spektrální výkon se pro popis EKG signálu určují parametry:

- celkový spektrální výkon TP (Total power),
- spektrální výkon v pásmu velmi nízkých frekvencí VLF ,
- spektrální výkon v nízkofrekvenčním pásmu LF ,
- spektrální výkon v pásmu středních frekvencí MF ,
- spektrální výkon ve vysokofrekvenčním pásmu HF .

$$LF = \sum_{0.04Hz}^{0.15Hz} lombPSD(HRV) \quad (2.2.2)$$

$$HF = \sum_{0.15Hz}^{0.5Hz} lombPSD(HRV) \quad (2.2.3)$$

Užitím vztahů (2.2.4) a (2.2.5) jsou určeny další příznaky AB a $LFMFHF$, které poměrují spektrální výkony mezi jednotlivými frekvenčními oblastmi.

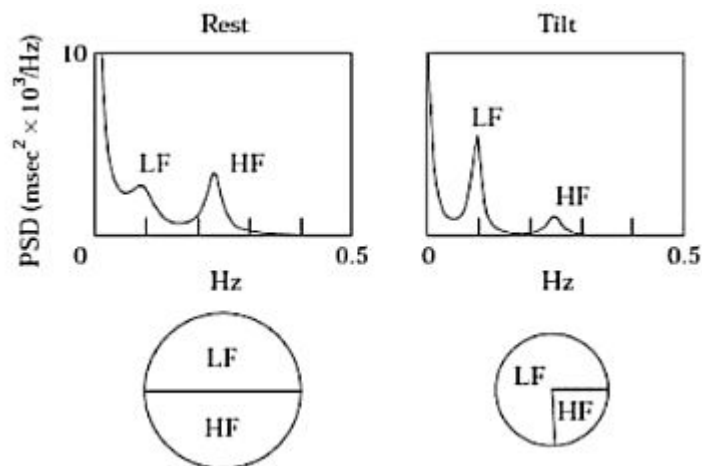
$$AB = \frac{LF}{HF} \quad (2.2.4)$$

$$LFMFHF = \frac{LF + MF}{HF} \quad (2.2.5)$$

Za účelem popisu celkové distribuce výkonu ve frekvenčních oblastech LF a HF , reflektující zapojení ANS, je vhodné používat kromě absolutních hodnot LF a HF i jejich normalizované alternativy LF_{norm} a HF_{norm} vypočtené dle vztahů (2.2.6) a (2.2.7). Důvod je předveden na Obrázku 10 a pod ním i vysvětlen.

$$LF_{norm} = \frac{LF}{TP - VLF} \cdot 100 \quad (2.2.6)$$

$$HF_{norm} = \frac{HF}{TP - VLF} \cdot 100 \quad (2.2.7)$$



Obrázek 10: Ukázka spektrální výkonové hustoty srdeční variability během lehu a předklonu (Škrtel 2008, s. 27)

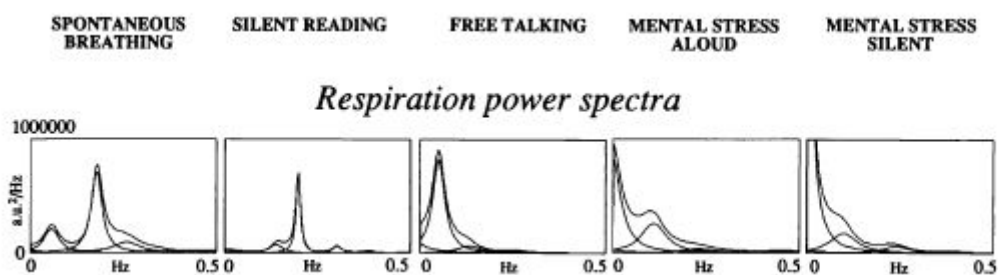
V ukázce na Obrázku 10 jsou v grafech spektrální výkonové hustoty dominantní dvě hlavní složky v LF a HF pásmu. V pravém grafu došlo vlivem předklonu ke zvýšení hodnoty spektrální výkonové hustoty v LF pásmu, ale poměr absolutního výkonu *LF* a *HF* se zdá nezměněný. Pokud se provede normalizování hodnot *LF* a *HF* zjistí se, že výkon *LF* značně převládá, což je znázorněno pomocí kruhových diagramů.

2.2.3 Spektrální příznaky pro hodnocení RESP

Jak bylo zmíněno v podkapitole 1.6.1 dochází i ve spektru dechového signálu k segmentaci na jednotlivá frekvenční pásma za účelem porovnání jejich spektrálního výkonu. Celkové spektrální výkony počítané pro jednotlivá frekvenční pásma se označují:

- *01Hz* pro pásmo 0-0,1 Hz,
- *12Hz* pro pásmo 0,1-0,2 Hz,
- *23Hz* pro pásmo 0,2-0,3 Hz,
- *34Hz* pro pásmo 0,3-0,4 Hz.

Ukázka, jak může frekvenční spektrum variability dechové frekvence vypadat je na Obrázku 11.

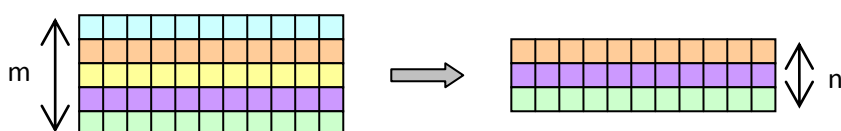


Obrázek 11: Ukázka výkonového spektra respiračních signálů při různých aktivitách (Bernardi et al. 2000, s. 1467, upraveno)

2.3 Selektce příznaků

Selektce příznaků se používá za účelem redukce dimenze příznakového prostoru. Snahou je redukovat počet příznaků tak, aby byla vybrána optimální podmnožina obsahující n příznaků namísto m původních za podmínky $n \leq m$ a nedošlo ke ztrátě významu původních příznaků. Selektce se nutná především z důvodu snížení výpočetní náročnosti a potenciální chyby způsobené vyšším počtem korelovaných příznaků.

Neexistuje však obecný postup, který by sám dokázal objektivně redukovat dimenzi příznaků aniž by došlo ke ztrátě informace. Musí se vždy brát v úvahu další faktory, především význam jednotlivých příznaků. Řešení selektce příznaků tak vždy musí být kompromisem mezi dostatečnou generalizací úlohy a dosaženou přesností výsledku.



Obrázek 12: Princip selektce příznakového prostoru o m třídách (Autor 2013)

Jsou-li v příznakovém prostoru definovány jednotlivé třídy příznakových veličin X_i (pro $i = 1, \dots, m$) tak jako na Obrázku 12, pak se jako nejjednodušší posouzení redukce dimenzionality jeví analýza rozptylu, kterou je možné provádět i za pomoci níže uvedených statistických testů.

2.3.1 Analýza hlavních komponent

Analýza hlavních komponent (Principal component analysis, PCA) je metoda vícerozměrné analýzy dat a využívá se jako prostředek ke snížení dimenze úlohy prostřednictvím redukce počtu znaků bez velké ztráty informace. Namísto vyšetřování velkého počtu původních znaků

s komplexními vnitřními vazbami můžeme analyzovat pouze malý počet nekorelovaných hlavních komponent (Meloun 2004; 2011a).

Základním cílem PCA je transformace původních znaků x_i , $i = 1, \dots, m$, do menšího počtu latentních proměnných y_i , $i = 1, \dots, k$, nazývaných hlavní komponenty, které mají vhodnější vlastnosti:

- jejich počet se výrazně redukuje,
- vystihují téměř celou proměnlivost původních znaků,
- jsou vzájemně nekorelované.

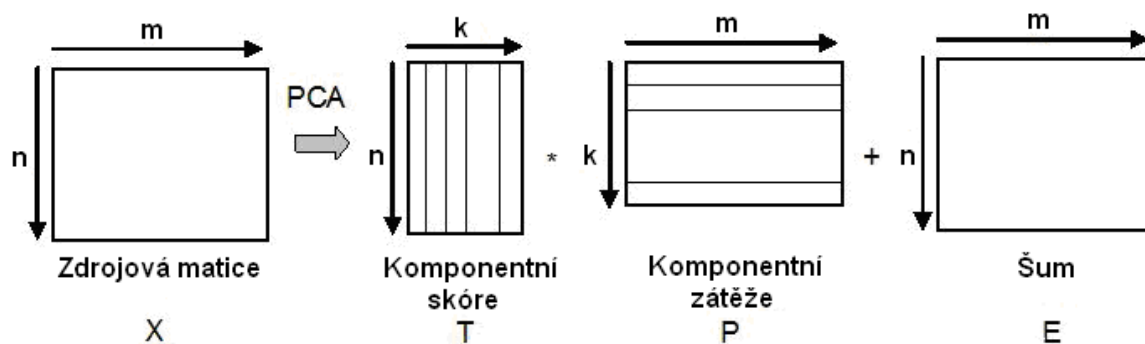
Účelem PCA je tedy zjednodušení popisu skupiny vzájemně korelovaných znaků lineární transformací na nové, nekorelované proměnné tzv. hlavní komponenty (Meloun 2004, 2011a).

Základní charakteristikou hlavních komponent je jejich míra variability, konkrétně rozptyl. Hlavní komponenty jsou řazeny dle důležitosti, tj. dle klesajícího rozptylu, od největšího k nejmenšímu. První hlavní komponenta y_1 je takovou lineární kombinací vstupních znaků (původních proměnných), která pokrývá největší rozptyl mezi všemi ostatními lineárními kombinacemi a popisuje tak největší část proměnlivosti (rozptylu) původních dat. Nejméně informace je obsaženo v poslední komponentě y_n . Je-li rozptyl původního znaku x_i malý nebo dokonce žádný, není schopen tento znak přispívat k rozlišení mezi objekty a zařadí se do šumové matice mezi nevyužité hlavní komponenty (Meloun 2004; 2011a).

Ke snížení dimenze úlohy dojde užitím několika prvních hlavních komponent. Nevyužité hlavní komponenty obsahují malé množství informace, protože jejich rozptyl je příliš malý. Zdrojová matice se tedy rozkládá na část strukturní $\mathbf{T} \cdot \mathbf{P}^T$ (tj. matice využitých hlavních komponent) a na část šumovou $\mathbf{E}$ (tj. matice nevyužitých hlavních komponent, matice reziduí) dle následujícího vztahu (Meloun 2004; 2011a).

$$\mathbf{X} = \mathbf{T} \mathbf{P}^T + \mathbf{E} \quad (2.3.1)$$

Zdrojová matice dat $\mathbf{X}$ má rozměr $n \times m$, obsahuje n objektů (pozorování, měření) a m znaků (proměnné, měřená veličina) a rozkládá se na matici komponentních skóre $\mathbf{T}$ o rozměru $n \times k$ a matici komponentních zátěží (vah) $\mathbf{P}$ o rozměru $k \times m$ dle Obrázku 13. Součin $\mathbf{T} \cdot \mathbf{P}^T$ je pak model hlavních komponent a řešení PCA spočívá v jeho indikaci a odkrytí skrytého jevu (Meloun 2011a).



Obrázek 13: Princip PCA (Böhm 2012, upraveno)

Model PCA odpovídá aproximaci zdrojové matice dat, který uijeme místo původní zdrojové matice dat za účelem transformace do nového systému os a snížení rozměrnosti úlohy užitím několika prvních hlavních komponent, které vystihují strukturu v datech. (Meloun 2011a)

Více o PCA lze nalézt v odborné literatuře (Meloun 2004; 2011a), na kterou je tímto odkazováno, především konkrétní metody výpočtu PCA jsou komplikované a přesahují rámec této podkapitoly.

2.4 Lineární regrese

Jednoduché regresní metody se využívají pro šetření funkčního vztahu dvou proměnných X , Y . Lineární regresí se nejčastěji rozumí aproximace známých hodnot přímkou za pomoci metody nejmenších čtverců tak, aby součet druhých mocnin odchylek jednotlivých bodů od přímky byl minimální (Otyepka et al. 2007).

Závislost proměnné Y na X se popisuje tzv. regresní přímkou, jejíž rovnice v obecném tvaru je (2.4.1), kde k , q jsou neznámými parametry.

$$Y = kX + q \quad (2.4.1)$$

Parametr k , známý také jako směrnice přímky, je definován úhlem, který přímka svírá s osou x . Je-li $k > 0$, pak se jedná o rostoucí funkci, a naopak při $k < 0$ funkce klesá. Pro $k = 0$ je přímka rovnoběžná s osou x . Parametr q neboli úsek udává vzdálenost průsečíku přímky s osou y od počátku soustavy souřadnic (Otyepka et al. 2007; Linear regression 2001).

2.5 Testování statistických hypotéz

Významnou částí práce je vyhodnocení závislostí v získaných experimentálních datech statistickou analýzou, jejíž cílem je dosažení závěrů o vlastnostech statistického výběrového souboru na základě sledování a provádění experimentů. Protože se však v tomto případě

nejedná o náhodný výběr z celé populace, nelze dosažené výsledky vztahovat na celou populaci. Díky statistickému testování je možné rozhodnout o platnosti určitého obecného tvrzení, tzv. statistické hypotézy, pro daný soubor.

Pro následující výklad, je třeba definovat několik základních pojmů:

- základní soubor = celá populace,
- statistický soubor = výběrový soubor = výběr ze základního souboru = skupina pozorování (piloti účastníci se experimentu),
- statistická jednotka = jeden prvek statistického souboru (jeden konkrétní pilot),
- statistický znak = sledovaný parametr (např. okamžitá tepová frekvence).

Existuje velké množství statistických testů, které mají přesně definované podmínky, za kterých mohou být použity. Za tímto účelem testy zpravidla dělíme na parametrické a neparametrické. Pomocí **parametrický** testů testujeme parametry výběrů z určitého typu rozdělení, nejčastěji Gaussova normálního rozdělení. Pokud rozdělení základního souboru neznáme nebo není nijak blíže specifikované, použijí se **neparametrické** metody testování. Jejich výhodou je nezávislost na tvaru rozdělení, ale za cenu vyšší pravděpodobnosti chybného zamítnutí testované hypotézy.

Zásadním rozdílem ve výpočetním postupu zde uvedených testů je, že neparametrické testy se řadí mezi tzv. testy pořadové (ordinální). U takových testů se namísto původních pozorování používá jejich pořadí získané seřazením hodnot ve směsném výběru, který vznikne spojením všech testovaných výběrů.

Dalším aspektem, který má vliv na volbu testu, je **závislost** výběrových souborů. Většina běžných testů vyžaduje pro své užití splnění podmínky nezávislosti testovaných souborů. Je-li ale testování prováděno na závislých výběrech pozorování (např. měření prováděné na stejných statistických jednotkách) je nutné použít testy pro závislé výběry, které se pro $k = 2$ označují jako párové.

Testování hypotéz se provádí za účelem zjištění, zda se liší parametry výběrového souboru od parametrů teoretických, nebo zda existují rozdíly mezi jednotlivými testovanými výběrovými soubory. Podle toho, kolik výběrových souborů v testování porovnáváme rozlišujeme testy jedno-, dvou- a vícevýběrové. Počet souborů je stanovován hodnotu parametru k :

- $k = 1$ - porovnání výběrového a základního souboru,
- $k = 2$ - porovnávání dvou výběrových souborů,
- $k \geq 3$ - porovnávání více než dvou výběrových souborů,

velikost souboru, tedy počet jeho prvků, se značí n .

Závěr testování, kdy se rozhoduje o zamítnutí či nezamítnutí nulové hypotézy H_0 ve prospěch alternativní hypotézy H_A je možné provést dvěma způsoby. Buď srovnáním vypočtené testovací statistiky s kritickou hodnotou, nebo jejím převedením do pravděpodobnostní škály na tzv. p -hodnotu pravděpodobnosti. Testování hypotéz prováděné v této práci využívá druhý způsob, kdy p -hodnota kvantifikuje pravděpodobnost realizace hodnoty testovací statistiky, pokud platí nulová hypotéza H_0 . Jestliže p -hodnota je nižší než zvolená hladina významnosti α , pak dojde k zamítnutí nulové hypotézy H_0 dle Tabulky 10 (Bedáňová and Večeřek 2007).

Tabulka 10: Statistické významnosti p -hodnoty

p -hodnota	Statistická významnost
$p < 0,05$	statisticky významný rozdíl
$p < 0,01$	statisticky vysoce významný rozdíl
$p > 0,05$	statisticky nevýznamný rozdíl

Tabulka 11: Přehled vhodných testů

Metody	Počet výběrových souborů	Test
Parametrické	$k = 1$	t-test
	$k = 2$	Dvouvýběrový t-test
	$k \geq 3$	ANOVA
Neparametrické	$k = 1$	Jednovýběrový Wilcoxonův test
	$k = 2$	Znaménkový, kvantilový, mediánový test
		Mann-Whitneyův test (též známý jako U-test, Dvouvýběrový Wilcoxonův pořadový test)
		Wilcoxonův párový test
	$k \geq 3$	Kruskal-Wallisův test (též známý jako neparametrická ANOVA)
		Friedmanův test pro závislé výběry

Dále jsou předloženy použité metody testování statistických hypotéz, které jsou výběrem z Tabulky 11, a jsou vhodné pro daná experimentální data. S ohledem na charakter dat byly převážně voleny neparametrické testy pro $k \geq 2$. Jako nástroje statistické analýzy byly použity softwarové nástroje Matlab a Microsoft Excel.

2.5.1 Testování normality a homoskedasticity

Aby se mohlo rozhodnout o vhodnosti použití parametrických testů, je nutné ověření, zda experimentální data splňují následující předpoklady:

- data mají normální rozdělení,
- rozptyly v jednotlivých porovnávaných souborech jsou stejné, tzv. homoskedasticita,
- nezávislost dat jednotlivých souborů.

Nezávislost dat testovaných souborů se posoudí jednoduše ze znalosti metodiky experimentu. Splnění prvních dvou předpokladů se ověřuje testováním.

Ověření normality

Pro testování normality rozdělení se běžně užívají Kolmogorov-Smirnovův, Shapiro-Wilksův nebo Lilliefirův test, případně se dá využít i testování výběrové šikmosti a špičatosti. Vzhledem k dostupné implementaci Kolmogorov-Smirnova testu v Matlabu, byl tento zvolen za test normality.

Ověření homoskedasticity

Ověření shodnosti rozptylů v jednotlivých porovnávaných nezávislých výběrových souborech má smysl pouze, pokud byla v předchozím kroku prokázána normalita rozdělení těchto výběrů. K zamítnutí nulové hypotézy H_0 dojde, pokud se alespoň jedna dvojice rozptylů liší. K testování homoskedasticity se nejčastěji používá Bartlettův test (Litschmannová 2011).

2.5.2 Testování hypotéz neparametrickými testy

Mann-Whitneyův test

Mann-Whitneyův test, také známý jako U-test nebo dvouvýběrový Wilcoxonův pořadový test, je neparametrickou obdobou dvouvýběrového t-testu a používá se v případech, kdy na sobě nezávislé výběry A , B pocházejí ze souborů, o jejichž rozdělení se nic neví, nebo obsahují malý počet pozorování.

Jedná se o test mediánů $\hat{x}_A$ a $\hat{x}_B$, který posuzuje, zda dva nezávislé výběry ze spojitého rozdělení pocházejí ze stejného základního souboru a mají tudíž totéž rozdělení pravděpodobnosti (Cielepová 2008; Otyepka 2007; Bedáňová and Večeřek 2007).

$$\begin{aligned} H_0: \hat{x}_A &= \hat{x}_B \\ H_A: \hat{x}_A &\neq \hat{x}_B \end{aligned} \tag{2.5.1}$$

Wilcoxonův párový test

Neparametrický Wilcoxonův párový test porovnává dvě měření A , B provedená na jedné statistické jednotce. Opět se testuje střední hodnota, v tomto případě medián rozdílů $\hat{R}$ (Cielepová 2008; Otyepka 2007; Bedáňová and Večeřek 2007).

$$\begin{aligned}H_0: \hat{R} &= 0 \\H_A: \neg H_0\end{aligned}\tag{2.5.2}$$

Kruskal-Wallisův test

Kruskal-Wallisův test je někdy označován jako neparametrická ANOVA. Jedná se alternativu Mann-Whitneyho pořadového testu shody mediánů použitelného pro vícevýběrový soubor, kdy $k \geq 3$ a výběry nejsou na sobě závislé (Cielepová 2008).

$$\begin{aligned}H_0: \hat{x}_1 &= \dots = \hat{x}_k \\H_A: \neg H_0\end{aligned}\tag{2.5.3}$$

Testovaná nulová hypotéza H_0 je zamítnuta, pokud se alespoň jedna dvojice mediánů $\hat{x}_1, \dots, \hat{x}_k$ liší. To však nestačí pro rozhodnutí o tom, které mediány to jsou. Z toho důvodu navazují na jakýkoliv vícevýběrový test při zamítnutí nulové hypotézy H_0 testy mnohonásobného porovnání - angl. post hoc (Cielepová 2008).

Friedmanův test

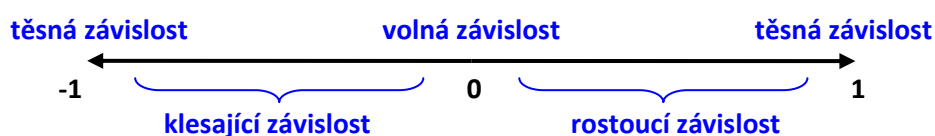
Friedmanův test, někdy označovaný také jako Friedmanova analýza rozptylu, se používá pro posouzení významnosti vlivu daného faktoru na závislé vícevýběrové soubory. V podstatě se jedná o rozšíření Wilcoxonova párového testu pro případy, kdy $k \geq 3$. Ověřuje se shoda mediánů v souborech vytvořených z k závislých výběrů se stejnými rozsahy n jednotek. Typicky je tento test použit u situací, kdy je u stejných n jednotek sledován určitý znak při k různých podmínkách.

$$\begin{aligned}H_0: \hat{x}_1 &= \dots = \hat{x}_k \\H_A: \neg H_0\end{aligned}\tag{2.5.4}$$

Friedmanův test nepředpokládá výběry z normálního rozdělení ani shodu rozptylů v souborech, předpokladem je pouze spojitost rozdělení. Používá se proto především u souborů s neznámým rozdělením nebo u měření o malém počtu opakování. Při zamítnutí nulové hypotézy H_0 je opět nutné provést post-hoc analýzu za účelem zjištění, které dvojice výběrů se od sebe signifikantně liší (Litschmannová 2011).

2.6 Korelační analýza

Korelační analýza sleduje, zda mezi veličinami existuje lineární vztah. Jsou-li na sobě dvě veličiny x , y lineárně závislé, znamená to, že se změnou hodnoty jedné veličiny se úměrně mění i druhá, aniž by bylo možné toto chování vysvětlit pouze náhodnými změnami. Výsledkem korelační analýzy je korelační koeficient r_{xy} , jehož hodnota se pohybuje v intervalu $\langle -1; 1 \rangle$, a který udává stupeň a charakter závislosti mezi proměnnými podle Obrázku 14. Není-li výsledkem výpočtu jedna z limitních hodnot, která by jednoznačně ukázala závislost či nezávislost, musíme míru závislosti posoudit pomocí testu nekorelovanosti.



Obrázek 14: Hodnoty korelačního koeficientu (Autor 2011)

Test nekorelovanosti

Testu nekorelovanosti vyšetřuje lineární závislost dvou číselných proměnných x , y . Nulová hypotéza v tomto případě znamená nekorelovanost proměnných x , y (Navara 2011).

$$H_0: r_{xy} = 0 \quad (2.5.5)$$

$$H_A: r_{xy} \neq 0$$

2.7 Shluková analýza

Shluková analýza je metoda, která se snaží nalézt v dané množině pozorování její podmnožiny, tzv. shluky. Podmínkou zařazení pozorování do shluku je větší vzájemná podobnost prvků jednoho shluku než prvků z jiných podmnožin. Jedná se o metodu učení bez učitele (Kelbel and Šilhán 2004).

2.7.1 k -means

Algoritmus k -means patří mezi metody nehierarchického shlukování, jehož úkolem je rozdělení n pozorování do k shluků tak, aby každé z pozorování bylo přiřazeno do shluku, od kterého ho dělí nejmenší euklidovská vzdálenost. Jedná se o iterativní postup, který končí rozřazením všech pozorování do tříd (Kelbel and Šilhán 2004).

Výhodou této metody shlukování je její jednoduchost a nenáročnost, hodí se i pro malé počty pozorování n .

3 Realizace experimentu

Po průzkumu vhodných metodik detekce vlivu stresogenních událostí na člověka byl uskutečněn experiment letové simulace za současného snímání biologických signálů u pilotů dobrovolníků. K dispozici byl letecký simulátor v prostorách budovy Elektrotechnické fakulty ČVUT.

3.1 Letecký simulátor

Použitý letecký simulátor vyfotografovaný na Obrázku 15 byl původně určený pro výcvik pilotů lehkých a ultra-lehkých sportovních letadel, především ve školách sportovního létání, a byl proto navržen s ohledem na cenovou dostupnost při dostatečné věrohodnosti a přesnosti simulace. Jako vzor simulátoru sloužil model letadla Cessna 172. Základní části simulátoru tvoří audiovizuální systém, ovládací prvky (joystick, pedály) a systém pro simulaci pohybových vjemů (Thöndel 2009).



Obrázek 15: Letecký simulátor (vlevo - kabina simulátoru, vpravo - řídící stanice) (OMP seat belts take-off 2011; Bruna et al. 2012)

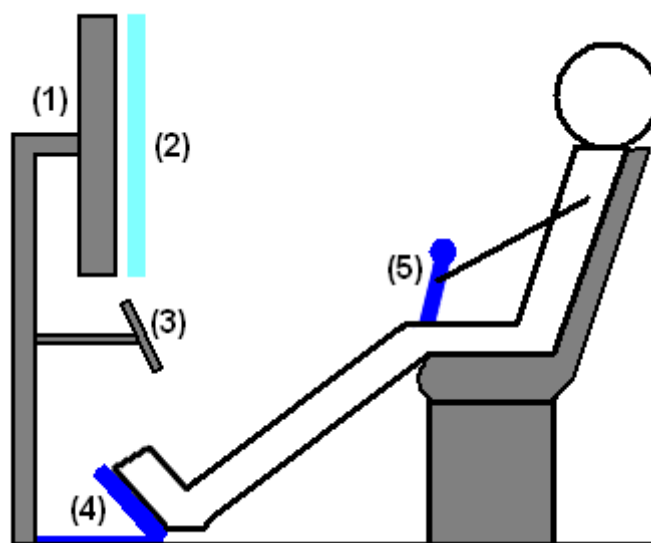
3.1.1 Simulace pohybových vjemů

Kabina simulátoru je připevněna k šestistupňové pohyblivé hydraulické plošině. Jedná se o uzavřený kinematický systém se šesti rameny s proměnlivou délkou, který je schopný konat pohyb do šesti základních směrů (tři posuvné a tři rotační pohyby). Hydraulické řešení bylo zvoleno z důvodu vysoké hmotnosti kabiny, je však zatíženo vysokým hlukem. Naproti tomu se jedná o vysoce dynamický a spolehlivý systém (Thöndel 2009).

3.1.2 Vizualizační systém

Zásadním prvkem pro věrohodnou simulaci letu je kvalitní vizualizační systém. Ten na základě přijímané informace o poloze letadla generuje z databáze obraz scény, kterou pilot vidí z kabiny letadla prostřednictvím zobrazovacího zařízení. V tomto případě je použit obrazový generátor FlightGear a zobrazovací zařízení založené na principu přímého zobrazení s kolimací realizované prostřednictvím LCD obrazovky s Fresnelovou čočkou. Kolimační čočka umístěná mezi obrazovkou a pilotem zajišťuje posun vytvářeného obrazu do optického nekonečna, což odpovídá reálnému vjemu pilota, jehož oči tak nejsou zaostřeny pouze na vzdálenost k zobrazovací ploše.

Pro zobrazení letových indikátorů a navigace se používá druhá menší LCD obrazovka či tablet bez kolimace, který doplňuje přístrojovou desku. Pilot tak musí měnit zaostření očí podle toho, zda se dívá na venkovní scénu nebo přístrojovou desku. Toto uspořádání pozitivně ovlivňuje vnímání vzdáleností a celkovou orientaci v prostoru při simulaci (Thöndel 2009). Celkové uspořádání kabiny simulátoru je znázorněno na Obrázku 16.



Obrázek 16: Uspořádání kabiny simulátoru - (1) LCD obrazovka, (2) Fresnelova čočka, (3) tablet s navigací, (4) + (5) ovládací prvky simulátoru (Autor 2013)

3.1.3 Skleněný kokpit

Skleněný kokpit formou grafického rozhraní poskytuje pilotovi potřebné letové informace (výšku, rychlost letu, kurs, boční skluz a umělý horizont) a zastává i funkci navigačního asistenta, který se aktivuje v okamžiku, kdy systém detekuje výpadek motoru.

Protože jednou z podmínek projektu je cenová dostupnost celého systému především pro mladé a nezkušené piloty, je jako zobrazovací zařízení skleněného kokpitu použit tablet. Tento přenosný multimediální počítač je hostující jednotkou pro systém EFIS i pro navigační systém nouzového přistání. Pilot může s výhodou používat svůj vlastní tablet a do letadla se tak nemusí instalovat nákladná zobrazovací zařízení (Levora et al. 2012).



Obrázek 17: Tablet jako zobrazovací zařízení skleněného kokpitu (Levora et al. 2012)

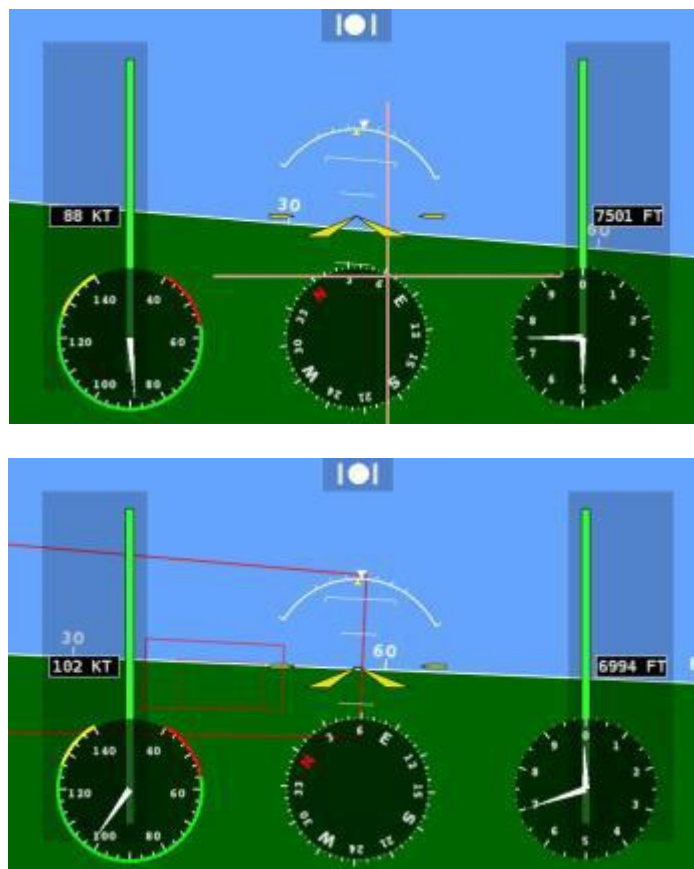
Na Obrázku 17 je fotografie použitého tabletu, do kterého byl implementován EFIS a navigační systém. Na pozadí obrazovky je formou přímé linie zobrazen horizont oddělující zemi (zeleně) a oblohu (modře), v popředí jsou pak některé letecké indikátory (popsány níže). V případě aktivace systému pro nouzové přistání se vprostřed obrazovky objeví i grafická navigační instrukce.

3.1.4 Navigace

Systém nabízí 4 různé typy navigace, které jsou charakteristické tvarem navigačního prvku. Jsou jimi (statický) kříž, rotující kříž, bod a tunel. Na základě volby nouzové přistávací plochy a plánování letové dráhy zobrazuje algoritmus asistenta nouzového přistání zvolený navigační prvek v odpovídající poloze na obrazovce EFIS. Úkolem pilota je sledovat navigaci udržováním požadovaného úhlu náklonu nebo mířením na určitou pozici.

Dle subjektivního hodnocení testovaných pilotů byly z navigačních prvků nejlépe přijaty kříž a tunel, proto se pracovalo převážně s nimi. Statický kříž (Obrázek 18 nahoře) je zarovnaný s pohledem kamery a během letu nemění svůj náklon na rozdíl od rotujícího kříže, který se natáčí (rotuje) podle toho, jak moc by měl pilot letět v daném směru (Bruna et al. 2012). Navigační algoritmus tunelu (Obrázek 18 dole) vykresluje statické obdélníkové obrazce podél požadované letové dráhy, skrze které by letadlo mělo letět. Tyto obdélníky jsou

zobrazovány v krátké vzdálenosti před letadlem a sledují skutečnou dráhu letadla (Levora et al. 2012).



Obrázek 18: Použité typy navigačního prvku (nahore - kříž, dole - tunel) (Bruna et al. 2012)

Kromě navigačního prvku jsou na Obrázku 18 zobrazeny i letové indikátory suplující palubní elektromechanické přístroje. Prostředek obrazovky je vyhrazen statickému umělému horizontu se stupnicí, který pilotovi poskytuje informaci o aktuální poloze letadla. Pod ním je kompas ukazující aktuální kurs letadla. V kompasu je pomocí pohybující se kuličky indikován i úhel skluzu. Po stranách kompasu najdeme vpravo výškoměr a vlevo rychloměr.

3.2 Experiment a metodika měření

Databáze signálů byla vytvořena v srpnu 2012 během dvoutýdenního testování pilotů na leteckém simulátoru v prostorách budovy Elektrotechnické fakulty ČVUT. Na každého ze zúčastněných pilotů byly vyhrazeny 3 hodiny času pro seznámení se s projektem a ovládáním simulátoru, vyplnění informovaného souhlasu a připravených dotazníků, připojení měřicího příslušenství, samotné testování na simulátoru a v závěru měření reakční doby a rychlosti vedení ulnářním nervem.

U pilotů se formou dotazníku (viz Příloha A) zjišťovaly biologické charakteristiky (věk, váha, výška apod.), informace o aktuálním zdravotním stavu, trvalých indispozicích, známých nálezech v EKG a očních vadách, dále frekvence, intenzita a druh sportovních aktivit. Z letového hlediska se předem prověřoval druh leteckého průkazu, počet nalétaných hodin, zkušenosti s nouzovým přistáním, účast na leteckých soutěžích, vztah k EFIS apod.

Každému z pilotů byl před měřením vysvětlen průběh celého měření a byl seznámen s podmínkami snímání biologických signálů. Souhlas s měřením vyjádřil písemným stvrzením informovaného souhlasu (viz Příloha B). Poté, co se pilot zacvičením seznámil s leteckým simulátorem a jeho ovládáním, přistoupilo se k letům s navigací (primárně typy kříž a tunel). Po každém úspěšně provedeném letu, kdy pilot měl za úkol letět dle navigace, vyplnil pilot dotazník NASA TLX o fyzické a mentální náročnosti proběhlého letu (viz Příloha C). U každého z pilotů byly naměřeny minimálně tři různé signály, které jsou nadále označovány jako Kříž, Tunel a Výpadek.

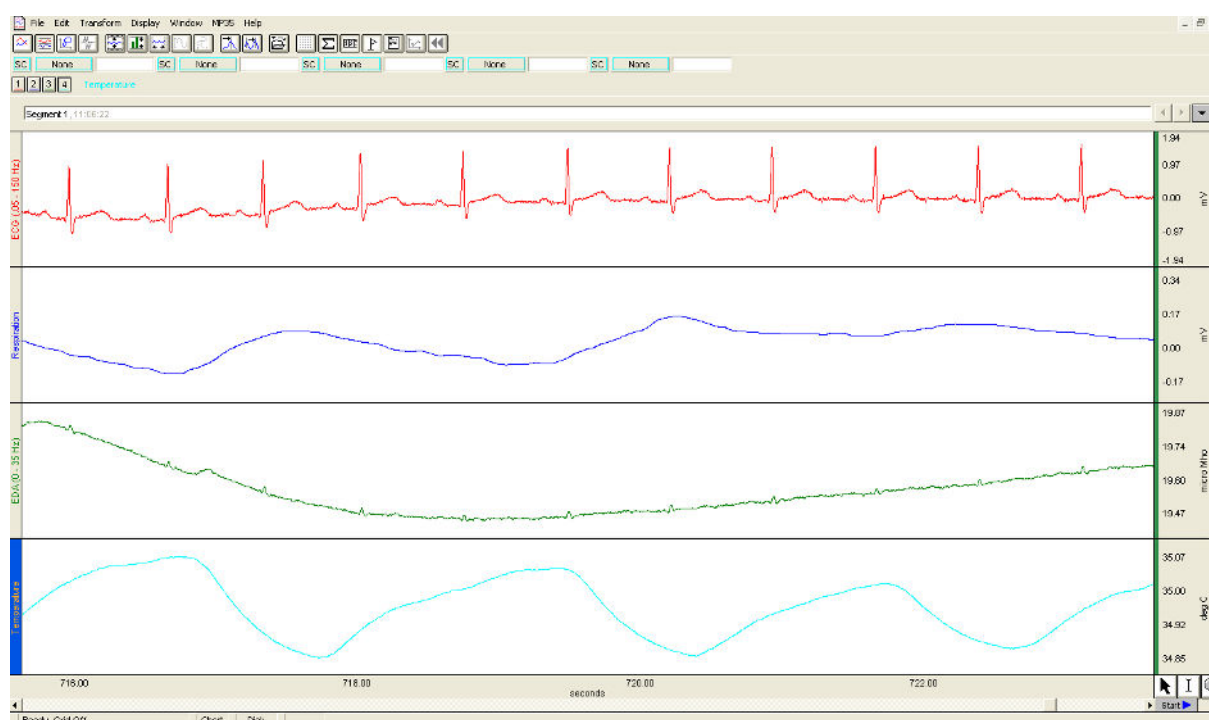
Postup měření byl následovný:

- 1) seznámení se s projektem, ovládáním simulátoru, průběhem měření,
- 2) informovaný souhlas, dotazník pro piloty,
- 3) zapojení elektrod a měřicího příslušenství,
- 4) testování na leteckém simulátoru s měřením biosignálů,
 - a. volný let,
 - b. let s navigací typu kříž (dále jako Kříž),
 - c. let s navigací typu tunel (dále jako Tunel),
 - d. let s výpadkem motoru a následným spuštěním vybrané (subjektivně nejlépe hodnocené) navigace jako asistenta nouzového přistání (dále jako Výpadek),
- 5) dotazník NASA TLX,
- 6) měření reakční doby při auditivní stimulaci,
- 7) měření reakční doby při vizuální stimulaci,
- 8) měření rychlosti vedení ulnárním nervem.

Biologické signály byly měřeny vždy v průběhu simulovaného letu a to od spuštění simulace až po její ukončení řídicí stanicí nebo úspěšným přistáním. Ke snímání signálů EKG, RESP a GSR se využila měřicí jednotka Biopac, jejíž technické parametry přináší Tabulka 12. Systém Biopac nabízí různé sady hardwarového příslušenství pro měření fyziologických signálů včetně základního softwaru pro jejich záznam a částečné vyhodnocení (Obrázek 19).

Tabulka 12: Technické parametry jednotky Biopac MP35 - převzato z (BSL Hardware Guide 2013, s. 6)

Napájecí napětí	110 - 230V (dle sítě)
Rozsah odporu (V_{in+} a V_{in-} ku GND)	0 - 100 k Ω
Počet analogových vstupů (kanálů)	4 (izolované CH1 - CH4)
Vzorkovací frekvence	1 - 100 000 s ⁻¹
A/D rozlišení	24-bit
SNR	> 90 dB
Vstupní přesnost	$\pm 0,01\%$ z plného rozsahu stupnice
Vstupní ochrana	± 1 mA/V
Rozsah vstupního napětí (mezi V_{in+} a V_{in-})	± 200 μ V až ± 2 V
Rozdílová vstupní impedance (mezi V_{in+} a V_{in-})	2 M Ω
Filtry	3 IIR filtry na kanál

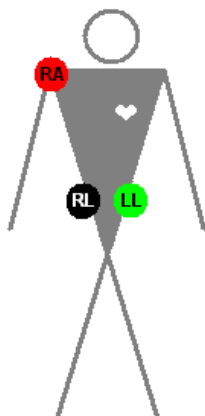


Obrázek 19: Softwarové měřicí prostředí (červeně - EKG, tm. modře - RESP-pás, zeleně - GSR, sv. modře - RESP-nos) (Autor 2012)

Posledním měřením bylo zjišťování reakční doby a rychlosti vedení vzruchu ulnárním nervem, které probíhalo již mimo kabinu leteckého simulátoru, opět za pomoci systému Biopac. Při všech měřeních byl dodržován jak celkový postup měření, tak i zavedená metodika měření biologických signálů.

3.2.1 Měření EKG

Pro měření EKG byl zvolen Einthovenův II. svod se zapojením dle Obrázku 20. Jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody záměrně nebyly umístěny na končetiny, jak je zvykem, protože by omezovaly pilota v pohybu, což je nežádoucí. Namísto toho byly připevněny poblíž klíční kosti a do oblasti pánevní.



Obrázek 20: Umístění elektrod při měření EKG (Autor, 2012)

II. Einthovenův bipolární svod využívá elektrody na pravé paži RA (z angl. right arm) a levé noze LL (z angl. left leg). Kromě toho se při praktické realizaci využívá ještě končetinová elektroda na pravé noze RL (z angl. right leg) která neslouží ke snímání, ale zapojená v obvodu zpětné vazby snižuje souhlasnou složku signálu na vstupu předzesilovače (Penhaker et al. 2004).

3.2.2 Měření RESP

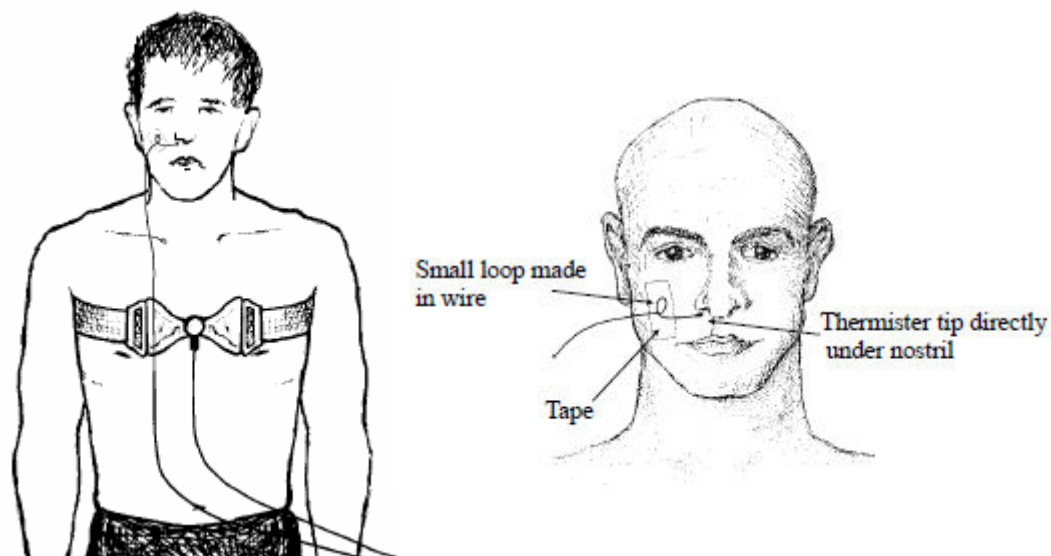
Pro záznam dechové aktivity nabízí systém Biopac hned dvě metody měření:

- hrudní dechový pás (Obrázek 21 a 22 vlevo),
- termistor (Obrázek 21 a 22 vpravo).



Obrázek 21: Vybavení pro měření dechu (BSL Hardware Guide 2013, s. 28, 29)

Elastický hrudní pás (RESP-pás) zaznamenává objemové změny hrudníku během dýchacích cyklů, zatímco termistor (RESP-nos) umístěný pod nosem detekuje teplotní změny proudícího nadechovaného a vydechovaného vzduchu.



Obrázek 22: Snímání dechového signálu pomocí pásu a termistoru (Pflanzer et al. 2008a, s. 1, 7)

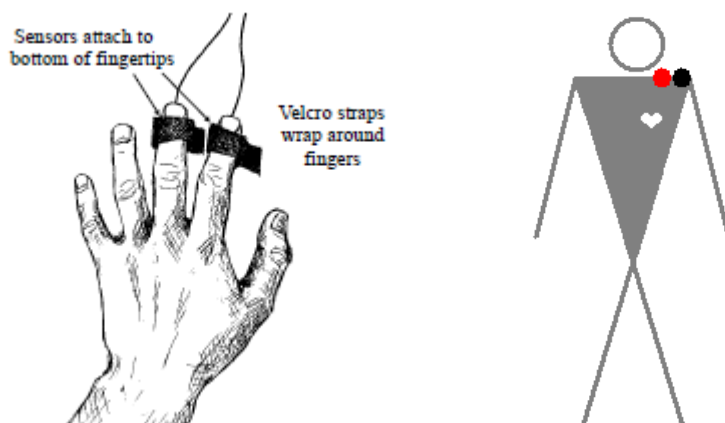
Signály pořízené těmito dvěma metodami jsou vzájemně inverzní, což je vidět i na Obrázku 19, protože kde objem hrudníku při nádechu roste, tam teplota nadechovaného vzduchu klesá, jelikož do plic nabíráme chladnější vzduch z okolí. Naopak je tomu při výdechu - objem hrudníku klesá, ale teplota vydechovaného v plicích ohřátého vzduchu roste.

Pro použití obou metod záznamu respirace bylo rozhodnuto kvůli nedokonalostem snímání jednotlivých metod, které se tak vzájemně eliminují. Hrudní pás je velmi citlivý na pohybové artefakty a především na otřesy, které mohou při dynamickém simulovaném letu běžně nastat. Navíc vlivem špatného dotažení dochází k jeho posunu, čemuž bylo částečně zabráněno připevněním kšand, které ale na Obrázku 22 vlevo chybí. Měření termistorem není tolik citlivé na pohyb, ale je ovlivněné tím, zda člověk dýchá nosem či pusou a nedá se použít, pokud pilot promluví. Navíc jeho připevnění k obličeji pomocí lepících pásek představuje jistý diskomfort měřeného jedince.

3.2.3 Měření GSR

Záznam GSR se obvykle provádí na dvou prstech ruky nebo nohy, jak je ukázáno vlevo na Obrázku 23. Protože by toto zapojení omezovalo pilota v pohybu rukou, kterými ovládá

joystick a ostatní řídicí komponenty, bylo nutné zvolit alternativní zapojení nalepovacích elektrod v oblasti levé klíční kosti pilota (Obrázek 23 vpravo).

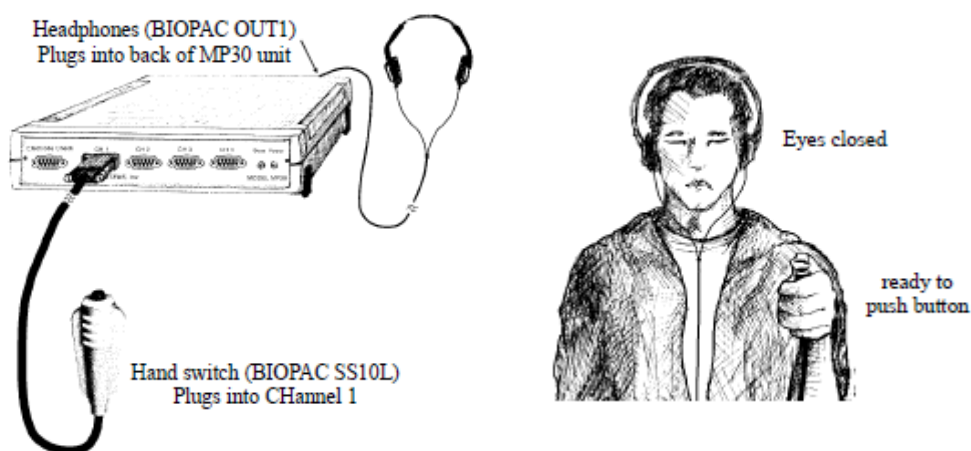


Obrázek 23: Měření GSR - vlevo na prstech ruky, vpravo nad klíční kostí (červená - aktivní, černá - zemní) (Pflanzer and McMullen 2008, s. 7; Autor 2013)

3.2.4 Reakční doba

Měření reakční doby na stimul bylo provedeno speciálním programem systému Biopac, který dokáže samovolně řídit stimulaci a detekované odpovědi následně i vyhodnotit. Vyšetřována byla reakce na auditivní a vizuální stimulaci při náhodném a pravidelném opakování. Celkem tedy 4 měření po dvou opakování. Každé měření se sestávalo z 10 stimulací, ze kterých se vypočetla průměrná reakční doba.

Při auditivní stimulaci seděl zrelaxovaný pilot se zavřenýma očima, se sluchátky na uších a tlačítkem v ruce tak, aby co nejrychleji po zvukové stimulaci ve sluchátkách toto tlačítko stiskl - viz Obrázek 24.



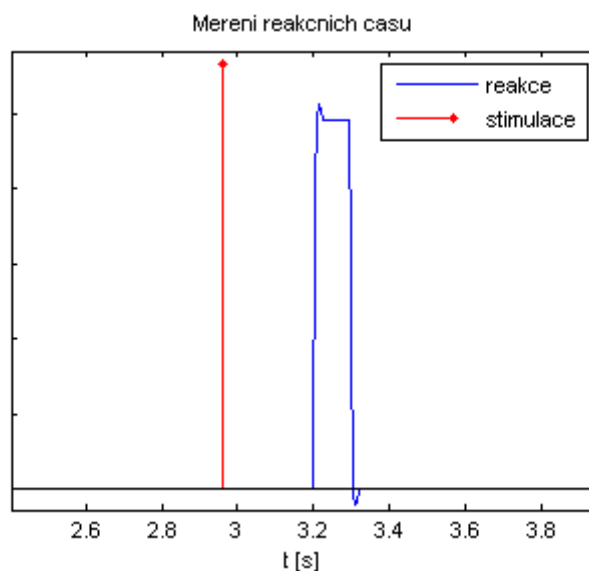
Obrázek 24: Přístrojové vybavení pro měření reakční doby při auditivní stimulaci (Pflanzer et al. 2008b, s. 6, 7)

V případě vizuální stimulace sledoval pilot světelnou diodu na stimulačním přípravku a v okamžiku jejího bliknutí byl opět povinen co nejrychleji stisknout reakční tlačítko. Přípravek pro vizuální stimulaci, který je zobrazen na Obrázku 25, byl vytvořen speciálně pro tyto účely autorkou práce a rozšířil tak hardwarové vybavení jednotky Biopac.



Obrázek 25: Přípravek pro vizuální stimulaci (vlevo - vnější pohled, vpravo - vnitřní uspořádání)
(Autor 2012)

Vyhodnocovaná reakční doba, tedy čas, který uplynul od okamžiku stimulace do stisku tlačítka, je graficky znázorněna na Obrázku 26.



Obrázek 26: Měření reakční doby

3.2.5 Rychlost vedení ulnárním nervem

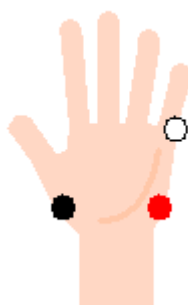
Na závěr se pomocí softwarového vybavení Biopac a jeho stimulačního příslušenství na Obrázku 27 změřila rychlost vedení nervového vzruchu pilotovým ulnárním nervem.

Ulnární nerv (n. ulnaris) patří do skupiny periferních nervů, které při krátkodobé stimulaci elektrickými impulsy vyvolají elektromyografickou odpověď svalu.



Obrázek 27: Stimulační jednotka (vlevo) a stimulační elektrody (vpravo)
(BSL Hardware Guide 2013, s. 14, 103)

Měření elektrické aktivity svalu, která je způsobena stimulací impulsem trvajícím 1 ms o amplitudě 50 až 70 V dle citlivosti jedince, se provedla snímáním elektromyografických odpovědí z elektrodového zapojení dle Obrázku 28. Stimulační elektrody se přiložily na vnitřní stranu paže podél průběhu ulnárního nervu přibližně 5 cm nad loketní kloub (Obrázek 29).

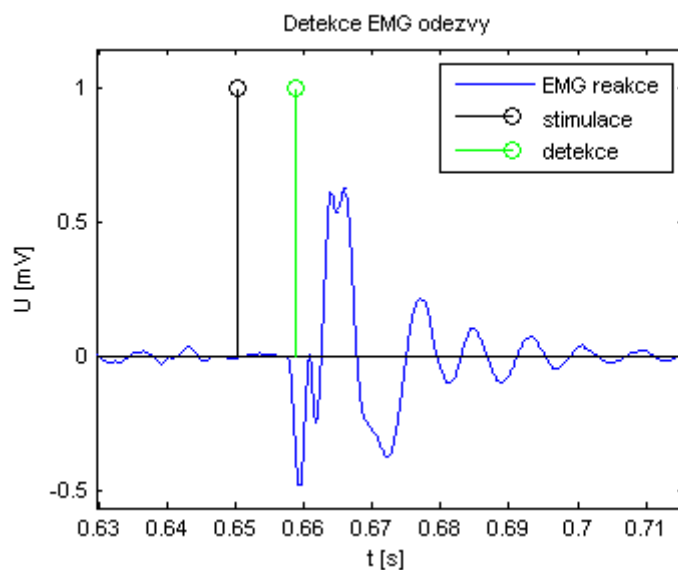


Obrázek 28: Rozmístění elektrod (červená - aktivní, bílá - referenční, černá - zemnicí) při měření rychlosti vedení ulnárním nervem na levé ruce (Autor 2013)



Obrázek 29: Elektrická stimulace n. ulnaris (Nerve conduction - Human [online], upraveno)

Provedením stimulace o dostatečné intenzitě došlo k vyvolání svalového záškubu, který je prostřednictvím nalepených elektrod detekován vyhodnocovacím programem systému Biopac. Z takto jištěné reakční doby svalstva ruky (Obrázek 30) se rychlost vedení nervového vzruchu vypočetla ze znalosti dráhy vedení, což je vzdálenost mezi stimulačními a snímacími elektrodami.



Obrázek 30: Měření rychlosti vedení ulnárním nervem

4 Provedení signálového zpracování

Vytvořená databáze signálů byla podrobena signálovému zpracování skládající se ze dvou částí - předzpracování a parametrizace (též extrakce příznaků) signálu.

4.1 Předzpracování

Všechny zvolené signály jsou charakteristické tvarem svého průběhu v čase, na jehož základě je postavena parametrizace signálu, proto je potřeba ve fázi předzpracování dosáhnout co nejvyšší kvality signálu. Byla provedena nízkofrekvenčních složek pro potlačení izolinie a filtrace vysokofrekvenčního rušení. Síťový brum byl odfiltrován již snímací jednotkou Biopac. Konkrétní filtrace (typ filtru, cut-off frekvence) závisela na samotném signále a jeho frekvenčním rozsahu. Nejčastějšími typy rušení byly pohybové artefakty, rušení jinými biologickými signály (např. EKG v záznamu GSR) a ořesy kabiny simulátoru.

Souhrn použitých metod předzpracování u jednotlivých signálů je k nahlédnutí v Tabulce 13, která je následovaná popisem postupů a dosažených výsledků předzpracování v grafické podobě. Není-li uvedeno jinak, platí zobrazené ukázky předzpracování pro záznam biosignálů prvního pilota s navigací typu kříž (soubor s001_cross.mat).

Tabulka 13: Předzpracování jednotlivých signálů

EKG	○ filtrace EKG ○ detekce R špiček komplexu QRS ○ detekce T vln
RESP	○ filtrace RESP-pás, RESP-nos ○ PCA analýza hlavních komponent pro vytvoření jediného signálu RESP-PCA ○ detekce peak-valley v RESP-PCA
GSR	○ filtrace GSR ○ detekce onset-peak událostí SCR

4.1.1 Předzpracování EKG

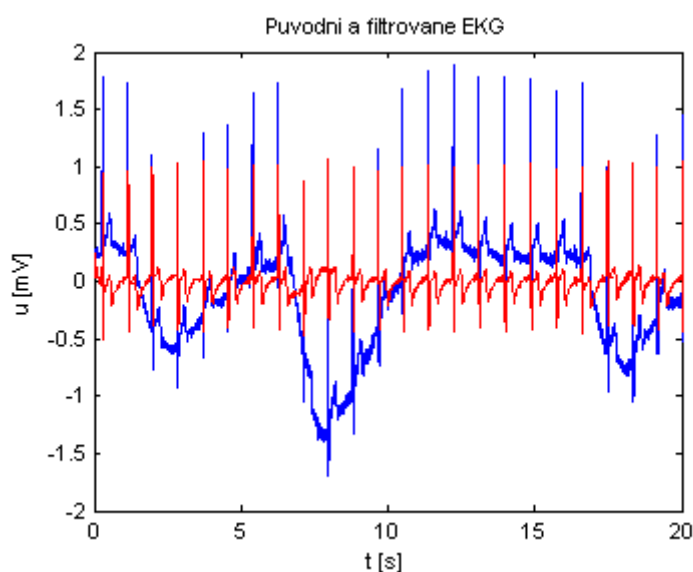
U EKG signálu se předzpracování sestávalo ze základní filtrace odstraňující vysokofrekvenční šum a vyrovnávající izolinii (Tabulka 14). Výsledek je zachycen společně s původním naměřeným signálem na Obrázku 31.

Tabulka 14: Použité filtry pro předzpracování signálu EKG

Filtrace	Typ filtru	Řád filtru	f_{cutoff} [Hz]
Nízkofrekvenční (horní propust)	IIR	2	1
Vysokofrekvenční (dolní propust)	IIR	8	40

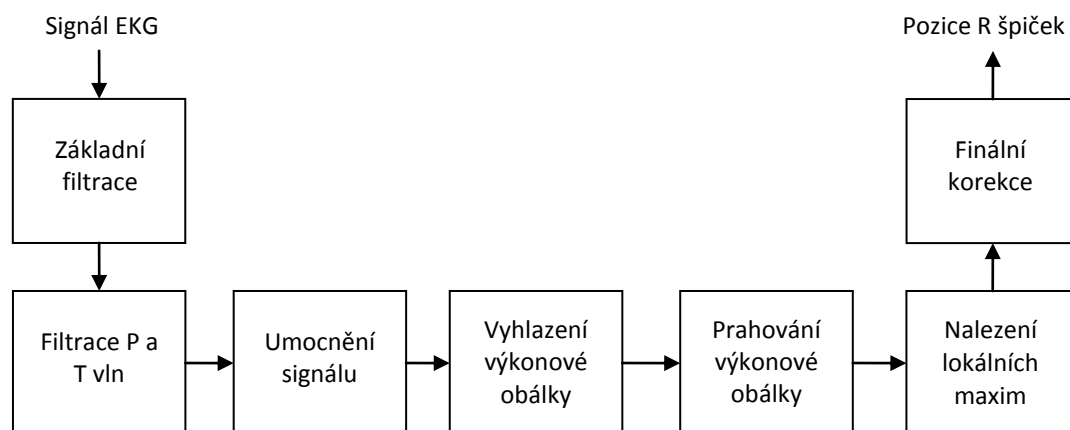
Tabulka 15: Použitý filtr pro filtraci P a T vln signálu EKG

Filtrace	Typ filtru	Řád filtru	f_{cutoff} [Hz]
Nízkofrekvenční (horní propust)	IIR	5	5



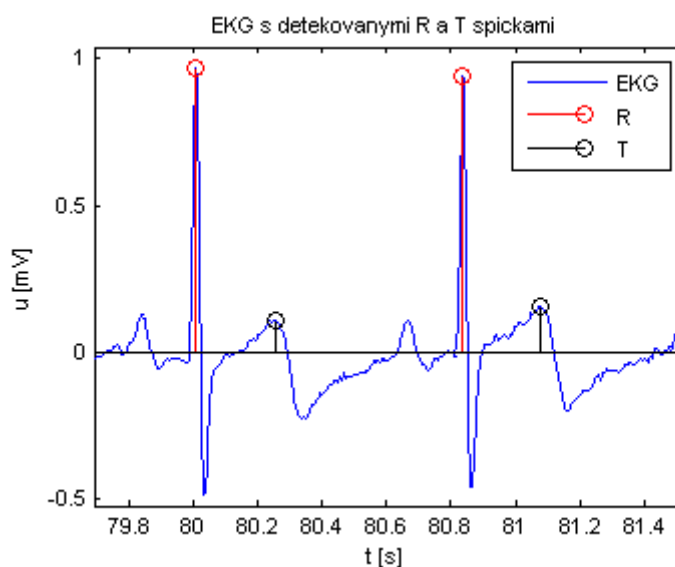
Obrázek 31: Detail původního (modře) a filtrovaného (červeně) EKG

Pro detekci R špiček byly další filtrací dle Tabulky 15 potlačeny P a T vlny signálu a zdůrazněny jeho rychlé změny, čímž došlo k potřebnému zvýraznění QRS komplexů. Jednotlivé fáze detekce R špiček jsou zachyceny na Obrázku 32. Po dodatečné filtraci se umocněním vytvořila výkonová obálka signálu, čímž došlo ke zvýšení rozdílu mezi amplitudou QRS komplexů a ostatními složkami signálu. Výkonová obálka byla opětovnou filtrací vyhlazena a prahováním byl eliminován vliv zbylých složek signálu. Volelý práh byl roven jedné pětině detekovaného maxima výkonové obálky. Nalezením lokálních maxim byly získány body podezřelé z pozic R špiček, ze kterých bylo nutné finální korekcí vyloučit falešné detekce.



Obrázek 32: Blokové schéma detektoru R špiček (Autor 2013)

Jako lokální maxima v definovaném časovém úseku mezi po sobě jdoucími R špičkami byly v původním filtrovaném EKG signále detekovány rovněž T vlny. Detail filtrovaného signálu EKG s detekovanými R špičkami a T vlnami je zachycen na Obrázku 33.



Obrázek 33: Detail filtrovaného EKG s detekovanými R špičkami a T vlnami

4.1.2 RESP

U respiračních signálů z pásu a termistoru se po základní filtraci (Tabulka 16, 17), která se sestávala ze stejných fází jako u signálu EKG, a normování provedla analýza hlavních komponent. Výsledkem byl jediný signál označovaný RESP-PCA, se kterým se nadále pracovalo namísto signálů naměřených. I ten byl opětovně filtrován dle Tabulky 18, kde jsou uvedeny vyzkoušené dva filtry s podobným výsledkem filtrace, avšak pro odfiltrování více šumu byl zvolen filtr FIR, i když jeho volba není vzhledem k vysokému řádu optimální.

Tabulka 16: Použité filtry pro předzpracování signálu RESP-pás

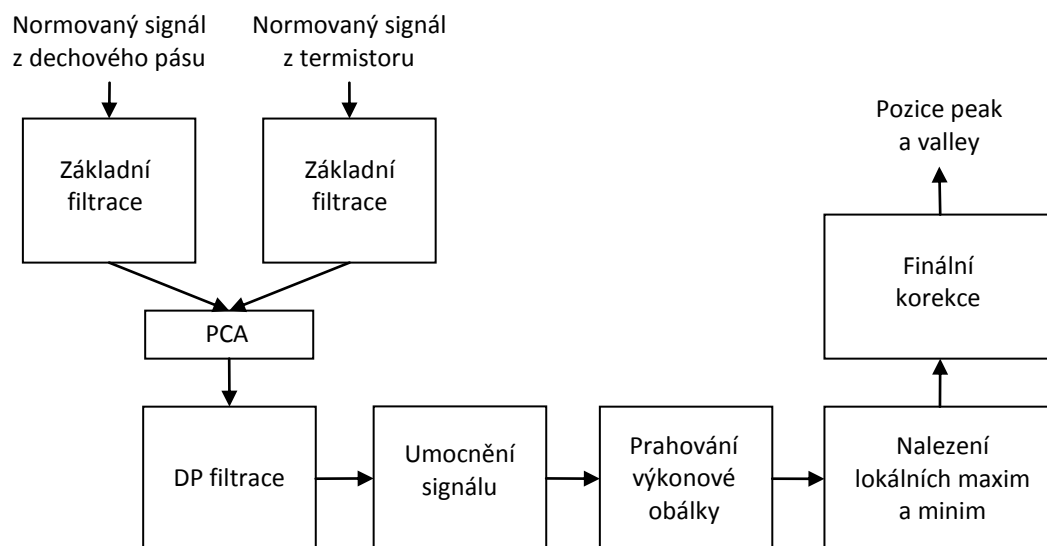
Filtrace	Typ filtru	Řád filtru	f_{cutoff} [Hz]
Nízkofrekvenční (horní propust)	IIR	2	0,05
Vysokofrekvenční (dolní propust)	IIR	8	10

Tabulka 17: Použité filtry pro předzpracování signálu RESP-nos

Filtrace	Typ filtru	Řád filtru	f_{cutoff} [Hz]
Nízkofrekvenční (horní propust)	IIR	4	0,05
Vysokofrekvenční (dolní propust)	IIR	8	10

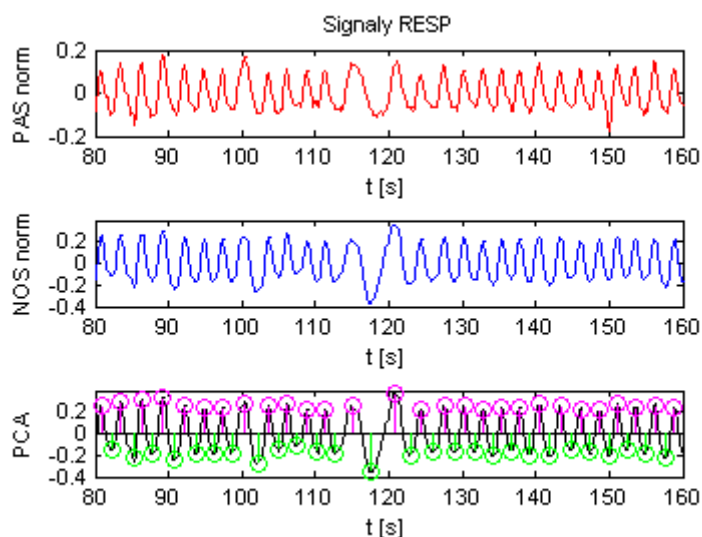
Tabulka 18: Dva vyzkoušené filtry pro předzpracování signálu RESP-PCA

Filtrace	Typ filtru	Řád filtru	f_{cutoff} [Hz]
Vysokofrekvenční (dolní propust)	IIR	2	0,6
Vysokofrekvenční (dolní propust)	FIR	500	0,6



Obrázek 34: Blokové schéma peak-valley detektoru

U signálu z PCA analýzy byla provedena tzv. peak-valley detekce, jejímž výsledkem je stanovení pozic lokálních maxim (peak) a minim (valley), dle diagramu na Obrázku 34. Všechny tři uvedené dechové signály společně s výsledky peak-valley detekce u signálu RESP-PCA jsou vykresleny na Obrázku 35.



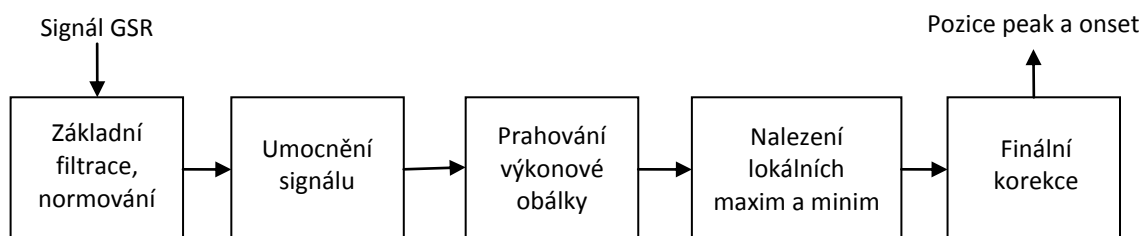
Obrázek 35: Detaily filtrovaných signálů RESP-pas, RESP-nos a RESP-PCA s detekcí peak-valley (fialově - peak, zeleně - valley)

4.1.3 GSR

V signále GSR docházelo k výrazným změnám izolinie a mimoto se zde objevovala také srdeční aktivita ve formě QRS komplexů. Tato a další rušení byla odfiltrována (Tabulka 19) a výsledný signál normován.

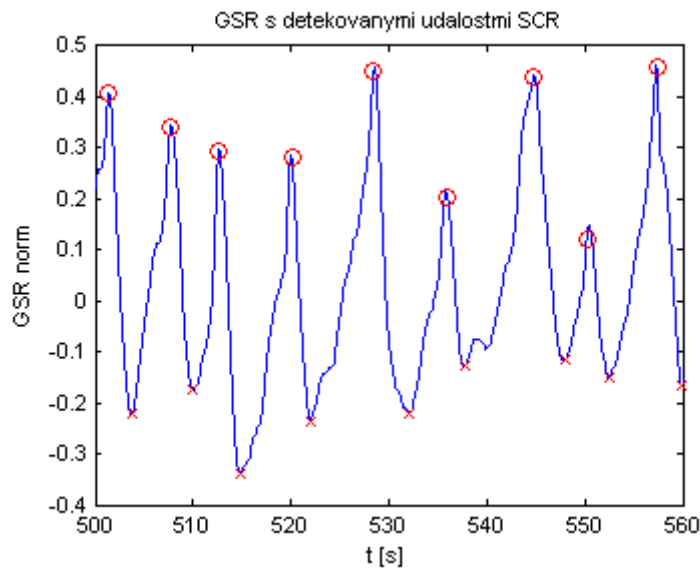
Tabulka 19: Použité filtry pro předzpracování signálu GSR

Filtrace	Typ filtru	Řád filtru	f_{cutoff} [Hz]
Nízkofrekvenční (horní propust)	IIR	2	0,05
Vysokofrekvenční (dolní propust)	FIR	50	filtr klouzavých průměrů



Obrázek 36: Blokové schéma peak-onset detektoru

Pomocí výkonové obálky a jejího prahování se našla lokální maxima (peak) a minima (onset), jejichž pozice v čase jsou výstupem onset-peak detektoru na Obrázku 36. Vykreslené v detailu GSR signálu jsou na Obrázku 37.



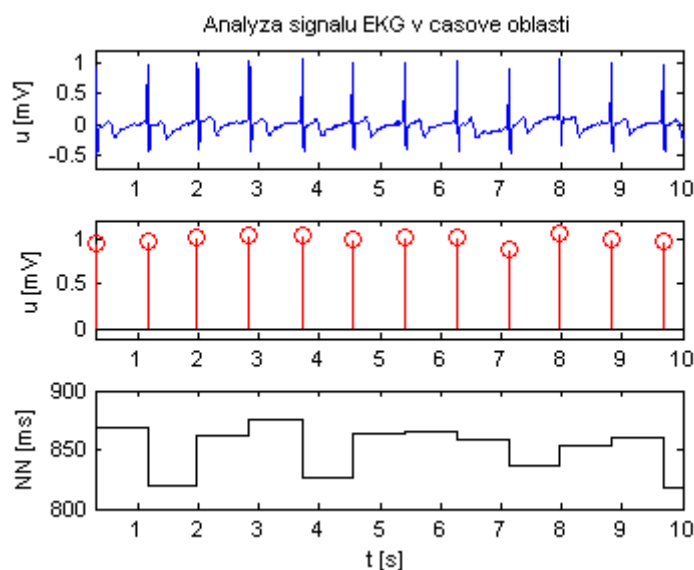
Obrázek 37: Detail filtrovaného GSR s detekovanými událostmi SCR (křížek - onset, kolečko - peak)

4.2 Extrakce příznaků

Pro popis signálů pomocí vhodných příznaků v časové oblasti se volily časové parametry specifické pro každý ze signálů ECG, RESP a GSR uvedené v podkapitole 2.1 a jejich charakteristiky popisné statistiky (aritmetický průměr, medián, směrodatná odchylka apod.). Parametrizace ve frekvenční oblasti proběhla pouze u signálů EKG a RESP, kde se určují příznaky z výkonového spektra. Následuje výčet všech extrahovaných příznaků se signálovou příslušností.

4.2.1 Extrahované příznaky signálu EKG

Pro parametrizaci předzpracovaných EKG signálů bylo zapotřebí tří výchozích signálů, ze kterých se následně vypočetly požadované příznaky. Těmito signály na Obrázku 38 jsou původní filtrovaný EKG signál, signál časových značek detekovaných R špiček a signál HRV.



Obrázek 38: Signálová analýza EKG (nahore - filtrovaný signál, uprostřed - detekované R-R intervaly, dole - variabilita srdeční frekvence HRV)

Vhodnými charakteristikami celého filtrovaného signálu EKG (Obrázek 38 nahore) jsou parametry nestability jitter a shimmer (Tabulka 20) a amplitudy R špiček a T vln (Tabulka 21).

Tabulka 20: Extrahované příznaky signálu EKG v časové oblasti I

Parametr	Význam	Jednotky
Jit_{ekg}	Jitter (frekvenční nestabilita) signálu EKG	%
$Shim_{ekg}$	Shimmer (amplitudová nestabilita) signálu EKG	%

Tabulka 21: Extrahované příznaky signálu EKG v časové oblasti II

Parametr	Význam	Jednotky
RWA_{AVG}	Aritmetický průměr amplitud R špiček	mV
RWA_{SD}	Směrodatná odchylka amplitud R špiček	mV
TWA_{AVG}	Aritmetický průměr amplitud T vln	mV
TWA_{SD}	Směrodatná odchylka amplitud T vln	mV

Na základě znalosti pozic R špiček v čase (Obrázek 38 uprostřed) se jejich diferencí určily hodnoty NN , tedy velikosti jednotlivých R-R intervalů. Tabulka 22 v první části přináší šest různých statistických charakteristik, které vhodně popisují tento diskrétní signál NN . Pod nimi pak následují čtyři parametry signálu SD , který vznikl rozdílem hodnot NN dvou po sobě jdoucích R-R intervalů.

Tabulka 22: Extrahované příznaky signálu EKG v časové oblasti III

Parametr	Význam	Jednotky
NN_{AVG}	Aritmetický průměr NN	ms
NN_M	Směrodatná odchylka NN	ms
NN_{SD}	Medián NN	ms
NN_{min}	Minimální NN	ms
NN_{max}	Maximální NN	ms
NN_{RMS}	Kvadratický průměr NN	ms
SD_{SD}	Směrodatná odchylka SD	ms
SD_{RMS}	Kvadratický průměr SD	ms
$NN50$	Počet SD větších než 50 ms	-
$pNN50$	Poměr $NN50$ k celkovému počtu NN	%

Vztažením původního NN signálu k jednominutovému intervalu se dosáhlo okamžité srdeční frekvence HR , která je dostatečně popsána statistickými parametry v Tabulce 23. Z každého signálu byl navíc extrahován i celý průběh HR v čase.

Tabulka 23: Extrahované příznaky signálu EKG v časové oblasti IV

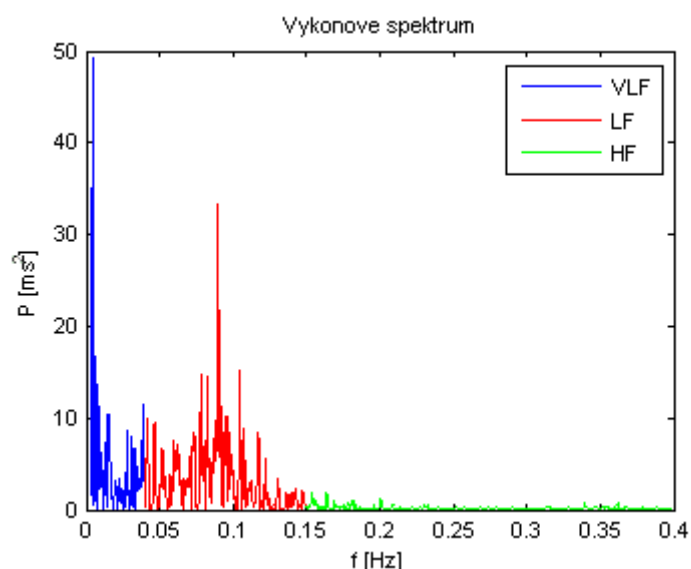
Parametr	Význam	Jednotky
HR	Průběh HR v čase	min^{-1}
HR_{AVG}	Aritmetický průměr HR	min^{-1}
HR_M	Medián HR	min^{-1}
HR_{SD}	Směrodatná odchylka HR	min^{-1}
HR_{min}	Minimální hodnota HR	min^{-1}
HR_{max}	Maximální hodnota HR	min^{-1}
HR_{RMS}	Kvadratický průměr HR	min^{-1}
HR_R	Variační rozpětí HR	min^{-1}
HR_{Rq}	Kvartilové rozpětí HR	min^{-1}
HR_{Δ}	Střední diference HR	min^{-1}
HR_v	Variační koeficient HR	min^{-1}
q_{HR}	Úsek vytínající směrnice průběhu HR v čase na ose y	%

Kromě okamžité tepové frekvence HR , se v praxi vyhodnocuje i frekvence průměrná MHR , tedy průměr HR za jednu minutu, a její statistické charakteristiky v Tabulce 24.

Tabulka 24: Extrahované příznaky signálu EKG v časové oblasti V

Parametr	Význam	Jednotky
MHR_{AVG}	Průměr počtu tepů za minutu (průměr z 1min)	min^{-1}
MHR_M	Medián počtu tepů za minutu (průměr z 1min)	min^{-1}
MHR_{SD}	Směrodatná odchylka počtu tepů za minutu (průměr z 1min)	min^{-1}

Třetí z uvedených signálů, tedy HRV (Obrázek 38 dole), byl převeden do frekvenční oblasti a za pomoci Lombovy metody bylo vypočteno jeho výkonové spektrum (Obrázek 39). Výhodou Lombovy metody oproti klasickému postupu zahrnující interpolaci nepravidelně vzorkovaného signálu HRV za účelem získání jeho vzorkovací frekvence, a následný převod interpolovaného signálu do spektrální oblasti pomocí algoritmu rychlé Fourierovy transformace FFT je, že nevyžaduje pravidelně vzorkovaný signál o známé frekvenci, čímž se postup značně zjednoduší.



Obrázek 39: Výkonové spektrum signálu s004_cross získaného Lombovou metodou s barevně rozlišenými frekvenčními pásmy

Parametrizací získaného výkonového spektra bylo dosaženo tří příznaků v každém frekvenčním pásmu - celkový výkon pásma, maximální výkon v pásmu a frekvence maximálního výkonu v pásmu (Tabulka 25).

Tabulka 25: Extrahované příznaky signálu EKG ve frekvenční oblasti I

Parametr	Význam	Jednotky
TP	Celkový spektrální výkon	ms^2
VLF	Spektrální výkon ve VLF (0,0033-0,04 Hz)	ms^2
LF	Spektrální výkon v LF (0,04-0,15 Hz)	ms^2

Parametr	Význam	Jednotky
MF	Spektrální výkon v MF (0,08-0,15 Hz)	ms^2
HF	Spektrální výkon v HF (0,15-0,4 Hz)	ms^2
TP_{max}	Maximální spektrální výkon	ms^2
VLF_{max}	Nejvyšší dosažený spektrální výkon ve VLF	ms^2
LF_{max}	Nejvyšší dosažený spektrální výkon v LF	ms^2
MF_{max}	Nejvyšší dosažený spektrální výkon v MF	ms^2
HF_{max}	Nejvyšší dosažený spektrální výkon v HF	ms^2
f_{TPmax}	Frekvence maximálního spektrálního výkonu	Hz
f_{VLFmax}	Frekvence maximálního spektrálního výkonu ve VLF	Hz
f_{LFmax}	Frekvence maximálního spektrálního výkonu v LF	Hz
f_{MFmax}	Frekvence maximálního spektrálního výkonu v MF	Hz
f_{HFmax}	Frekvence maximálního spektrálního výkonu v HF	Hz

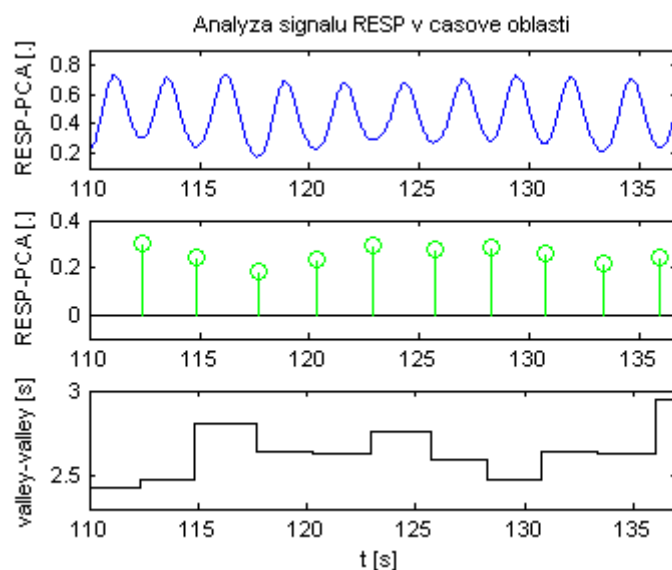
Z těchto příznaků byly dle podkapitoly 2.2.2 odvozeny další parametry frekvenční oblasti signálu EKG uvedené v Tabulce 26.

Tabulka 26: Extrahované příznaky signálu EKG ve frekvenční oblasti I

Parametr	Význam	Jednotky
AB	Poměr spektrálních výkonů v LF a HF	-
$LFMFHF$	Podíl spektrálních výkonů v LF a MF ke spektrálnímu výkonu v HF	-
LF_{norm}	Normované LF	%
HF_{norm}	Normované HF	%

4.2.2 Extrahované příznaky signálu RESP

Extrakce příznaků dechového signálu se z velké části skládala z extrakčních postupů použitých pro EKG signál. Na Obrázku 40 je v horní části ukázán normalizovaný signál RESP-PCA, který byl výchozím pro další signálové zpracování. Uprostřed jsou zobrazeny časové značky začátků nádechového cyklu, tedy okamžiky nádechů v čase výše prezentované jako lokální minima. V dolní části obrázku je zachycena variabilita dechové frekvence RRV. Protože analyzovaný signál PCA-RESP vznikl z původních normalizovaných respiračních signálů z dechového pásu a termistoru, není možné vyjadřovat amplitudové hodnoty v původních jednotkách (mV).



Obrázek 40: Signálová analýza RESP (nahore - normovaný RESP-PCA signál, uprostřed - detekované počátky dechového cyklu, dole - variabilita dechové frekvence RRV)

Pro popis celého dechového signálu na Obrázku 40 nahore, jež byl výsledkem předzpracování, byly vybrány parametry nestability jitter a shimmer a úsek q_{resp} , který směrnice tohoto signálu vytíná na ose y (Tabulka 27).

Tabulka 27: Extrahované příznaky signálu RESP v časové oblasti I

Parametr	Význam	Jednotky
Jit_{resp}	Jitter (frekvenční nestabilita) signálu RESP-PCA	%
$Shim_{resp}$	Shimmer (amplitudová nestabilita) signálu RESP-PCA	%
q_{resp}	Úsek vytínající směrnice signálu RESP-PCA na ose y	-

Zásadní pro extrakci příznaků signálu RESP-PCA byla peak-valley detekce lokálních maxim a minim, které značí počátky a konce respiračních dějů. Statistické charakteristiky hodnot, kterých nabývá dechový signál v těchto okamžicích jsou v Tabulce 28.

Tabulka 28: Extrahované příznaky signálu RESP v časové oblasti II

Parametr	Význam	Jednotky
$peak_{AVG}$	Aritmetický průměr lokálních maxim dechových cyklů	-
$peak_M$	Medián lokálních maxim dechových cyklů	-
$peak_{SD}$	Směrodatná odchylka lokálních maxim dechových cyklů	-
$valley_{AVG}$	Aritmetický průměr lokálních minim dechových cyklů	-
$valley_M$	Medián lokálních minim dechových cyklů	-
$valley_{SD}$	Směrodatná odchylka lokálních minim dechových cyklů	-

Na Obrázku 40 uprostřed jsou vykresleny počátky dechových cyklů skládající se z inspirační a expirační fáze. Diferenci těchto časových okamžiků se určily hodnoty intervalů valley-valley potřebné pro výpočet okamžité dechové frekvence RR . Pro popis okamžité dechové frekvence RR (Tabulka 29) a průměrné frekvence MRR (Tabulka 30) byly zvoleny stejné parametry jako pro popis srdeční frekvence.

Tabulka 29: Extrahované příznaky signálu RESP v časové oblasti III

Parametr	Význam	Jednotky
RR	Průběh RR v čase	min^{-1}
RR_{AVG}	Aritmetický průměr RR	min^{-1}
RR_M	Medián RR	min^{-1}
RR_{SD}	Směrodatná odchylka RR	min^{-1}
RR_{RMS}	Kvadratický průměr RR	min^{-1}
RR_{min}	Minimální hodnota RR	min^{-1}
RR_{max}	Maximální hodnota RR	min^{-1}
RR_R	Variační rozpětí RR (<i>odf</i>)	min^{-1}
RR_{Rq}	Kvartilové rozpětí RR (<i>odf</i>)	min^{-1}
RR_{Δ}	Střední difference RR (<i>odf</i>)	min^{-1}
RR_v	Variační koeficient RR (<i>odf</i>)	min^{-1}

Tabulka 30: Extrahované příznaky signálu RESP v časové oblasti II

Parametr	Význam	Jednotky
MRR_{AVG}	Průměr počtu nádechů za minutu (průměr z 1 min)	min^{-1}
MRR_M	Medián počtu nádechů za minutu (průměr z 1 min)	min^{-1}
MRR_{SD}	Směrodatná odchylka počtu nádechů za minutu (průměr z 1 min)	min^{-1}

Specifickými parametry dechového signálu jsou doby trvání jednotlivých fází dechového cyklu - T_{ins} , T_{exp} a T_{total} , jejichž popisné charakteristiky jsou shrnuty v Tabulce 31.

Tabulka 31: Extrahované příznaky signálu RESP v časové oblasti III

Parametr	Význam	Jednotky
$T_{ins_{AVG}}$	Průměr dob trvání nádechu	s
T_{ins_M}	Medián dob trvání nádechu	s
$T_{ins_{SD}}$	Směrodatná odchylka dob trvání nádechu	s
$T_{exp_{AVG}}$	Průměr dob trvání výdechu	s
T_{exp_M}	Medián dob trvání výdechu	s
$T_{exp_{SD}}$	Směrodatná odchylka dob trvání výdechu	s

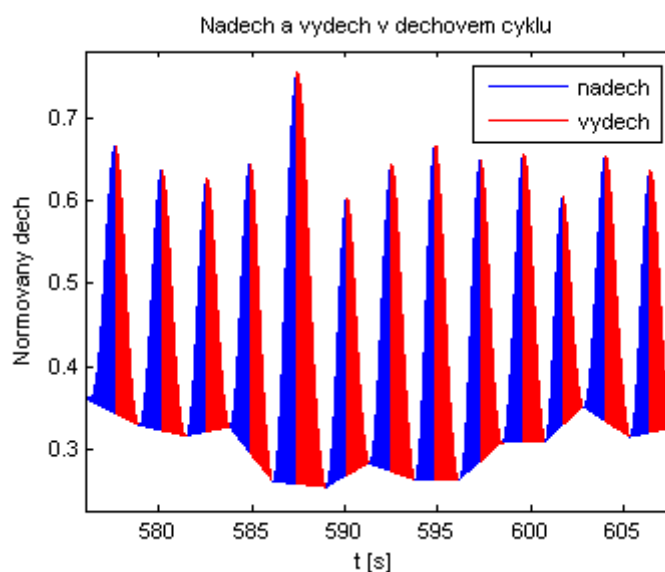
Parametr	Význam	Jednotky
$T_{total_{AVG}}$	Průměr dob trvání dechového cyklu	s
T_{total_M}	Medián dob trvání dechového cyklu	s
$T_{total_{SD}}$	Směrodatná odchylka dob trvání dechového cyklu	s

Z časových charakteristik trvání nádechu a výdechu se následně odvozují dle podkapitoly 2.1.4 i další parametry IE a DC (Tabulka 32).

Tabulka 32: Extrahované příznaky signálu RESP v časové oblasti IV

Parametr	Význam	Jednotky
IE_{AVG}	Průměr poměru dob trvání nádechu a výdechu	-
IE_M	Medián poměru dob trvání nádechu a výdechu	-
IE_{SD}	Směrodatná odchylka poměru dob trvání nádechu a výdechu	-
DC_{AVG}	Průměr poměru dob trvání nádechu a dechového cyklu	-
DC_M	Medián poměru dob trvání nádechu a dechového cyklu	-
DC_{SD}	Směrodatná odchylka poměru dob trvání nádechu a dechového cyklu	-

Jednotlivé fáze dechového cyklu se dají kromě zmiňovaných dob trvání charakterizovat i obsahem plochy pod částí dechové křivky, kterou vytínají, jak je barevně znázorněno na Obrázku 41. Je vidět, že plochy nádechů S_{ins} a výdechů S_{exp} se liší nejen co do doby trvání, ale vliv má i amplituda nádechu, což je kýžená přidaná hodnota těchto příznaků. Souhrn popisných charakteristik dechových ploch je pod obrázkem v Tabulce 33.

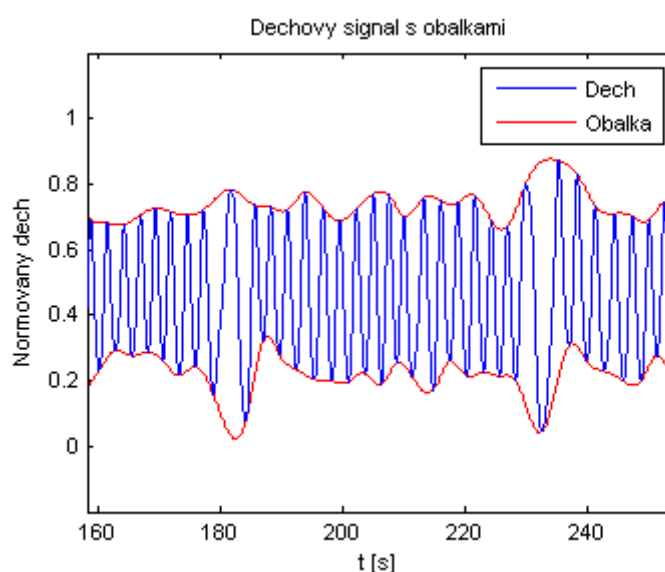


Obrázek 41: Plochy nádechu (modře) a výdechu (červeně) v dechovém cyklu

Tabulka 33: Extrahované příznaky signálu RESP v časové oblasti V

Parametr	Význam	Jednotky
$S_{ins_{AVG}}$	Průměr nádechových ploch	-
S_{ins_M}	Medián nádechových ploch	-
$S_{ins_{SD}}$	Směrodatná odchylka nádechových ploch	-
$S_{exp_{AVG}}$	Průměr výdechových ploch	-
S_{exp_M}	Medián výdechových ploch	-
$S_{exp_{SD}}$	Směrodatná odchylka výdechových ploch	-
$S_{total_{AVG}}$	Průměr ploch dechového cyklu	-
S_{total_M}	Medián ploch dechového cyklu	-
$S_{total_{SD}}$	Směrodatná odchylka ploch dechového cyklu	-

Zajímavá pro hodnocení dechového signálu se jeví i jeho horní a dolní obálka, která je po interpolaci a následném vyhlazení zachycena společně s detailem signálu RESP-PCA na následujícím obrázku. V Tabulce 34 jsou uvedeny jednak charakteristiky amplitudového rozdílu obou obálek $DIFF_obalka$ a dále i úseky horní ($q_{obalka_horní}$) i dolní ($q_{obalka_dolní}$) obálky, které jejich směrnice vytínají na ose y. Extrahován byl rovněž celý průběh vzdáleností obálek $DIFF_obalka$ v čase.



Obrázek 42: Detail normovaného dechového signálu s vyhlazenými obálkami

Tabulka 34: Extrahované příznaky signálu RESP v časové oblasti VI

Parametr	Význam	Jednotky
$DIFF_obalka$	Průběh vzdáleností mezi horní a dolní obálkou v čase	-
$DIFF_obalka_{AVG}$	Průměr vzdáleností mezi horní a dolní obálkou	-
$DIFF_obalka_M$	Medián vzdáleností mezi horní a dolní obálkou	-

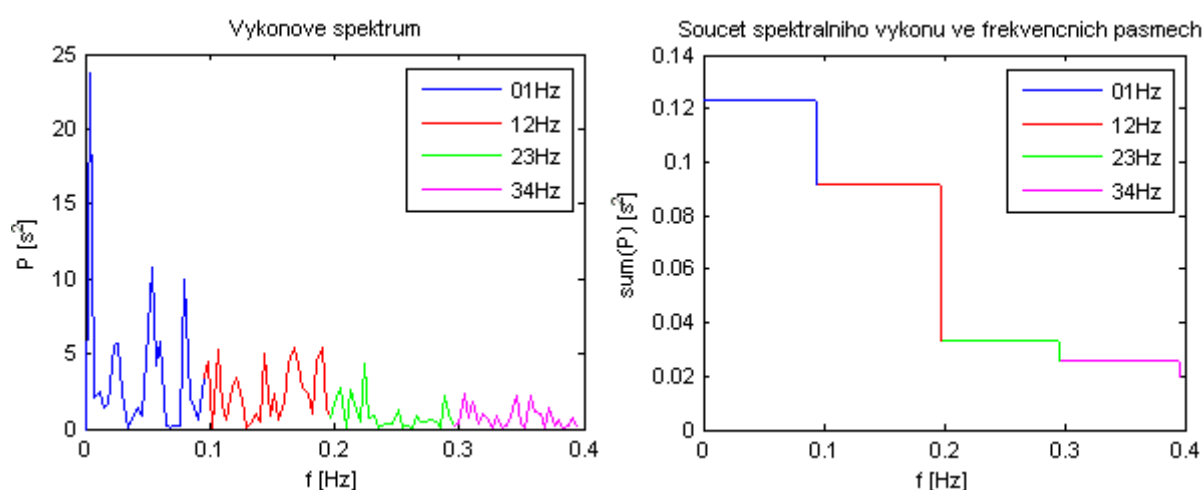
Parametr	Význam	Jednotky
$DIFF_obalka_{SD}$	Směrodatná odchylka vzdáleností mezi horní a dolní obálkou	-
$q_{obalka_horní}$	Úsek vytínající směrnice horní obálky na ose y	-
$q_{obalka_dolní}$	Úsek vytínající směrnice dolní obálky na ose y	-

Ve frekvenční oblasti byl dechový signál hodnocen za pomoci celkového výkonu jednotlivých frekvenčních pásem. Výkonové spektrum bylo získáno převedením signálu RRV (Obrázek 40 dole), který popisuje závislost mezi vzdálenostmi detekovaných lokálních minim (valley) a časem, z časové do frekvenční oblasti. Tentokrát bylo výkonové spektrum signálu vytvořeno klasickou metodou zahrnující interpolaci signálu a rychlou Fourierovu transformaci.

Tabulka 35 přináší výčet základních parametrů popisující rozložení výkonu v definovaných frekvenčních pásmech. Ukázka výkonového spektra konkrétního signálu je s barevně vyznačenými těmito pásmy na Obrázku 43 vlevo. Vpravo jsou pak zachyceny dosahované celkové výkony daného pásma.

Tabulka 35: Extrahované příznaky signálu RESP ve frekvenční oblasti I

Parametr	Význam	Jednotky
$01Hz$	Spektrální výkon v pásmu 0-0,1 Hz	s^2
$12Hz$	Spektrální výkon v pásmu 0,1-0,2 Hz	s^2
$23Hz$	Spektrální výkon v pásmu 0,2-0,3 Hz	s^2
$34Hz$	Spektrální výkon v pásmu 0,3-0,4 Hz	s^2



Obrázek 43: Frekvenční analýza dechového signálu (vlevo – barevné rozlišení frekvenčních pásem výkonového spektra, vpravo – součet spektrálního výkonu v jednotlivých pásmech)

Mimoto byl po vzoru extrakce příznaků u EKG vypočten i maximální výkon v daném pásmu a jeho frekvence (Tabulka 36).

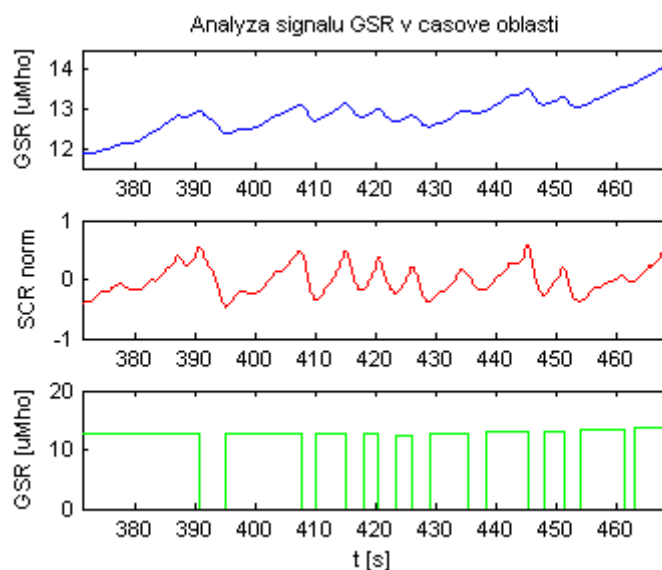
Tabulka 36: Extrahované příznaky signálu RESP ve frekvenční oblasti II

Parametr	Význam	Jednotky
$01Hz_{max}$	Nejvyšší dosažený spektrální výkon v pásmu 0-0,1 Hz	s^2
$12Hz_{max}$	Nejvyšší dosažený spektrální výkon v pásmu 0,1-0,2 Hz	s^2
$23Hz_{max}$	Nejvyšší dosažený spektrální výkon v pásmu 0,2-0,3 Hz	s^2
$34Hz_{max}$	Nejvyšší dosažený spektrální výkon v pásmu 0,3-0,4 Hz	s^2
$f_{01Hz_{max}}$	Frekvence maximálního spektrálního výkonu v pásmu 0-0,1 Hz	Hz
$f_{12Hz_{max}}$	Frekvence maximálního spektrálního výkonu v pásmu 0,1-0,2 Hz	Hz
$f_{23Hz_{max}}$	Frekvence maximálního spektrálního výkonu v pásmu 0,2-0,3 Hz	Hz
$f_{34Hz_{max}}$	Frekvence maximálního spektrálního výkonu v pásmu 0,3-0,4 Hz	Hz

4.2.3 Extrahované příznaky signálu GSR

U signálu GSR byl výsledkem předzpracování filtrovaný signál s potlačenou nízkofrekvenční SCL složkou, takže došlo ke zvýraznění událostí SCR, jak ukazuje rozdíl mezi horním a prostředním grafem na Obrázku 44. Dolní graf pak zachycuje doby trvání SCR, tedy časové vzdálenosti onset-peak.

Protože byl signál GSR před provedením parametrizace normován, není možné u amplitudové hodnoty a jejich příznaky uvádět s původními jednotkami (μMho), ve kterých byl signál naměřen.



Obrázek 44: Signálová analýza GSR (nahore - naměřený signál, uprostřed - normovaný signál s potlačenou izolinií, dole - detekované intervaly onset-peak)

Po onset-peak detekci byla provedena extrakce příznaků tentokrát pouze v časové oblasti, která vychází z měření časových a amplitudových charakteristik detekovaných SCR složek dle podkapitoly 2.1.5 vypsanych v následující tabulce.

Tabulka 37: Extrahované příznaky signálu GSR

Parametr	Význam	Jednotky
O_{M_AVG}	Aritmetický průměr rozsahů SCR	-
O_{M_M}	Medián rozsahů SCR	-
O_{M_SD}	Směrodatná odchylka rozsahů SCR	-
O_{D_AVG}	Aritmetický průměr dob trvání SCR	s
O_{D_M}	Medián dob trvání SCR	s
O_{D_SD}	Směrodatná odchylka dob trvání SCR	s
S_{A_AVG}	Aritmetický průměr odhadů plochy SCR	-
S_{A_M}	Medián odhadů plochy SCR	-
S_{A_SD}	Směrodatná odchylka odhadů plochy SCR	-
ΣO_{M_AVG}	Aritmetický průměr součtů O_M v jednom segmentu (1 min)	-
ΣO_{M_M}	Medián součtů O_M v jednom segmentu (1 min)	-
ΣO_{M_SD}	Směrodatná odchylka součtů O_M v jednom segmentu (1 min)	-
ΣO_{D_AVG}	Aritmetický průměr součtů O_D v jednom segmentu (1 min)	s
ΣO_{D_M}	Medián součtů O_D v jednom segmentu (1 min)	s
ΣO_{D_SD}	Směrodatná odchylka součtů O_D v jednom segmentu (1 min)	s
ΣS_{A_AVG}	Aritmetický průměr součtů SCR v jednom segmentu (1 min)	-
ΣS_{A_M}	Medián součtů SCR v jednom segmentu (1 min)	-
ΣS_{A_SD}	Směrodatná odchylka součtů SCR v jednom segmentu (1 min)	-
SCR_{Δ}	Střední difference SCR	-

4.3 Nastalé problémy při signálové analýze

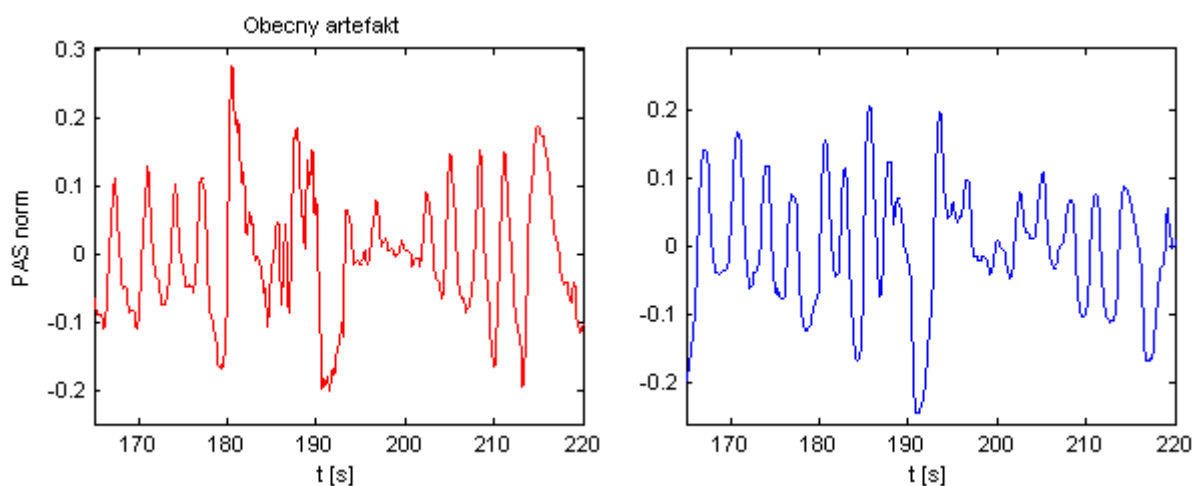
Zásadním problémem celé signálové analýzy byly pohybové artefakty a to jak pohyby pilota, tak především otřesy kabiny simulátoru. Druhé zmiňované dokázalo v extrémních situacích (např. při přistání) části některých signálů úplně znehodnotit. Velká část problematiky řešení detekce významných fenoménů jednotlivých signálů se tak týkala především ochrany algoritmu před falešnými detekcemi.

Nejsnadněji proběhlo zpracování EKG signálu, u kterého bylo vzhledem k nízké náchylnosti na exogenní rušení zaznamenáno v průběhu vývoje detekčního algoritmu minimum falešných detekcí.

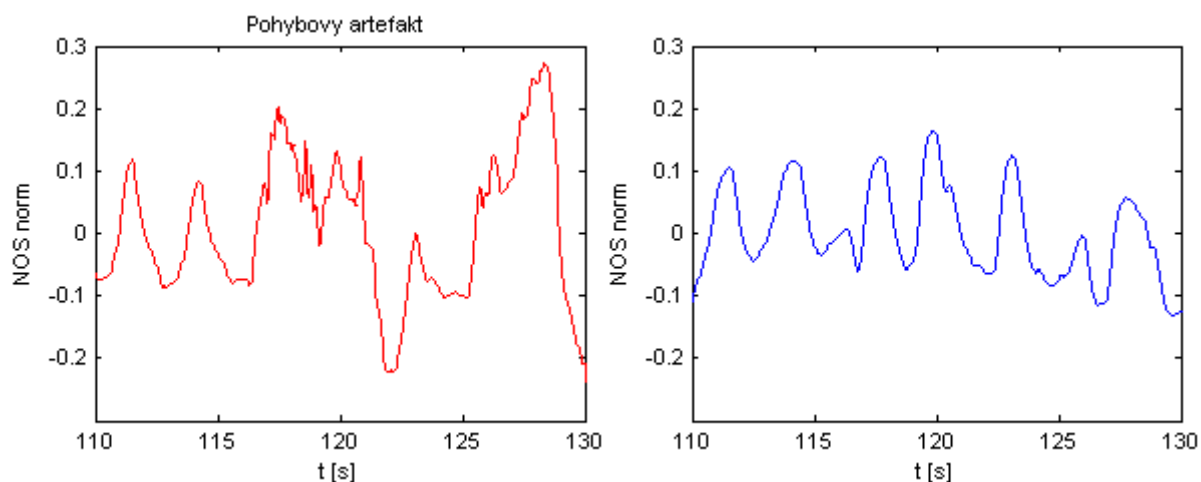
Ačkoliv bylo nahrávání dechového signálu jištěno hned dvěma různými záznamy, nebyl výsledný signál ideální ani po provedené analýze hlavních komponent. Měření respiračního signálu pomocí termistoru bylo velmi citlivé na správné umístění termistoru pod pilotův nos, tak aby se teplotní senzor nacházel v proudu nadechovaného a vydechovaného vzduchu. Významnou roli tak hrálo omezení pilotova pohodlí kvůli lepícím páskám připevňující termistor k obličejí, který tak měl nutkání si termistor pod nosem upravovat.

U signálu z dechového pásu velmi záleželo na dostatečném dotažení elastického hrudního pásu, což ovšem opět mělo vliv na pilotův komfort. Bylo tak nutné najít kompromis mezi snesitelným utažením pásu a kvalitou signálu. Vzhledem k tomu, že měření v kabině simulátoru trvalo přibližně hodinu, docházelo vlivem únavy k hrbení pilota a změnám posedu, což často vyústilo v posun pásu, který se tak musel znovu dotahovat.

Na Obrázku 45 je zobrazeno porovnání obecného artefaktu (např. promluva pilota), který se objevil jak v signále z respiračního pásu, tak z termistoru. Vyskytuje-li se takový artefakt v obou dechových signálech, PCA analýza si s ním neporadí a pravděpodobně dojde k falešné detekci. Oproti tomu Obrázek 46 zachycuje pohybový artefakt, který má vliv pouze na záznam z pásu a u termistoru se neobjeví, tudíž PCA analýzou dojde k jeho potlačení.



Obrázek 45: Ukázka obecného artefaktu a jeho vlivu na dechový signál z respiračního pásu (vlevo červeně) a termistoru (vpravo modře)



Obrázek 46: Ukázka pohybového artefaktu a jeho vlivu na dechový signál z respiračního pásu (vlevo červeně) a termistoru (vpravo modře)

Došlo-li v signále k několika málo falešným detekcím, byly pravděpodobně způsobeny chvilkovou promluvou pilota nebo nevědomým dotykem termistoru a díky průměrování výsledných charakteristik se jejich vliv zanedbal. Problém však nastal u četnějších falešných detekcí signálu způsobených nedokonalým snímáním nebo pohyby simulátoru. V takovém případě nešlo tuto část signálu jednoduše eliminovat, protože by tak došlo k ovlivnění výsledných parametrů popisující pilotovo dýchání v průběhu letu. Výsledný signál RESP-PCA tak musel být před provedením detekce podstatně více filtrován než ostatní naměřené biosignály. Detektor tak dosahoval kvalitnějších výsledků, avšak tato hrubá filtrace mohla vnést chybu do pozdější analýzy.

Dalším nepříznivým vlivem způsobujícím potenciální chybu měření byly teplotní podmínky v kabině simulátoru, které mohly ovlivnit jednak biologické rytmy nebo v důsledku pocení samotné měření GSR. Už bylo naznačeno, že naměřený signál neodpovídal charakteristickému tvaru uváděnému v odborných publikacích. Docházelo k výrazným změnám izolínie a události SCR byly jen málo patrné. Signálová analýza GSR sice proběhla bez komplikací a dle subjektivního posouzení byly správně detekovány události, které svým průběhem v čase více či méně připomínaly SCR. Avšak do jaké míry tyto události vznikly nadměrnou aktivitou potních žláz způsobenou vysokou teplotou v kabině simulátoru namísto reakce nervového systému na stresový podnět lze těžko posoudit.

5 Strategie vyhodnocení parametrů vhodných pro analýzu míry stresu

Za účelem stanovení biosignálů a jejich příznaků, které jsou v tomto experimentu nositeli informace o míře stresu, byla provedena rozsáhlá statistická analýza, která se dá rozdělit do následujících tří podsekcí. Testování se týkalo extrahovaných parametrů pořízených záznamů, vybraných charakteristik probandů a výsledků subjektivního dotazníkového hodnocení letů. Pro všechny testy byla stanovena minimální hladina významnosti α 5%.

5.1 Odhalení obecných závislostí

Nejprve bylo provedeno ověření normality rozdělení (Kolmogorov-Smirnovův test) a homoskedasticity (Bartlettův test) všech extrahovaných parametrů, které rozhodlo o používání neparametrických testů hypotéz.

Pomocí analýzy korelace se vyšetřily veškeré kombinace lineárních závislostí mezi biologickými a letovými charakteristikami pilota, výsledky TLX score a signálovými parametry. Prozkoumala se korelace mezi průběhy okamžité dechové frekvence *RR* a vzdáleností obálek dechového signálu *DIFF_obalka* v čase.

Zkoumala se odpověď sympatiku a parasympatiku a to, zda existuje rozdíl v jejich aktivaci napříč letovými typy, případně zda existuje souvislost mezi frekvenčními parametry signálu EKG a subjektivním hodnocením letu TLX score.

Korelační analýzou všech signálových příznaků a TLX score se porovnávala fyziologická odpověď a subjektivní hodnocení letu za účelem získání parametrů reflektujících subjektivní hodnocení zátěže během letu.

5.2 Statistická analýza výběrů dle typu letu

Za účelem prokázání statisticky významných rozdílů v extrahovaných příznacích mezi různými typy letu (Kříž, Tunel, Výpadek) byla provedena Friedmanova neparametrická analýza rozptylu následovaná post hoc testem pro zjištění, mezi kterými typy letu se zjištěné rozdíly vyskytují. Byly tak nalezeny parametry s nejvyšší informační hodnotou vypovídající o typu letu.

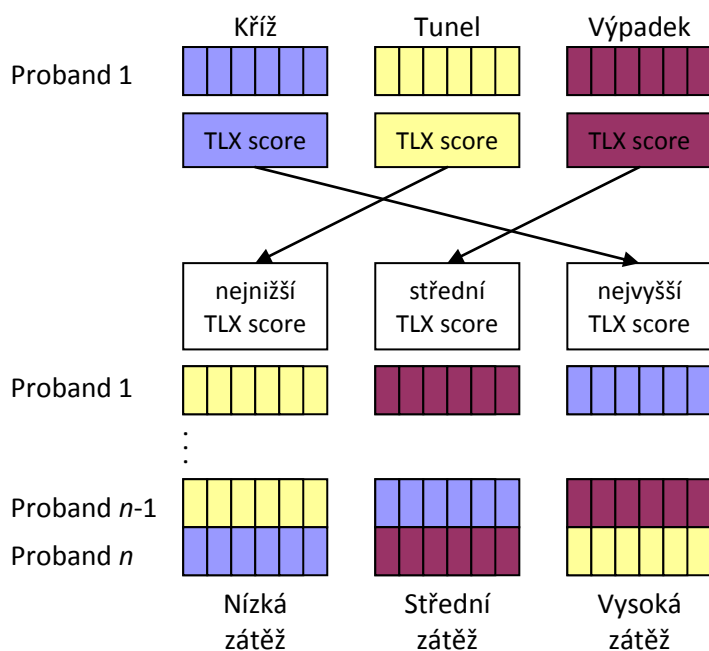
Protože provedená rešeršní studie nabídla pozitivní výsledky vlivu zátěže pilota na jeho srdeční frekvenci, byl zvlášť prošetřen i průběh okamžité srdeční frekvence *HR* v čase. Mimo ovlivnění typem letu se zkoumalo, zda se *HR* v průběhu letu výrazně mění, či zda nabývá rozdílných hodnot u různých skupin pilotů tříděných dle:

- vlastnění licence ULL(H) (Mann-Whitney test),
- počtu nalétaných hodin (Kruskal-Wallis test),
- zkušenosti s nouzovým přistáním (Mann-Whitney test),
- užívání EFIS v letadle (Mann-Whitney test).

5.3 Statistická analýza výběrů dle míry stresu

Pro výběr signálů a příznaků dostatečně odrážejících vyvinutý tlak na pilota byla zvolena metodika založená na statistickém šetření skupin vytvořených dle výsledků subjektivního hodnocení z dotazníku NASA TLX.

Lety každého z pilotů byly seřazeny podle dosažených hodnot TLX score a dle maximální, střední a minimální hodnoty roztrženy do tří nových kategorií s odlišným stupněm subjektivně hodnocené stresové zátěže (Obrázek 47). Byly tak získány třídy s mírnou, střední a vysokou zátěží o stejném počtu letových záznamů s rovnoměrným zastoupením od každého pilota.



Obrázek 47: Princip třídění letů jednoho probanda do nových tříd dle stupně zátěže (Autor 2013)

Pro statistické porovnání extrahovaných signálových příznaků mezi všemi třemi zátěžovými třídami byl použit Friedmanův test. Tam, kde došlo k zamítnutí nulové hypotézy H_0 a zjistily se tak statisticky signifikantní rozdíly, byl proveden post hoc test.

Výsledkem statistického šetření těchto nových tříd byla selekce příznaků, na jejichž základě je možné rozlišit jednotlivé lety dle míry zátěže na pilota. U selektovaných parametrů se zjišťovalo, zda nejsou navíc ovlivněny některou z těchto charakteristik:

- počet nalétaných hodin (Kruskal-Wallis test),
- zkušenost s nouzovým přistáním (Mann-Whitney test),
- užívání EFIS v letadle (Mann-Whitney test).

5.4 Stanovení stresového koeficientu letu a stresového indexu probanda

Na základě hodnot selektovaných příznaků a výsledků šetření subjektivního hodnocení letu bylo algoritmem k -means (pro $k = 3$) provedeno shlukování všech letových záznamů bez ohledu na jeho typ či probanda. Došlo k vytvoření tří nových skupin letů s odlišným stupněm stresu charakterizovaným jako stresový koeficient K , $K \in \langle 1; 2; 3 \rangle$:

- $K = 1$ pro skupinu letů s mírnou zátěží,
- $K = 2$ pro skupinu letů se střední zátěží,
- $K = 3$ pro skupinu letů s vysokou zátěží.

Koeficient K tak kvantifikuje obecnou míru zátěže probanda u jednotlivých letových záznamů.

Součtem stresových koeficientů letů příslušejících jednomu pilotovi se dosáhne tzv. stresového indexu pilota I , který charakterizuje individuální citlivost konkrétního jedince na nároky kladené okolím, mezi něž patří i stresogenní faktory.

Závěrem bylo vyšetřeno, zda existuje závislost mezi získanými výsledky a některými z charakteristik pilotů.

6 Výsledky

Následující kapitola se zabývá vyhodnocením dotazníků převedených do datové matice v Příloze D a popisem dosažených výsledků experimentu rovněž dodaných v přílohách.

6.1 Popis datové matice pilotů

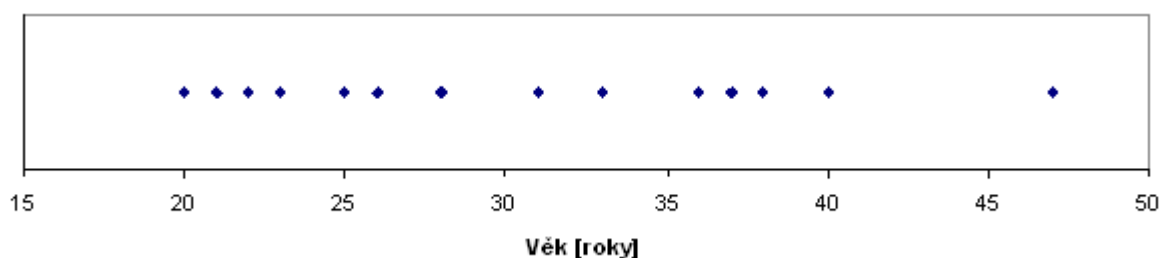
Experimentu se zúčastnilo celkem 22 probandů (2 ženy, 20 mužů) ve věku 20-47 let v aktivním stavu a s platnou pilotní licenci různého typu:

- CPL - licence obchodního pilota,
- PPL - licence soukromého pilota,
- GLD - pilotáž kluzáku
- ULL(A) - pilotáž ultralehkého letadla
- PPL(H) - pilotáž vrtulníku.

U 4 jedinců byla dominantní levá ruka. Biologické charakteristiky jako věk, výška a váha se pohybovaly v obvyklých populačních mezích. Jako další parametr byl vypočten index tělesné hmotnosti (*Body mass index*, BMI). Průměrné hodnoty těchto parametrů jsou uvedeny v Tabulce 38, pod níž následuje diagram rozptýlení věku pilotů.

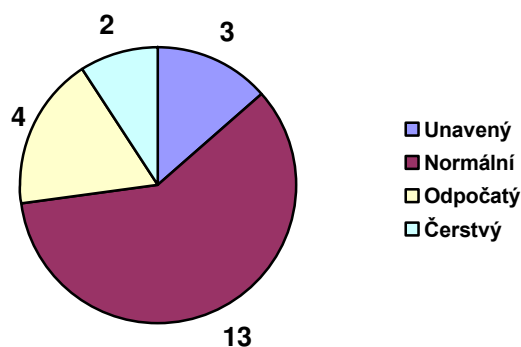
Tabulka 38: Biologické charakteristiky pilotů ve formátu $M \pm SD$

Věk [roky]	Výška [m]	Váha [kg]	BMI [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$]
$25 \pm 7,5$	$1,78 \pm 0,1$	$70 \pm 16,3$	$22,5 \pm 4,6$



Obrázek 48: Diagram rozptýlení věku pilotů

Polovina všech pilotů uvedla, že alespoň jedenkrát týdně aktivně sportuje, druhá polovina se věnuje sportu pouze nárazově. Co do aktuálního fyzického stavu byla převážná většina pilotů v normálním rozpoložení, pouze 3 uvedli únavu (Obrázek 49).

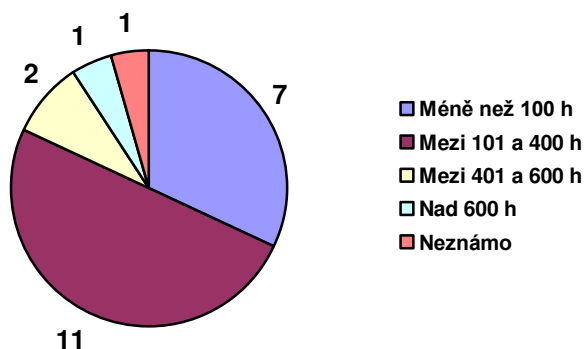


Obrázek 49: Graf procentuálního zastoupení aktuálního fyzického stavu mezi piloty

Všichni piloti charakterizovali svůj krevní tlak jako normální. U dvou se vyskytovala alergie. Jeden pilot trpěl arytmiemi se známými nálezy v EKG. Přibližně 50 % pilotů mělo oční vadu, nejčastěji krátkozrakost ($n = 10$), dále dalekozrakost ($n = 1$) a tupozrakost ($n = 1$).

6.1.1 Popis letových charakteristik pilotů⁹

Celkový počet nalétaných hodin pilotů se pohyboval mezi 3000-7000 (medián 100) - viz Obrázek 50. Na základě počtu nalétaných hodin byli piloti rozděleni do tří skupin: zkušení (více než 400 nalétaných hodin; $n = 3$), středně zkušení (100 až 400 nalétaných hodin; $n = 11$) a málo zkušení (méně než 100 nalétaných hodin; $n = 7$).



Obrázek 50: Počet nalétaných hodin

Pro analýzu bylo důležité zjištění, že z 21 pilotů jich 8 mělo zkušenost s nouzovým přistáním. Jedna třetina jich v letadle používá EFIS ($n = 7$) a 9 pilotů užívá tablety nebo chytré telefony, nejčastěji jako navigaci. Mimoto se 7 pilotů účastní leteckých soutěží.

⁹ U jednoho z pilotů nebyly letové informace známy, proto jsou tyto údaje vztahovány k počtu 21 pilotů

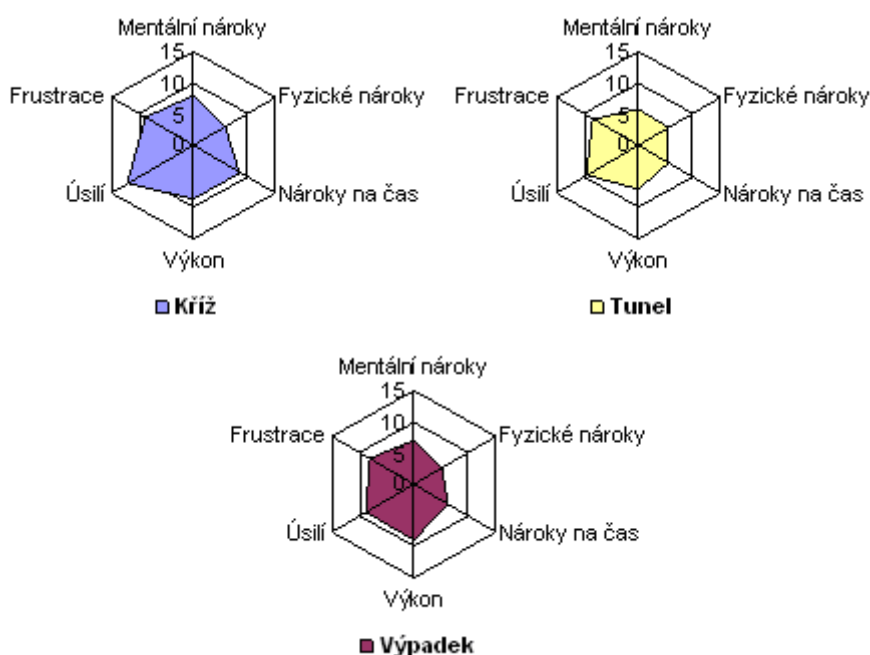
6.2 Výsledky dotazníku NASA TLX

Dotazníkem NASA TLX se na stupnici 1 až 20 hodnotilo 6 dimenzí pracovní zátěže (mentální nároky, fyzické nároky, nároky na čas, výkon, úsilí, frustrace) a vyšetřovalo se jak hodnocení jednotlivých dimenzí, tak i jejich celkový součet označovaný jako TLX score, který je ukazatelem mentální zátěže pilota během letu, což v práci představuje subjektivní hodnocení stresu.

Průměrné kategoriální hodnocení jednotlivých letů od všech pilotů bylo zprůměrováno (Tabulka 39) a vyneseno do paprskových grafů na Obrázku 51.

Tabulka 39: Výsledky subjektivního hodnocení všech typů letu ve formátu $AVG \pm SD$

	Mentální nároky [.]	Fyzické nároky [.]	Nároky na čas [.]	Výkon [.]	Úsilí [.]	Frustrace [.]
Kříž	$8,1 \pm 4,1$	$5,8 \pm 3,0$	$8,5 \pm 4,7$	$8,5 \pm 4,4$	$12,1 \pm 4,5$	$8,9 \pm 4,2$
Tunel	$5,9 \pm 4,9$	$5,3 \pm 3,3$	$5,5 \pm 4,5$	$6,9 \pm 3,9$	$9,5 \pm 5,8$	$8,3 \pm 5,6$
Výpadek	$7,8 \pm 4,4$	$5,6 \pm 3,1$	$7 \pm 4,2$	$9,7 \pm 5,1$	$9,9 \pm 4,4$	$8,7 \pm 4,9$



Obrázek 51: Grafické znázornění průměrných výsledků z dotazníku NASA TLX pro různé typy letu

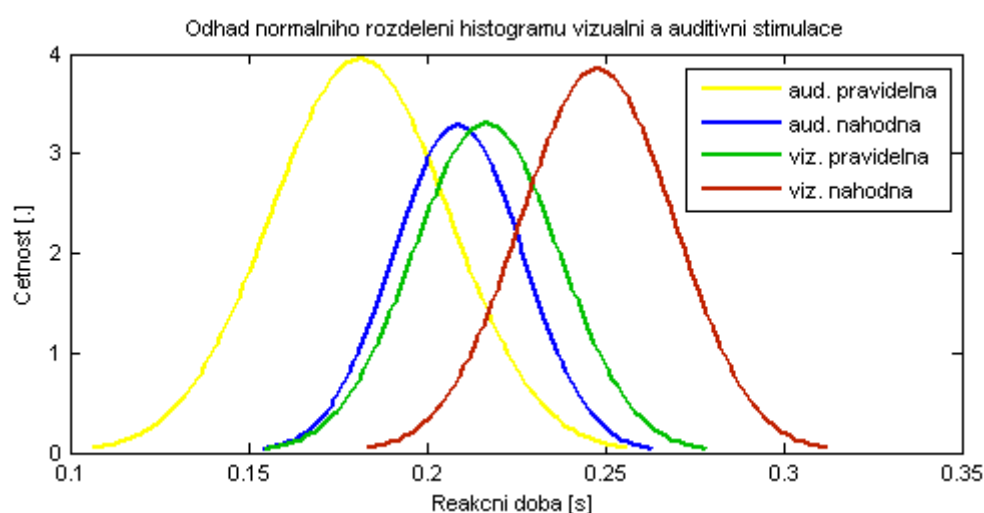
6.3 Výsledky reakční doby a rychlosti vedení nervem

Reakční doba a rychlost vedení ulnářním nervem se vyhodnocovaly především za účelem nalezení neobvyklých hodnot, které by mohly mít souvislost s náchylností pilota ke stresu.

Kompletní naměřená data jsou v Příloze E, dosažené výsledky jsou shrnuty v Tabulce 40, kde je potvrzen známý fakt, že reakční doba na sluchový podnět je rychlejší, než na podnět světelný. To ilustruje i z této tabulky vycházející Obrázek 52, kde jsou formou odhadu normálního rozdělení za sebou seřazeny naměřené výsledky reakční doby v pořadí: auditivní stimulace pravidelná, náhodná a vizuální stimulace pravidelná, náhodná.

Tabulka 40: Výsledky vyšetření reakční doby a rychlosti vedení nervem ve formátu $M \pm SD$

Reakční doba [s]				Rychlost nervového vedení [m.s ⁻¹]
Vizuální stimulace		Auditivní stimulace		
Náhodná	Pravidelná	Náhodná	Pravidelná	
0,247 ± 0,020	0,216 ± 0,020	0,209 ± 0,016	0,182 ± 0,024	48,11 ± 4,57



Obrázek 52: Odhady normálního rozdělení histogramů vizuální a auditivní stimulace s náhodným a pravidelným průběhem

Korelační analýzou byla potvrzena lineární závislost mezi výsledky vizuální a auditivní stimulace a to jak u náhodných ($r = 0,68$; $p < 0,01$) tak i pravidelných ($r = 0,61$; $p < 0,01$) impulzů. Nebyla ale odhalena žádná korelace těchto dat s biologickými ani letovými charakteristikami pilotů.

6.4 Průměrné výsledky signálových záznamů

Doba jednoho simulovaného letu a tedy i záznamu biosignálů se pohybovala mezi 5-18 min (medián 10 min), kromě jednoho případu, jehož délka byla pouze 3,3 min. Aby ale byl u jednotlivých pilotů vyhodnocen od každého letového typu právě jeden záznam, musel být

použit i tento krátký. Celková stopáž jednotlivých typů letu je v Tabulce 41. Dohromady bylo analyzováno 44 h signálového záznamu EKG, RESP a GSR.

Tabulka 41: Celková stopáž jednotlivých letových typů

Cross	Tunel	Výpadek motoru	Součet
243,2 min	231,8 min	189,6 min	664,7 min (11 h)

Pro získání představy o rozměrech a výpovědních hodnotách extrahovaných příznaků, jsou v Příloze F uvedeny jejich průměrné hodnoty od všech pilotů, kterých dosahovaly u jednotlivých typů letu. Žádný z příznaků nenabýval neobvyklých hodnot, ani nedošlo k výraznému rozdílu mezi průměrnými hodnotami téhož parametru pro různý typ letu. Dále jsou uvedena některá zjištění plynoucí z těchto tabulek

Hodnoty jitteru a shimmeru jsou u EKG velmi nízké a v průměru nepřekračují 5%. U dechového signálu je průměrný jitter a shimmer vyšší (median jitteru 21%, shimmeru 30%), navíc je průměrná hodnota shimmeru o cca 10% vyšší než jitteru. To poukazuje na významnou amplitudovou nestabilitu dechového signálu. Vystává otázka, zda je tato nestabilita způsobena fyziologickými změnami organismu pilota, měřením nebo nedokonalou peak-valley detekcí.

Průměrování signálu okamžité srdeční frekvence HR a okamžité dechové frekvence RR jednominutovým oknem významně potlačilo extrémní hodnoty, jak vyplývá z porovnání průměrných hodnot těchto příznaků. Tento úkaz je patrný i z hodnot směrodatné odchylky okamžitých frekvencí HR_{SD} a RR_{SD} , které jsou několikanásobně vyšší než u jejich průměrných alternativ MHR_{SD} , MRR_{SD} .

Z průměrných dob trvání nádechů T_{ins} , výdechů T_{exp} a celých dechových cyklů T_{total} vyplývá, že doba trvání výdechu je průměrně o 10% delší než doba trvání nádechu.

6.5 Odhalené obecné závislosti

Bylo vyšetřováno, zda existuje lineární závislost mezi jednotlivými charakteristikami pilota, a to jak biologickými, tak letovými. Dále korelace s výsledky dotazníku NASA TLX a signálovými parametry. Vzájemná korelace všech extrahovaných signálových parametrů vzhledem k vysoké dimenzi příznakového prostoru provedena nebyla, kromě případu vybraných příznaků signálu RESP.

6.5.1 Výsledky korelační analýzy

Charakteristiky pilotů navzájem

Kromě zřejmých korelací charakteristik pilotů, jako je lineární závislost mezi BMI-hmotnost ($r = 0,95$; $p < 0,01$) a pohlaví-výška ($r = 0,64$; $p < 0,01$), se podařilo odhalit významnou korelaci mezi biologickými a letovými charakteristikami pilota (Tabulka 42) ve smyslu věk-zkušenost s nouzovým přistáním, věk-účast na leteckých soutěžích. Statisticky potvrzená závislost mezi výškou pilota a jeho počtem nalétaných hodin se dále z racionálních důvodů zanedbává.

Tabulka 42: Výsledky korelace pilotových charakteristik ve formátu r (p -hodnota)

	Pohlaví	Věk [roky]	Výška [m]	Váha [kg]	BMI [kg.m ²]
Počet nalétaných hodin	0,40 (0,07)	0,36 (0,10)	0,62 (0,02)	0,19 (0,40)	0,42 (0,06)
Zkušenost s nouzovým přistáním	0,29 (0,21)	0,57 (0,01)	0,05 (0,82)	0,15 (0,51)	0,14 (0,54)
Účast na leteckých soutěžích	0,31 (0,18)	0,63 (0,01)	-0,22 (0,36)	0,05 (0,83)	0,13 (0,57)
Používání EFIS	-0,16 (0,49)	-0,18 (0,43)	0,03 (0,89)	0,22 (0,34)	0,22 (0,34)

Počet nalétaných hodin v tomto experimentu nezávisel na věku pilota, což v praxi určitě neplatí a zde je způsobeno nižším počtem pilotů starších 35 let ($n = 5$).

Charakteristiky pilotů a výsledky subjektivního hodnocení letu TLX score

Analýza TLX score s biologickými a letovými charakteristikami pilota neodhalila žádné korelace, které by měly vliv na jeho subjektivní posuzování stresu.

Charakteristiky pilotů a příznaky signálu EKG

Dle předpokladů byla u biologických charakteristik potvrzena korelace mezi věkem pilota a statistickými parametry popisující okamžitou tepovou frekvenci, z nichž je pět nejsilněji korelovaných uvedeno v Tabulce 43, následované tabulkou korelací mezi váhou pilota a příznaky EKG. Další korelace byla objevena také mezi výškou pilota a průměrnou amplitudou jeho T vlny TWA_{AVG} ($r = 0,58$; $p < 0,01$).

Tabulka 43: Výsledky korelace pěti nejvíce korelovaných příznaků EKG a věku ve formátu r (p -hodnota)

	NN_{min}	HR_{SD}	HR_{max}	HR_R	HR_{Rq}
Věk	0,52 ($7 \cdot 10^{-6}$)	-0,47 ($6 \cdot 10^{-5}$)	-0,50 ($2 \cdot 10^{-5}$)	-0,48 ($3 \cdot 10^{-5}$)	-0,43 ($3 \cdot 10^{-4}$)

Tabulka 44: Výsledky korelace příznaků EKG a váhy ve formátu r (p -hodnota)

	$Shim_{ekg}$	RWA_{AVG}	TWA_{SD}	q_{ekg}
Váha	0,32 ($1 \cdot 10^{-3}$)	-0,28 (0,02)	-0,25 (0,04)	-0,25 (0,04)

U letových charakteristik se žádnou souvislost s parametry signálu EKG odhalit nepodařilo. Stejně tak nebyly nalezeny žádné významné korelace ve frekvenční oblasti.

Charakteristiky pilotů a příznaky signálu RESP

Podobných výsledků dosáhla korelační analýza i u respiračních parametrů. Byly odhaleny souvislosti především s věkem pilota, na němž závisí většina statistických charakteristik okamžité dechové frekvence. Pět vybraných nejsilnějších věkových korelací je v Tabulce 45, následované tabulkou s výsledky korelace váhy pilota.

Tabulka 45: Výsledky korelace pěti nejvíce korelovaných příznaků RESP a věku ve formátu r (p -hodnota)

	T_{expSD}	$Shim_{resp}$	$DIFF_{obalka}_{AVG}$	q_{dolni_obalka}	S_{insM}
Věk	0,62 ($2 \cdot 10^{-8}$)	0,63 ($1 \cdot 10^{-8}$)	-0,57 ($4 \cdot 10^{-7}$)	0,58 ($2 \cdot 10^{-7}$)	-0,52 ($6 \cdot 10^{-6}$)

Tabulka 46: Výsledky korelace příznaků RESP a váhy ve formátu r (p -hodnota)

	$peak_{SD}$	DC_M	DC_{AVG}	IE_{AVG}	$DIFF_{obalka}_{SD}$
Věk	-0,41 ($7 \cdot 10^{-4}$)	0,41 ($6 \cdot 10^{-4}$)	0,43 ($3 \cdot 10^{-4}$)	0,42 ($3 \cdot 10^{-4}$)	-0,45 ($1 \cdot 10^{-4}$)

Ve frekvenční oblasti respiračního signálu se překvapivě ukázala lineární závislost mezi věkem pilota a celkovým výkonem v jednotlivých spektrálních pásmech (Tabulka 47).

Tabulka 47: Výsledky korelace frekvenčních příznaků EKG a věku ve formátu r (p -hodnota)

	$01Hz$	$12Hz$	$23Hz$	$34Hz$
Věk	0,49 ($3 \cdot 10^{-5}$)	0,53 ($4 \cdot 10^{-6}$)	0,48 ($3 \cdot 10^{-5}$)	0,46 ($8 \cdot 10^{-5}$)

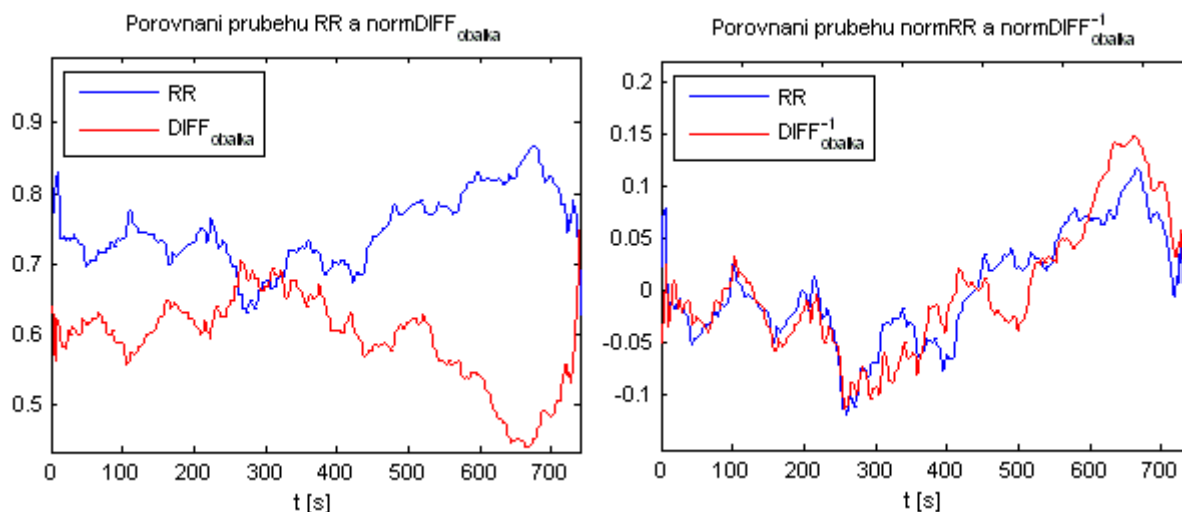
Příznaky signálu GSR a charakteristiky pilotů

U parametrů signálu GSR nebyla zjištěna žádná korelace s biologickými ani letovými charakteristikami pilota, což bylo vzhledem k charakteru signálu očekávané. Nabízela by se závislost těchto parametrů na aktivitě a množství potních žláz, které však nijak nezáleží na obecných biologických charakteristikách jedince.

Korelační analýza RR a $DIFF_{obalka}$

Analýza závislosti byla provedena i u vzdálenosti obálek $DIFF_{obalka}$ signálu RESP-PCA a okamžité dechové frekvence RR v čase, jejichž výrazně podobný průběh v čase vykazoval jistou korelaci. Na Obrázku 53 je k tomuto zjištění i důkaz, kde na grafu vlevo je vidět průběh

obou parametrů v čase, který vykazuje reciprokovou podobnost. Vpravo jsou oba signály po normování a po převrácení průběhu vzdáleností obálek.

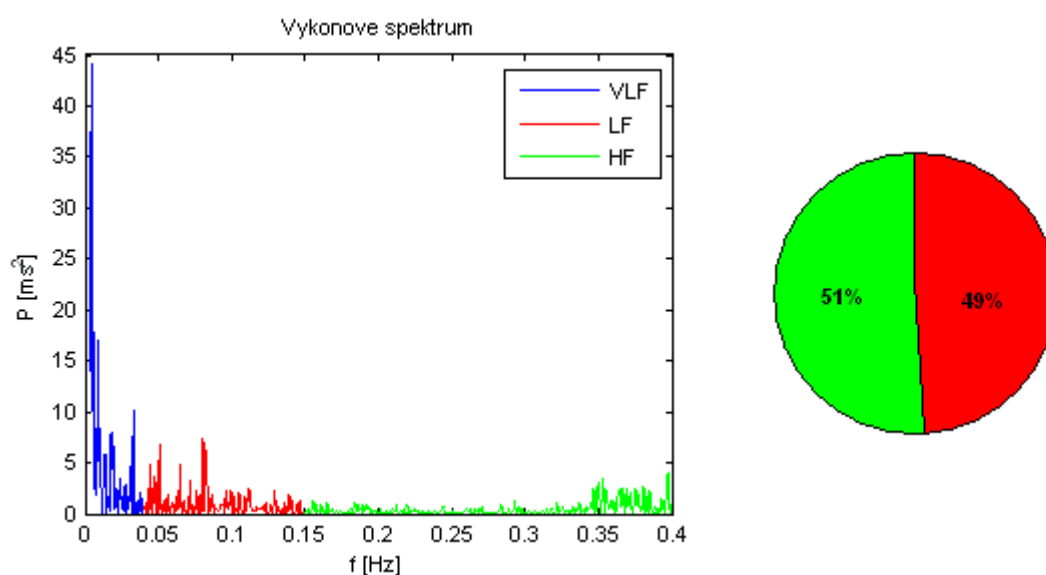


Obrázek 53: Porovnání průběhů okamžité dechové frekvence a vzdálenosti obálek respiračního signálu v čase

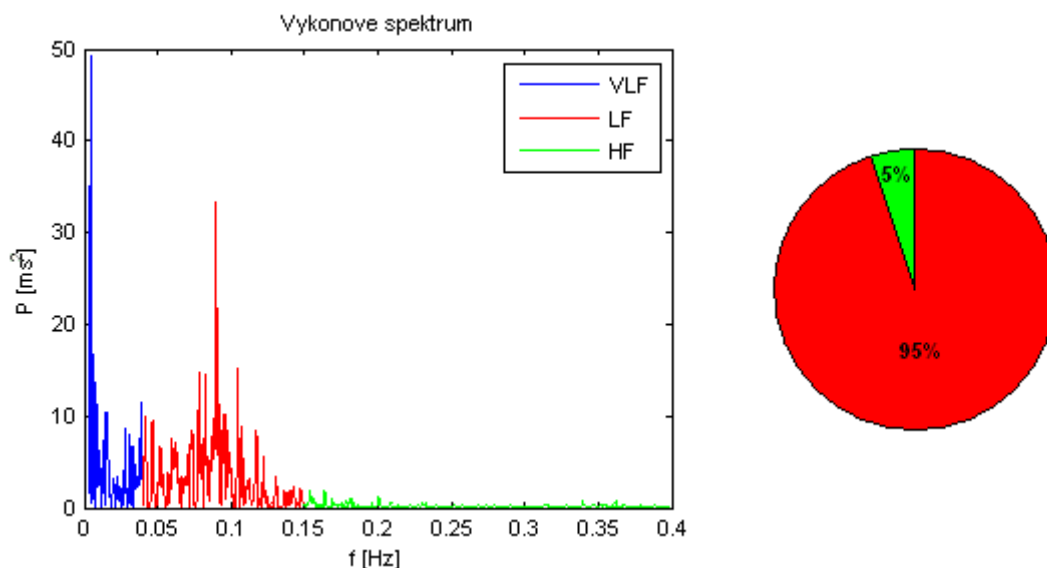
Závislost, že čím je okamžitá dechová frekvence pilota rychlejší, tím klesá objem nadechovaného a vydechovaného vzduchu byla statisticky potvrzena ($r = -0,69$; $p < 0,01$).

6.5.2 Výsledky aktivace sympatiku a parasympatiku

Bylo dosaženo výrazných rozdílů v aktivaci sympatických a parasympatických nervových drah mezi jednotlivými piloty, jak ukazují grafy na Obrázku 54 a 55. Projevuje se zde tedy velká intervariabilita jedinců ve schopnostech vypořádat se s nastalou situací.

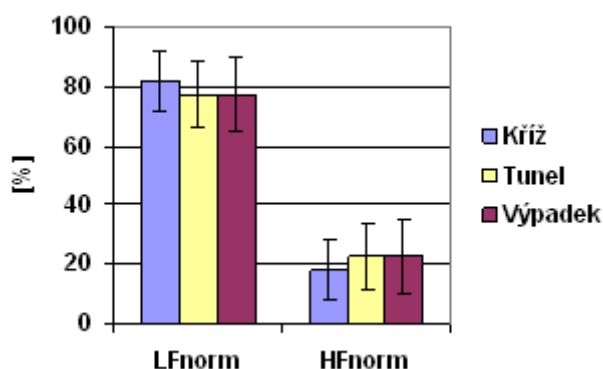


Obrázek 54: Výkonové spektrum EKG signálu s vyznačenými frekvenčními pásmy a graf procentuálního rozložení výkonu mezi pásmy LF a HF (s001_cross)



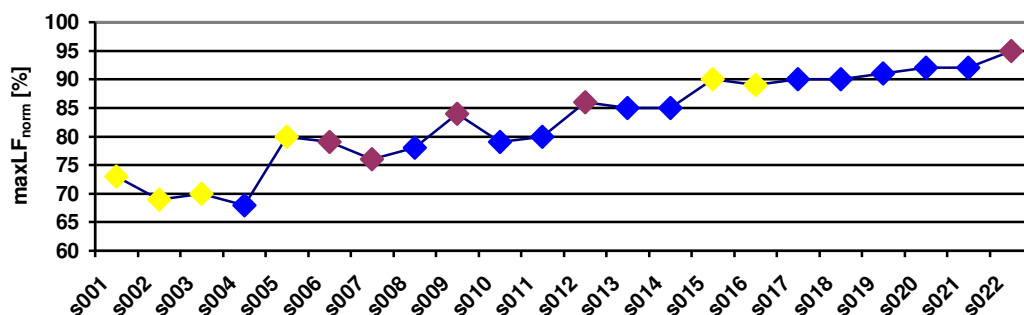
Obrázek 55: Výkonové spektrum EKG signálu s vyznačenými frekvenčními pásmy a graf procentuálního rozložení výkonu mezi pásmy LF a HF (s004_cross)

Kromě této variability mezi jednotlivými piloty se u průměrných hodnot příznaků ve frekvenční oblasti objevily rozdíly mezi jednotlivými typy letu. Let s navigací typu kříž byl charakteristický relativně vyšším průměrným normovaným výkonem LF_{norm} ve frekvenčním pásmu LF (0,04-0,15 Hz) než tomu bylo u ostatních typů. Tím způsobená vyšší hodnota HF_{norm} v HF pásmu (0,15-0,4 Hz) u letu s navigací typu tunel a letu s výpadkem motoru tak indikuje větší míru aktivace parasympatiku během těchto dvou simulací (Obrázek 56). Bohužel se nedá tento rozdíl statisticky podložit.



Obrázek 56: Porovnání procentuálního zastoupení výkonu ve frekvenčních pásmech LF a HF

Pro porovnání rozložení výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech byla u každého z pilotů vybrána jeho nejvyšší dosažená hodnota LF_{norm} ($maxLF_{norm}$) s odpovídající HF_{norm} ($minHF_{norm}$) bez ohledu na typ letu. Žádná z takto vybraných hodnot $maxLF_{norm}$ neklesla pod 68% (medián 84,5%), u 6 pilotů dokonce dosáhla na hranici 90% a více (Obrázek 57).

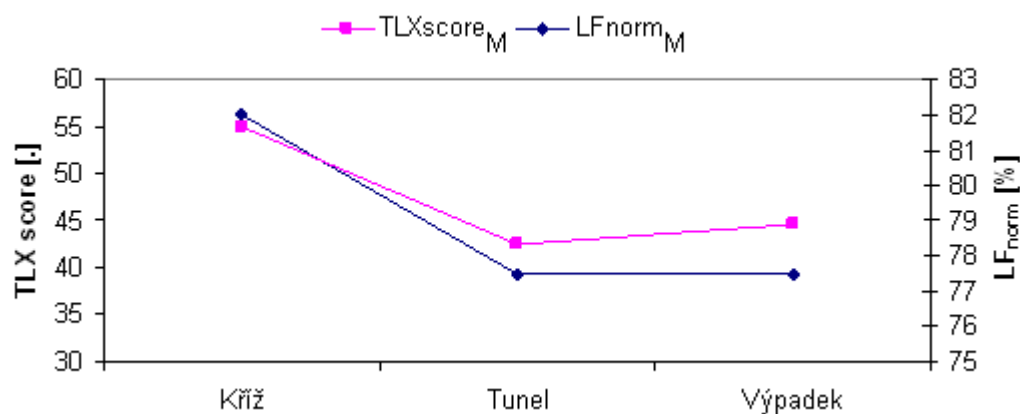


Obrázek 57: Nejvyšší dosahované hodnoty normovaného výkonu v pásmu LF s barevnou příslušností k jednotlivým letům (modře - cross, žlutě - tunel, fialově - výpadek)

Zjištěním, během kterého typu letu byly získány ony maximální hodnoty $maxLF_{norm}$ (Obrázek 57), se opětovně potvrdilo, že u 50% pilotů pocházely tyto maximální hodnoty ze simulace s navigací typu kříž, tedy z prvního měřeného letu. Pouze 5 pilotů dosáhlo nejvyšší hodnoty LF_{norm} u letu s uměle vyvolaným stresorem v podobě výpadku motoru.

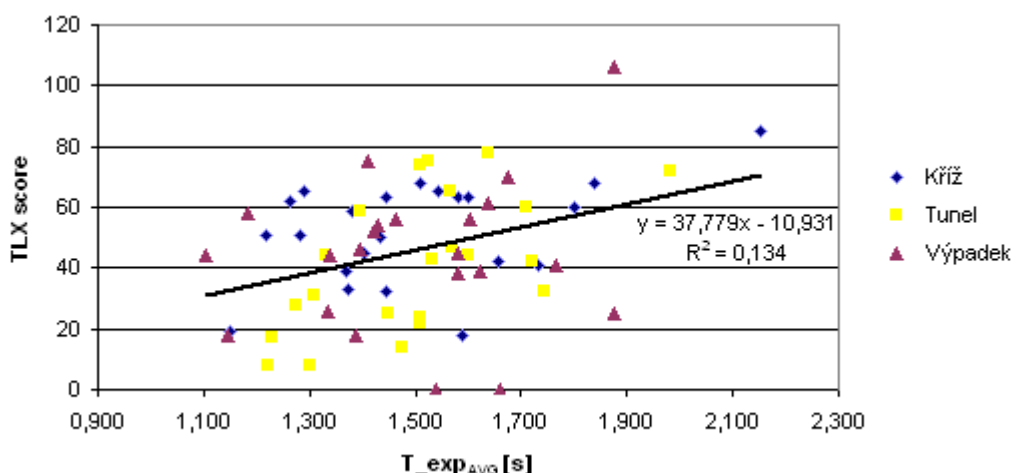
6.5.3 Fyziologická odpověď vs. subjektivní hodnocení

Obrázek 58 poukazuje na odhalený fakt, že stupeň aktivity sympatiku, zde reprezentovaný hodnotou parametru LF_{norm} , se odráží do výsledků TLX score. Z hodnocení dotazníku NASA TLX vyšlo, že piloti se průměrně cítili pod největším tlakem během prvního letu Kříž ($p < 0,05$), stejně jako ukázala analýza spektrálních výkonových příznaků signálu EKG.



Obrázek 58: Porovnání mediánů TLX score a LF_{norm}

Rovněž se zjišťovala korelace signálových parametrů se subjektivním hodnocením letů NASA TLX score jednotlivými piloty. Nejsilnější korelovaným příznakem, byl $T_{exp_{AVG}}$ ($r = 0,44$; $p < 0,01$) - viz Obrázek 59. Tento parametr tak nejvíce vypovídá o subjektivním hodnocení stresu u různých typů letu pomocí TLX score.



Obrázek 59: Závislost výsledků dotazníku NASA TLX a mediánu času výdechu $T_{exp_{AVG}}$

6.6 Výsledky statistické analýzy výběrů dle typu letu

Na úvod veškerého statistického zkoumání bylo provedeno testování normality rozložení extrahovaných příznaků, které vedlo k zamítnutí hypotézy o normálním rozdělení. Proto byly zvoleny ve všech případech ověřování hypotéz neparametrické statistické testy. Hladina významnosti α byla pevně zvolena 5%.

První částí statistického šetření rozdílů ve výběrových souborech dle typu letu Kříž, Tunel a Výpadek byla selekce signálových příznaků, jejichž hodnota závisí právě na letovém typu. Následovala důkladná analýza okamžité srdeční frekvence, u které se vyšetřovalo nejen ovlivnění typem letu, ale i různými charakteristikami pilotů.

6.6.1 Výsledky testování extrahovaných signálových příznaků

Následující tabulka ukazuje, že typ letu má vliv na čtyři extrahované signálové příznaky, které tak jsou nositeli informace o typu letu. Mezi nimi ovšem chybí parametr $T_{exp_{AVG}}$, který reflektuje subjektivní hodnocení pilota daného typu letu.

Tabulka 48: Testované hypotézy o vlivu typu letu na signálové příznaky (Friedmanův test)

Testovaná hypotéza	Závěr testování
H_0 : Příznaky signálu EKG se u letu Kříž, Tunel a Výpadek neliší H_A : Typ letu má významný vliv na příznaky signálu EKG	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A pouze u HR_{Rq} , HR_v a TP
H_0 : Příznaky signálu RESP se u letu Kříž, Tunel a Výpadek neliší H_A : Typ letu má významný vliv na příznaky signálu RESP	Nelze zamítnout H_0
H_0 : Příznaky signálu GSR se u letu Kříž, Tunel a Výpadek neliší H_A : Typ letu má významný vliv na příznaky signálu GSR	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A pouze u OD_{AVG}

V Tabulce 49 je v první části soupis parametrů, které jsou ovlivněné typem navigace a pochází tak z rozdílného rozdělení u letů Kříž a Tunel, ve druhé části následují parametry, na které má vliv výpadek motoru během letu.

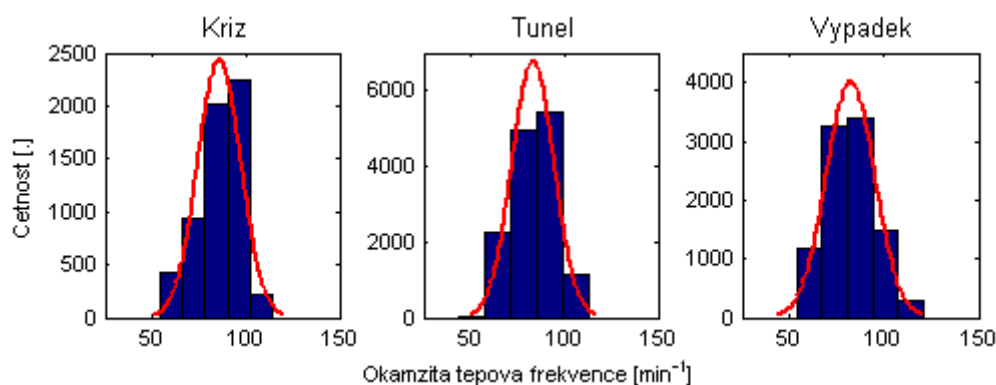
Tabulka 49: Testované hypotézy o vlivu navigace na signálové příznaky (Wilcoxonův test)

Testovaná hypotéza	Závěr testování
H_0 : Signálové příznaky se u dvou typů navigace neliší H_A : Na příznaky má významný vliv typ navigace	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A pouze u MHR_{SD} a q_{resp}
H_0 : Signálové příznaky se u letu s a bez výpadku motoru neliší H_A : Na příznaky má významný vliv výpadek motoru během letu	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A pouze u RWA_{AVG} , RWA_{SD} , TWA_{SD} , NN_{SD} , HR_{SD} , HR_{Rq} , HR_v , TP , LF , MF , HF , RR_{min} , RR_v , $Shim_{resp}$, OM_{SD} , SA_{SD}

Pravděpodobnostní p -hodnoty, na základě kterých bylo rozhodnuto o zamítnutí uvedených hypotéz jsou uvedeny v Příloze G.

6.6.2 Výsledky testování průběhů srdeční frekvence

Ačkoliv by se očekávalo normální rozdělení alespoň u průběhu okamžité tepové frekvence pilotů, nebylo tomu tak. Obrázek 60 ukazuje histogramy všech naměřených okamžitých tepových frekvencí HR pro jednotlivé typy letů a jejich odlišnost od odhadů normálního rozdělení.

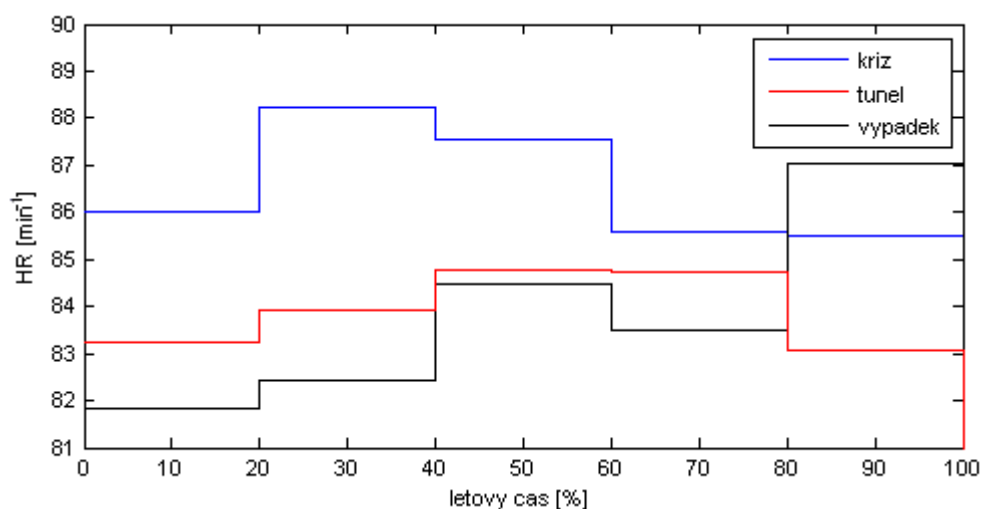


Obrázek 60: Histogram všech naměřených okamžitých srdečních frekvencí pro jednotlivé lety s odhadem normálního rozdělení histogramu

Z histogramů nevyplývá žádný extrémní rozdíl mezi dosahovanými četnostmi okamžité frekvence u jednotlivých typů letu. Není však vhodné porovnávat průměrné hodnoty průběhu okamžité tepové frekvence z celého signálu, protože toto již reprezentují parametry HR_{AVG} a HR_M extrahované z celé jeho délky, u kterých se v předcházející podkapitole žádná závislost na typu letu neukázala. Proto jsou jednotlivé lety segmentovány do pěti ekvidistantních fází:

- fáze 1 (0-20% doby letu),
- fáze 2 (20-40% doby letu),
- fáze 3 (40-60% doby letu),
- fáze 4 (60-80% doby letu),
- fáze 5 (80-100% doby letu).

Pro jednotlivé fáze každého letu byla vypočtena průměrná srdeční frekvence $HR_{fáze}$, jež danou fází reprezentuje. Na Obrázku 61 je tento fázový vývoj srdeční frekvence v čase vykreslen jako průměr ze všech záznamů s barevným rozlišením, o který letový typ se jedná.



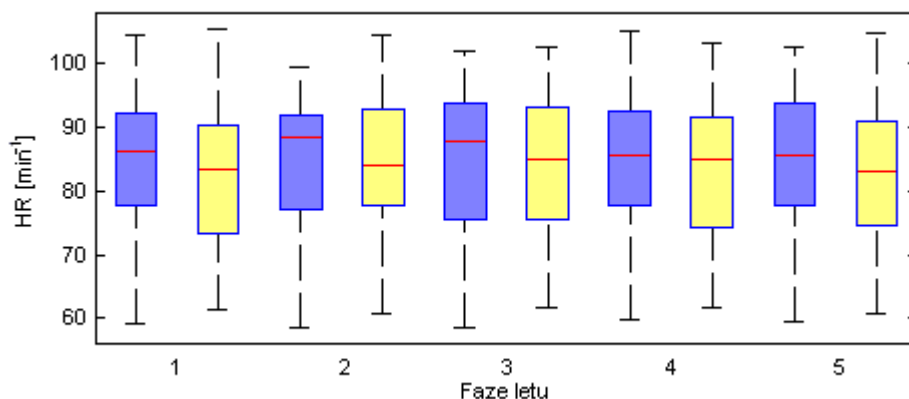
Obrázek 61: Průměrný vývoj okamžité srdeční frekvence ve stanovených fázích s porovnáním jednotlivých letových typů

Je vidět, že průměrná fázová srdeční frekvence u letů s navigací nejprve roste a ke konci měření klesá. Oproti tomu u letu s výpadkem motoru vykazuje vzrůstající tendenci. Nejprve bylo tedy testováno, zda se srdeční frekvence v jednotlivých fázích signifikantně liší a zda tak dochází v průběhu letu k signifikantnímu vývoji tepové frekvence pilota, jak obrázek naznačuje. Další prověřenou hypotézou byla odlišnost HR v odpovídajících fázích různých typů letu. Výsledky jsou uvedeny v Tabulce 50, příslušné p -hodnoty pak v Příloze H.

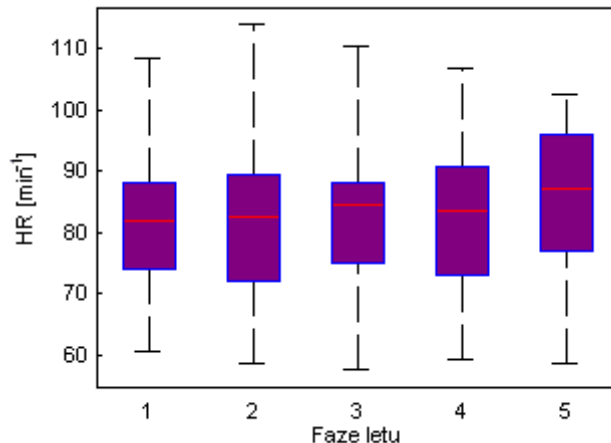
Tabulka 50: Testovaná statistika o vývoji HR během letu (Friedmanův test)

Testovaná hypotéza	Závěr testování
H_0 : HR se v průběhu letu neliší H_A : Do HR se promítá vliv času	Nelze zamítnout H_0
H_0 : HR se u letu Kříž, Tunel a Výpadek neliší H_A : Typ letu má významný vliv na HR	Nelze zamítnout H_0

Dále se ověřoval samotný vliv navigace a výpadku motoru na průběh srdeční frekvence v odpovídajících fázích. Porovnání všech naměřených hodnot frekvence v daných fázích letu s navigací je na Obrázku 62, který je následován grafem charakterizující fáze letu s výpadkem motoru (Obrázek 63). Výsledky hypotézy, zda má vliv typ použité navigace a zda existuje rozdíl v analyzované srdeční frekvenci naměřené při normálním letu s navigací a letu s výpadkem motoru jsou v Tabulce 51 a opět v Příloze H.



Obrázek 62: Krabicové grafy jednotlivých fází dvou letových typů s navigací (modře – Kříž, žlutě – Tunel) ze všech naměřených srdečních frekvencí



Obrázek 63: Krabicové grafy jednotlivých fází letu s výpadkem motoru ze všech naměřených srdečních frekvencí

Tabulka 51: Testovaná statistika o vlivu typu navigace a výpadku motoru na *HR* (Wilcoxonův test)

Testovaná hypotéza	Závěr testování
H_0 : <i>HR</i> se u letů s různým typem navigace neliší H_A : <i>HR</i> ovlivňuje typ navigace	Nelze zamítnout H_0
H_0 : <i>HR</i> se u letů bez a s přítomností výpadku motoru neliší H_A : <i>HR</i> ovlivňuje typ navigace	Nelze zamítnout H_0

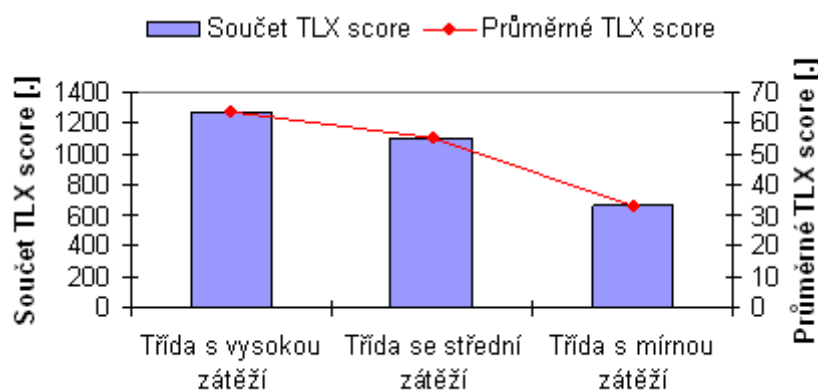
Po testování okamžité srdeční frekvence vztažené k různým letovým fázím bylo na závěr ještě prošetřeno, zda se liší okamžité srdeční frekvence $HR_{fáze}$ v závislosti na třídění letů do skupin dle charakteristik pilotů. Nebere se tedy už v úvahu faktor letového typu. Vyslovené hypotézy a jejich závěry jsou shrnuty v Tabulce 52, výsledky p -hodnot jsou pak v Příloze H, kde jsou navíc za účelem prokázání nalezených rozdílů vhodně ilustrovány pomocí histogramů a krabicových grafů.

Tabulka 52: Testovaná statistika o vlivu různých faktorů na HR (*Mann-Whitneyův test, **Kruskal-Wallisův test)

Testovaná hypotéza	Závěr testování
H_0 : HR pilotů s ULL(A) licenci se neliší od HR ostatních pilotů* H_A : Na HR má vliv typ licence pilota	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A
H_0 : HR se neliší u skupin pilotů rozdělených dle počtu nalétaných hodin* H_A : Na HR má vliv počet nalétaných hodin pilota	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A
H_0 : HR se neliší u skupin pilotů rozdělených dle zkušeností s nouzovým přistáním* H_A : Na HR má vliv zkušenost s nouzovým přistáním	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A
H_0 : HR se neliší u skupin pilotů rozdělených dle používání EFIS* H_A : Na HR má vliv používání EFIS	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A
H_0 : HR se neliší u skupin pilotů rozdělených dle dosaženého TLX score** H_A : Na HR má vliv výsledné TLX score	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A

6.7 Výsledky statistické analýzy výběrů dle míry stresu

Obrázek 64 ukazuje dosahované souhrnné a průměrné TLX score ve vytvořených třídách s vysokou, střední a mírnou zátěží, které reprezentují výběrové soubory s různou mírou stresu. Dva piloti museli být z důvodu chybějících údajů TLX score z dalšího postupu vyloučeni, proto pro tyto případy $n = 20$.



Obrázek 64: Dosahované sumární a průměrné hodnoty TLX score v jednotlivých třídách

Friedmanovým testem nalezené signálové příznaky s výrazně odlišnou hodnotou v každé zátěžové třídě, na které tak má vliv faktor míry stresu jednotlivých tříd, jsou uvedeny v Tabulce 53 a dále v Příloze I. Důležité je povšimnutí, že mezi těmito příznaky úplně chybí zástupce signálu GSR a nevyskytuje se zde ani okamžitá srdeční či dechová frekvence.

Tabulka 53: Parametry s významné odlišným rozdělením v jednotlivých třídách (Friedmanův test)

Signál	Parametr	Odlišnost mezi třídami
HF_{max}	EKG	Mírná zátěž - Vysoká zátěž
$LFMFHF$	EKG	Mírná zátěž - Střední zátěž, Mírná zátěž - Vysoká zátěž
MRR_{SD}	RESP	Mírná zátěž - Střední zátěž
$q_{dolní_obálka}$	RESP	Mírná zátěž - Vysoká zátěž

K těmto vyselektovaným parametrům bylo nutno přidat parametr LF_{norm} , reprezentující pilotovo subjektivní hodnocení letu, jelikož TLX score jako nesignálový parametr není možné použít. Následkem objevené silné korelace mezi parametry $LFMFHF$ a LF_{norm} ($r = 0,84$; $p < 0,01$) byl jako nadbytečný eliminován parametr $LFMFHF$, jehož hodnota je pro daný účel méně významná než LF_{norm} .

Výsledky posouzení ovlivnění selektovaných příznaků letovými charakteristikami pilota jsou v Tabulce 54, konkrétní p -hodnoty jsou k dohledání v Příloze I. U jednoho ($q_{dolní_obálka}$) ze selektovaných parametrů existuje silně signifikantní rozdíl mezi skupinami pilotů rozdělených na základě zkušenosti s nouzovým přistáním. Je tedy možné prohlásit, že na rozdělení pilotů do tříd s definovanou mírou stresu má významný vliv faktor zažitého nouzového přistání.

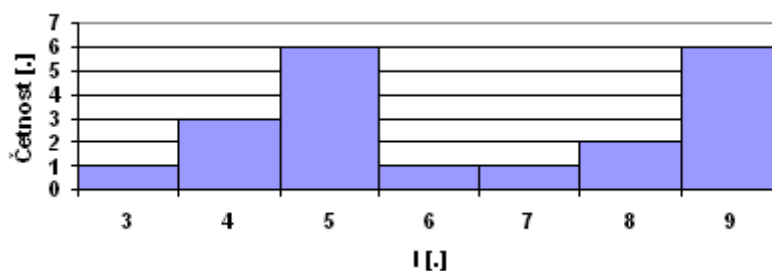
Tabulka 54: Testované hypotézy o selektovaných příznacích a letových charakteristikách pilotů (*Mann-Whitneyův test, **Kruskal-Wallisův test)

Testovaná hypotéza	Závěr testování
H_0 : Selektované příznaky se neliší u skupin pilotů rozdělených dle počtu nalétaných hodin** H_A : Na příznaky má vliv počet nalétaných hodin pilota	Nelze zamítnout H_0
H_0 : Selektované příznaky se neliší u skupin pilotů rozdělených dle zkušenosti s nouzovým přisáním* H_A : Na příznaky má vliv zkušenost s nouzovým přistáním	H_0 zamítnuta ve prospěch H_A u $q_{dolní_obálka}$
H_0 : Selektované příznaky se neliší u skupin pilotů rozdělených dle používání EFIS* H_A : Na příznaky má vliv používání EFIS	Nelze zamítnout H_0

6.8 Výsledky stanovení stresového koeficientu letu a stresového indexu pilota

k -means shlukování roztřídilo jednotlivé letové záznamy dle hodnot extrahovaných selektovaných příznaků HF_{max} , MRR_{SD} , $q_{dolní_obálka}$ a LF_{norm} do tří skupin odrážejících stresovou zátěž pilota během daného letu (Příloha J). Každé z těchto skupin letů byl přidělen stresový koeficient K , $K \in \{1; 2; 3\}$, charakterizující míru zátěže. Jejich součtem se dosáhlo u jednotlivých pilotů stresového indexu I , vyjadřující jeho individuální citlivost.

Ve výsledcích stresových indexů I v Příloze J se ukázalo, že 30 % pilotů ($n = 6$) dosáhlo maximální hodnoty stresového indexu ($I_{max} = 9$). Minimální možný stresový index ($I_{min} = 3$) byl zjištěn pouze u jednoho pilota. Další zastoupení hodnot stresového indexu I mezi analyzovanými piloty je na Obrázku 65.



Obrázek 65: Histogram stresového indexu I pilotů

Kontrola stanovených stresových koeficientů byla provedena průzkumovou analýzou extrahovaných parametrů. Posuzovalo se především, jaké charakteristiky spojují lety se stejným stresovým koeficientem K a v jakých hodnotách se pohybují. Nejvíce si byly lety o stejné míře stresové zátěže samozřejmě podobné v parametrech, které byly použity k jejich stanovení. Výše diskutovaná okamžitá tepová a dechová frekvence měla dle očekávání minimální vliv na zařazení do stresové kategorie.

7 Diskuze

V této fázi práce je třeba připomenout, že probandi účastníci se experimentu nebyli náhodným populačním výběrem a že veškeré stanovené závěry plynoucí z hodnocení výsledků experimentu platí pouze pro tento statistický soubor. Vzhledem k nerovnoměrnému zastoupení některých biologických charakteristik pilotů v datové matici byl navíc zanedbán vliv pohlaví a věku pilotů na výsledky analýzy.

Jako zásadní pro vyhodnocení experimentu se ukázalo zjištění aktivace sympatických a parasympatických drah systému ANS pilota během letu (LF_{norm} , HF_{norm}), následované jeho subjektivním hodnocením daného letu prostřednictvím dotazníku NASA TLX (TLX score), u kterých byla dokonce objevena lineární závislost.

Bylo zjištěno, že ze tří základních typů letu (Kříž, Tunel, Výpadek) byla nejvyšší hodnota parametru LF_{norm} nejčastěji dosahována u letu prvního v pořadí, konkrétně s navigací typu kříž. Vysoká hodnota LF_{norm} indikovala vyšší stupeň aktivace sympatiku než u ostatních dvou typů letu, kde významným zastoupením parametru HF_{norm} promlouval do procesu nervového řízení reakce organismu parasympatikus a piloti tak průměrně byli při letech Tunel a Výpadek v klidnějším rozpoložení, než u letu prvního. Nepředpokládá se, že by tato fyziologická reakce organismu mohla být způsobena použitým typem navigace, ale jelikož piloti absolvovali letové simulace v pořadí Kříž-Tunel-Výpadek, je možné tyto průměrné výsledky ve spektrální oblasti přisuzovat počáteční nervozitě pilota.

Stejný trend se objevil i v průměrných výsledcích TLX score. Piloti byli nejvíce zneklidnění a subjektivně se cítili pod největším tlakem právě u prvního uskutečněného letu, kterým byl Kříž. Tím se potvrzuje, že výpadek motoru byl pro piloty v průměru méně stresující, než působení neznámého prostředí a kladených požadavků.

Korelační analýzou se hledal parametr nejvíce závislý na výsledcích dotazníku NASA TLX, je jím T_{expAVG} . Avšak ten nebyl vzhledem ke své povaze dále využíván a raději byl suplován parametrem LF_{norm} , který je sice s TLX score korelován méně, ale přesto subjektivní hodnocení reflektuje dostatečně. Navíc obsahuje i informaci o objektivním působení stresu vyvolávající aktivaci sympatického nervstva pilota.

Kvůli častému využívání srdeční frekvence v uvedených rešeršních studiích (např. Lahtinen et al. 2000) jako ověřeného ukazatele stresu byl zvlášť podroben analýze průběh okamžité srdeční frekvence HR . Z jejího statistického šetření vyplynulo, že hodnoty okamžité

srdeční frekvence při porovnání různých typů letu (Kříž, Tunel, Výpadek) pochází ze stejného pravděpodobnostního rozdělení a tudíž nemá typ letu na její hodnotu vliv. Zvláště se testovalo, zda je významným faktorem použitý typ navigace, což se dle očekávání nepotvrdilo. Negativní výsledky přineslo i obecné porovnání letů bez uměle navozeného stresoru se záznamy s výpadkem motoru, jež zde reprezentoval stresogenní událost. Závěrem tohoto testování je, že okamžité hodnoty srdeční frekvence nelze považovat v tomto experimentu za primární indikátory stresové reakce, ačkoliv její modifikace je jedním z typických stresových projevů. Srdeční frekvence může být totiž silně ovlivněna i jinými faktory, jako je především horko v kabině simulátoru a vyčerpání pilota. Namísto toho, je vhodnější užití například spektrálních parametrů odvozených z průběhu srdeční frekvence, které zde vhodněji reflektují rozpoložení pilota a jsou navíc se srdeční frekvencí v korelaci.

Zjistilo se, že průběh okamžité srdeční frekvence záleží hned na několika letových charakteristikách pilota, jako je počet nalétaných hodin pilota, typ licence, zkušenost s nouzovým přistáním a užívání systému EFIS. Srdeční frekvence je tak vhodným biologickým reflektorem fyziologických pochodů probíhajících v organismu pilota, avšak tyto nejsou způsobeny pouze působením stresogenních faktorů, ale i vnějšími vlivy, proto není okamžitá srdeční frekvence v tomto experimentu považována za vhodný ukazatel stresu jedince a je tak potřeba stanovit jiné významné parametry.

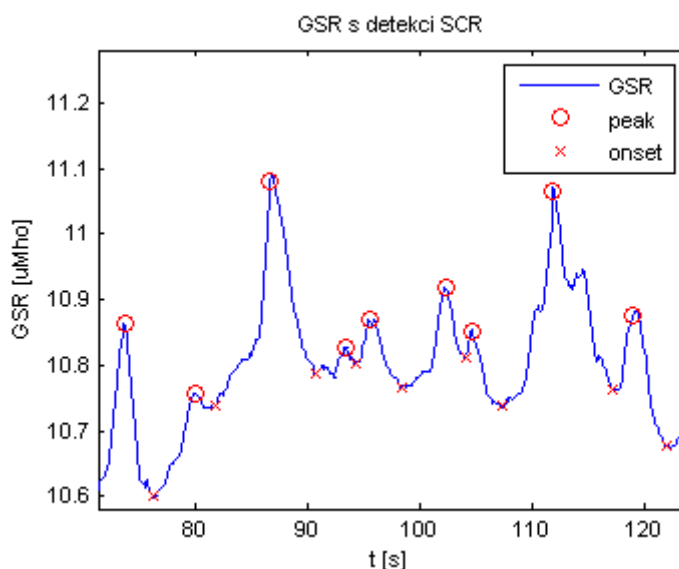
Obdobným testováním všech extrahovaných příznaků parametru, zda jsou ovlivněny typem letu, typem navigace a přítomností stresoru během letu bylo nutné vyloučit tvrzení, že by tyto faktory měly evidentní vliv na mentální zátěž pilota, přestože byly vybrány parametry, jejichž rozdělení se u zmíněných tříd letů liší. Selektovaná podmnožina těchto příznaků ale nemůže dostatečně reprezentovat reakci organismu na stresogenní podnět z důvodu prvotního zjištění, že průměrná míra stresu pilotů nebyla nejvyšší u letu s uměle navozenou stresovou situací (Výpadek), jak se původně předpokládalo. Stejně tak není vhodné usuzovat nad tím, která z navigací je piloty lépe přijímána. **Projevy fyziologické reakce pilota a jeho subjektivní hodnocení tak pravděpodobně nejsou způsobeny rozdílem mezi lety Kříž, Tunel a Výpadek.**

Po stanovení nových letových kategorií tříděných dle dosahovaných subjektivních výsledků TLX score došlo za pomoci neparametrické analýzy rozptylu k selekci parametrů, které již vypovídají o stupni zátěže organismu pilota způsobené změnou jeho okolních podmínek. Rovněž bylo zjištěno, že do rozdělení do těchto tříd **promlouvá i faktor prožitého nouzového přistání.** Neplatí tedy, že by stupeň stresu u pilotů souvisel s počtem

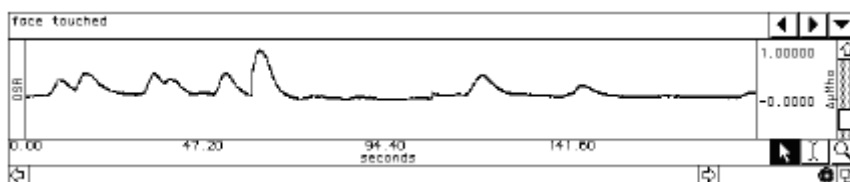
nalétaných hodin a tedy i mírou zkušeností pilota, ale s tím, zda byl pilot v minulosti nucen absolvovat nouzové přistání, což je parametr nezávislý na počtu nalétaných hodin.

Za významné parametry jsou považovány LF_{norm} , HF_{max} , MRR_{SD} a $q_{dolní_obálka}$. Dle předpokladů mezi nimi chybí okamžitá srdeční frekvence, která je nahrazena zmiňovanými spektrálními parametry signálu EKG (LF_{norm} , HF_{max}). Mezi příznaky extrahované z respiračního signálu patří směrodatná odchylka průměrné dechové frekvence MRR_{SD} počítaná z jednodominutových intervalů okamžité srdeční frekvence a úsek $q_{dolní_obálka}$, který vytíná směrnice dolní obálky signálu RESP-PCA na ose y. Chybí zde ale zástupce signálu GSR, u kterého hrála pravděpodobně velkou roli nedokonalost jeho záznamu.

Stojí za diskuzi, zda byl signál GSR naměřen správně, jelikož průběh naměřeného signálu (Obrázek 66) ve většině případů příliš neodpovídá jeho typickému průběhu v ukázce na Obrázku 67. Nehledě na prudce se měnící izolínii, následující detekované události v naměřeném záznamu příliš rychle za sebou - časové vzdálenosti jednotlivých SCR událostí se na Obrázku 66 průměrně pohybují v řádu jednotek sekund, na Obrázku 67 to jsou desítky sekund. Lze těžko soudit, zda jsou tyto velmi frekventované SCR události způsobeny rozrušením pilota nebo přílišnou aktivitou potních žláz v důsledku teplotních podmínek v kabině simulátoru. Navíc pravděpodobným zdrojem chyb mohlo být i jeho samotné snímání na klíční kosti, což není v praxi příliš využíváno.



Obrázek 66: Naměřený signál GSR



Obrázek 67: Ukázka signálu GSR (Pflanzer and McMullen 2008, s. 1, upraveno)

Stejně jako zpracování signálu GSR není pravděpodobně bezchybná ani parametrizace signálu RESP, na což bylo poukázáno už v Kapitole 4.3 prostřednictvím popsanych problémů, se kterými se musela signálová analýza jednotlivých záznamů vypořádat.

8 Závěr

Stres je významným faktorem ovlivňující fyzickou i duševní pohodu člověka, setkává-li se s událostí, která pro něj představuje určité ohrožení. V letectví dochází k těmto krizovým situacím nejčastěji v důsledku technické závady na letadle nebo selháním lidského faktoru. Úspěšné zvládnutí nastalé krizové události pak spočívá na reakci pilota a jeho schopnosti vypořádat se s působícími stresogenními faktory, která závisí na jeho vrozené emotivitě a zkušenostech. Aby se snížila pravděpodobnost následné nehody, jsou vyvíjeny technické prostředky na podporu obrany pilota proti negativním dopadům akutního stresu (zbrklé a neuvážené jednání), které mají formu krizového asistenta. Jedním z nich je i projekt letového navigačního asistenta pro krizové situace vznikající na Fakultě elektrotechnické Českého vysokého učení v Praze a jehož další vývoj mají podpořit výsledky této diplomové práce.

Dle provedené rešeršní studie byl sestaven experiment snímání vybraných biologických signálů - elektrokardiograf (EKG), respirační záznam (RESP), galvanická kožní vodivost (GSR), na pilotech během simulovaných letů na dynamickém leteckém simulátoru. Byly stanoveny tři letové typy, které piloti podstoupili - dva lety zaletěné dle navigačního asistenta s různým navigačním prvkem (tzv. Kříž, Tunel) a jeden let se simulovaným výpadkem motoru a následným spuštěním navigačního asistenta (tzv. Výpadek). Takto získané biosignálové záznamy byly předzpracovány a parametrizovány v programu Matlab. Mimoto byly dotazníkovým šetřením zjišťovány biologické a letové charakteristiky pilotů a standardizovaným dotazníkem NASA TLX se zaznamenávalo subjektivní hodnocení mentální zátěže pilota během uskutečněných letů. Následné vyhodnocení veškerých dat pomocí neparametrických testů statistické analýzy přineslo důležité poznatky o vlivu simulovaných letů na celkové rozpoložení pilota a jeho fyziologickou reakci při krizové události (výpadek motoru). Uvažovaný statistický soubor není náhodným populačním výběrem a tudíž nelze na základě jeho výsledků stanovovat obecně platné závěry, ale pouze takové, které platí pro tento experiment.

Na začátku testování se předpokládalo, že umělé navození stresové situace formou výpadku motoru za letu pilota, bude dostatečně silným stresorem, aby se v tomto letu výrazně projevila aktivace sympatického nervstva změnou fyziologických pochodů. Bylo ale dokázáno, že výrazně náročnější byl pro pilota jeho vůbec první let (prováděn s navigací typu kříž). Protože různý typ letu (Kříž, Tunel, Výpadek) nebyl vhodným faktorem pro výběr

příznaků ani signálů indikujících reakci organismu na stres, muselo se provést nové šetření pomocí tříd s definovanou mírou stresu dle výsledků subjektivního hodnocení letu.

Byla vytvořena kategoriální stresová metrika (Třída s nízkou zátěží - Třída se střední zátěží - Třída s vysokou zátěží), jejíž aplikací na jednotlivé lety každého pilota došlo k selekci čtyř signálových parametrů indikujících stupeň mentální zátěže pilota během daného letu. Současně bylo zjištěno, že na kategorizaci letů do těchto různých zátěžových tříd má vliv zkušenost pilota s nouzovým přistáním.

Na základě dosahovaných hodnot těchto selektovaných parametrů je ve výsledku možné stanovit míru zátěže působící na pilota u každého z proběhlých letů a zařadit jej do zátěžové třídy dle odpovídající stresové metriky. Závěrem je možné definovat i obecnou citlivost pilota na stresem vyvolanou zátěž jeho organismu zjištěním, do kterých kategorií byly zařazeny jím uskutečněné lety.

Mezi významné signály přispívající ke kvantifikaci reakce organismu na stresovou situaci v tomto experimentu dle selektovaných příznaků patří signály EKG a RESP. Naměřený signál GSR pravděpodobně svou kvalitou neodpovídal záznamům kožní vodivosti, které byly vyhodnocovány v rešeršní literatuře, kde byl GSR hodnocen jako velmi dobrý indikátor stresových událostí, a tudíž ve výsledcích finálního šetření signálových příznaků propadl.

9 Informační zdroje

- LEVORA, T.; BRUNA, O.; PACES, P. Small aircraft flight safety increasing using integrated modular avionics. In: *Digital Avionics Systems Conference (DASC), 2012 IEEE/AIAA 31st*. IEEE, 2012. p. 6B5-1-6B5-9.
- BRUNA, O., HOLUB, J., PACES, P., LEVORA, T. *Small aircraft emergency landing decision support system - pilots' performance assessment*. Prague: Czech Technical University in Prague, 2012.
- THÖNDEL, E. *Simulátor lehkého a ultra-lehkého sportovního letadla* [online]. c2009, poslední aktualizace 2009-04-27 [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <http://www.pragolet.cz/clanky/simulator_sportovniho_letadla.html>.
- LEVORA, T. *Emergency Landing Assistant for Ultralight Airplanes* [online]. [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <<http://measure.feld.cvut.cz/levora/disertace>>.
- *OMP seat belts take-off!!* [online]. c2011 [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <<http://news.ompracing.it/en/2011/02/le-cinture-di-sicurezza-omp-decollano>>.
- *Electronic flight instrument system* [online]. [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <http://en.wikipedia.org/wiki/Electronic_flight_instrument_system>.
- RÝDL, J. *Jak ultralehké je létat* [online]. c2009 [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <<http://in.ihned.cz/c1-37645600-jak-ultralehke-je-letat>>.
- ANTIER, J. *La Flotte* [online]. c2011 [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <<http://www.agile-aeroclub.net>>.
- JÍCHOVÁ, A. *Analýza biosignálů pro potřeby vyhodnocení stresových faktorů při řešení extrémních situací v ultra lehkých letadlech*. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická.
- KŘIVOHLAVÝ, J. *Jak zvládat stres*. 2.uprav. vyd. Praha : Grada-Avicenum, c1994. 190 s. ISBN 80-7169-121-6.
- KŘIVOHLAVÝ, J. *Psychologie zdraví*. Praha : Portál, 2001. 279 s. ISBN 80-7178-774-4.
- JANIS, I. L. Vigilance and decision making in personal crises. *Coping and adaptation*. New York: Basic Books, 1974, 139-175.
- SELYE, H. Stress and disease. *The Laryngoscope*, 1955, 65.7: 500-514.
- ATKINSON, R. L. *Psychologie*. Praha: Portál, 2003. 751 s. ISBN 80-7178-640-3.
- CUNGI, C. *Jak zvládat stres*. Praha: Portál, 2001. 208 s. ISBN 80-7178-465-6.

- ŠTIKAR, J. et al. *Psychologie ve světě práce*. Praha: Karolinum, 2003, 461 s. ISBN 8024604485.
- PRAŠKO, J. et al. *Úzkost a obavy: jak je překonat*. Praha: Portál, 2008. 232 s. ISBN 978-80-7367-410-6.
- PRAŠKO, J.; PRAŠKOVÁ, H. *Proti stresu krok za krokem*. Praha: Grada Publishing, 2001. 187 s. ISBN 80-247-0068-9.
- VOŠAHLÍK, K. *Stres a jeho vliv na pracovní výkon*. Brno, 2009. 79 s. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Ekonomicko-správní fakulta.
- DESAULNIERS, D. R. Stress in the control room: effects and solutions. In: *IEEE Sixth Annual Human Factors Meeting*, 1997. p.14-1 -14-5.
- SCHREIBER, V. *Lidský stres*. Praha: Academia, 1992. ISBN 80-200-0458-0.
- HEALEY, J. et al. Quantifying driver stress: Developing a system for collecting and processing bio-metric signals in natural situations. In: *Proc. Rocky Mountain Bio-Eng. Symp.*, 1999. p. 1–6.
- HEALEY, J. et al. Quantifying driver stress: Developing a system for collecting and processing bio-metric signals in natural situations. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 1999, 35: 193-198.
- HEALEY, J. *Wearable and automotive systems for affect recognition from physiology*. 2000. PhD Thesis. Massachusetts Institute of Technology.
- HEALEY, J.; PICARD, R. Smartcar: detecting driver stress. In: *Pattern Recognition, 2000. Proceedings. 15th International Conference on*. IEEE, 2000. p. 218-221.
- PICARD, R. et al. Toward machine emotional intelligence: Analysis of affective physiological state. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 2001, 23.10: 1175-1191.
- HEALEY, J. A.; PICARD, R. W. Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on*, 2005, 6.2: 156-166.
- LEE, YH.; LIU, BS. Inflight workload assessment: Comparison of subjective and physiological measurements. *Aviation, space, and environmental medicine*, 2003, 74.10: 1078-1084.
- DUSSAULT, C. et al. EEG and ECG changes during simulator operation reflect mental workload and vigilance. *Aviation, space, and environmental medicine*, 2005, 76.4: 344-351.

- RIGAS, G. et al. A reasoning-based framework for car driver's stress prediction. In: *Control and Automation, 2008 16th Mediterranean Conference on*. IEEE, 2008. p. 627-632.
- RIGAS, G. et al. Real-Time Driver's Stress Event Detection. *Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on*, 2012, 13.1: 221-234.
- BENOIT, A. et al. Multimodal focus attention and stress detection and feedback in an augmented driver simulator. *Personal and Ubiquitous Computing*, 2009, 13.1: 33-41.
- LAHTINEN, T. MM. et al. Heart rate and performance during combat missions in a flight simulator. *Aviation, space, and environmental medicine*, 2007, 78.4: 387-391.
- YERKES, R. M.; DODSON, J. D. The relation of strength of stimulus to rapidity of habit - formation. *Journal of comparative neurology and psychology*, 1908, 18.5: 459-482.
- BONNER, M. A.; WILSON, G. F. Heart rate measures of flight test and evaluation. *The International journal of aviation psychology*, 2002, 12.1: 63-77.
- BOUCSEIN, W. *Electrodermal activity*. Springer, 2012.
- EKMAN, P et al. Autonomic nervous system activity distinguishes among emotions. *Science*, 1983, 221.4616: 1208-1210.
- HANKINS, T. C., et al. A comparison of heart rate, eye activity, EEG and subjective measures of pilot mental workload during flight. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 1998, 69.4: 360.
- HELANDER, M. Applicability of drivers' electrodermal response to the design of the traffic environment. *Journal of applied Psychology*, 1978, 63.4: 481.
- VAN RAVENSWAAIJ-ARTS, C. MA, et al.. Heart rate variability. *Annals of internal medicine*, 1993, 118.6: 436-447.
- VELTMAN, J. A.; GAILLARD, A. W. K. Physiological indices of workload in a simulated flight task. *Biological psychology*, 1996, 42.3: 323-342.
- WILSON, G. et al. *Physiological data used to measure pilot workload in actual flight and simulator conditions*. Proceedings of Human Factors Society 31st Annual Meeting; 19–23 October 1987, New York City. Santa Monica, CA: HFES; 1987:779–83.

- WILSON, G. F. An analysis of mental workload in pilots during flight using multiple psychophysiological measures. *The International Journal of Aviation Psychology*, 2002, 12.1: 3-18.
- WILSON, G. F. Air-to-ground training missions: A psychophysiological workload analysis. *Ergonomics*, 1993, 36.9: 1071-1087.
- HART, SG.; HAUSER, JR. Inflight application of three pilot workload measurement techniques. In: *Aviation Space Environmental Medicine*. 1988, 59, 511-516.
- JORNA, P. Heart rate and workload variations in actual and simulated flight. *Ergonomics* 1993; 36:1043–54
- KAKIMOTO, Y. et al.. Crew workload in JASDF C-1 transport flights: I. Change in heart rate and salivary cortisol. *Aviation, space, and environmental medicine*, 1988, 59.6: 511.
- KALSBECK, J. W. H.; ETTEMA, J. H. Scored regularity of the heart rate pattern and the measurement of perceptual or mental load. *Ergonomics*, 1963, 6.3: 306-307.
- LINDQVIST A. et al. Heart rate variability, cardiac mechanics, and subjectively evaluated stress during simulator flight. *Aviat Space Environ Med* 1983; 54:685–90.
- METALIS, S. A. et al. Is heart rate a valid, reliable, and applicable index of pilot workload in commercial transport aircraft?. In: *International Symposium on Aviation Psychology, 5 th, Columbus, OH*. 1989. p. 814-819.
- OPMEER, C. H. J. M.; KROL, J. P. Towards an objective assessment of cockpit workload. I- Physiological variables during different flight phases. *Aerospace Medicine*, 1973, 44: 527-532.
- ROSCOE A. Stress and workload in pilots. *Aviat Space Environ Med* 1978; 49:630–6.
- SEKIGUCHI, C., et al.. Evaluation method of mental workload under flight conditions. *Aviation, space, and environmental medicine*, 1978, 49.7: 920.
- VELTMAN, J. A.; GAILLARD, A. W. K. Physiological indices of workload in a simulated flight task. *Biological psychology*, 1996, 42.3: 323-342.
- WIERWILLE, W. W. Physiological measures of aircrew mental workload. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 1979, 21.5: 575-593.
- LINDHOLM, E.; CHEATHAM, C. M. Autonomic activity and workload during learning of a simulated aircraft carrier landing task. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 1983, 54.5: 435.

- LI, X.; JI, Q. Active affective state detection and user assistance with dynamic Bayesian networks. *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on*, 2005, 35.1: 93-105.
- JI, Q. et al. Real-time nonintrusive monitoring and prediction of driver fatigue. *Vehicular Technology, IEEE Transactions on*, 2004, 53.4: 1052-1068.
- LIAO, W. et al. A decision theoretic model for stress recognition and user assistance. In: *Proceedings of the National Conference on Artificial Intelligence*. Menlo Park, CA; Cambridge, MA; London; AAAI Press; MIT Press; 1999, 2005. p. 529.
- RANI, P. et al. Online stress detection using psychophysiological signals for implicit human-robot cooperation. *Robotica*, 2002, 20.06: 673-685.
- ZHAI, J.; BARRETO, A. Stress detection in computer users based on digital signal processing of noninvasive physiological variables. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2006. p. 1355-1358.
- LAL, S. KL; CRAIG, A. Driver fatigue: electroencephalography and psychological assessment. *Psychophysiology*, 2002, 39.3: 313-321.
- BLIX, A. S. et al. Additional heart rate--an indicator of psychological activation. *Aerospace Medicine*, 1974, 45.11: 1219.
- YLONEN, H. et al. Heart rate responses to real and simulated BA Hawk MK 51 flight. *Aviation, space, and environmental medicine*, 1997.
- ROMAN J. Flight research program: 2. Risk and responsibility as factors affecting heart rate in test pilots. *Aerosp Med* 1965; 36:518 –23.
- SVENSSON, E. et al.. Information complexity-mental workload and performance in combat aircraft. *Ergonomics*, 1997, 40.3: 362-380.
- SIMS, J. et al. Stress detection for implicit human-robot co-operation. In: *Automation Congress, 2002 Proceedings of the 5th Biannual World*. IEEE, 2002. p. 567-572.
- ZHAI, J.; BARRETO, A. Stress detection in computer users based on digital signal processing of noninvasive physiological variables. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2006. p. 1355-1358.
- JIANG, M.; WANG, Z. A method for stress detection based on FCM algorithm. In: *Image and Signal Processing, 2009. CISP'09. 2nd International Congress on*. IEEE, 2009. p. 1-5.

- KREIBIG, S. D. et al. Cardiovascular, electrodermal, and respiratory response patterns to fear - and sadness - inducing films. *Psychophysiology*, 2007, 44.5: 787-806.
- PLARRE, K. et al. Continuous inference of psychological stress from sensory measurements collected in the natural environment. In: *Information Processing in Sensor Networks (IPSN), 2011 10th International Conference on*. IEEE, 2011. p. 97-108.
- KIM, D. et al. Decreased long term variations of heart rate variability in subjects with higher self reporting stress scores. In: *Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2008. PervasiveHealth 2008. Second International Conference on*. IEEE, 2008a. p. 289-292.
- SALAHUDDIN, L. et al. Dependence of heart rate variability on stress factors of stress response inventory. In: *e-Health Networking, Application and Services, 2007 9th International Conference on*. IEEE, 2007. p. 236-239.
- KIM, D. et al. Detection of subjects with higher self-reporting stress scores using heart rate variability patterns during the day. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2008b. p. 682-685.
- CHOI, J. et al. Development and evaluation of an ambulatory stress monitor based on wearable sensors. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 2012, 16.2: 279-286.
- SHI, Y. et al. Personalized stress detection from physiological measurements. In: *International Symposium on Quality of Life Technology*. 2010. p. 28-29.
- KATSIS, C. D. et al. Toward emotion recognition in car-racing drivers: A biosignal processing approach. *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on*, 2008, 38.3: 502-512.
- CHOI, J.; GUTIERREZ-OSUNA, R. Using heart rate monitors to detect mental stress. In: *Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on*. IEEE, 2009. p. 219-223.
- ZHAI, J. et al. Realization of stress detection using psychophysiological signals for improvement of human-computer interactions. In: *SoutheastCon, 2005. Proceedings. IEEE*. IEEE, 2005. p. 415-420.
- BERNARDI, L. et al. Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without verbalization on heart rate variability. *Journal of the American College of Cardiology*, 2000, 35.6: 1462-1469.

- HART, S. G.; STAVELAND, L. E. Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research. *Human mental workload*, 1988, 1.3: p. 139-183.
- SPIELBERGER, C. D. Dotazník na meranie úzkosti a úzkostlivosti STAI. *Bratislava: Psychodiagnostika*, 1980.
- PENHAKER, M. et al. *Lékařské diagnostické přístroje: Učební texty*. Ostrava: VŠB-Technická univerzita Ostrava, 2004. 332 s. ISBN 80-248-0751-3.
- ROZMAN, J. et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- KOLAR P. et al. *Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain* [online]. c2012 [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <<http://www.bsmpg.com/Blog/bid/85349/Postural-Function-of-the-Diaphragm-and-Low-Back-Pain-by-Pavel-Kolar-et-al>>.
- FUCHSOVÁ, J. *Mechanika vdechu a výdechu* [online prezentace]. c2011 [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <http://www.szymb.cz/admin/upload/sekce_materialy/Mechanika_dýchání.pdf>.
- JELÍNEK, J., ZICHÁČEK, V. *Biologie pro gymnázia*. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2003. 574 s. ISBN 80-7182-159-4.
- ANDREASSI, J. L. *Psychophysiology: Human behavior and physiological response*. Psychology Press, 2000.
- *Galvanic skin response* [online]. c2004, poslední aktualizace 2013-03-27 [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <http://en.wikipedia.org/wiki/Galvanic_skin_response>.
- COLOMBO, R., et al. A comprehensive PC solution to heart rate variability analysis in mental stress. In: *Computers in Cardiology 1989, Proceedings*. IEEE, 1989. p. 475-478.
- NAVARA, M. Pravděpodobnost a matematická statistika. *Skriptum ČVUT*, Praha, 2011. 53 s.
- BEDÁŇOVÁ, I.; VEČEREK, V. *Základy statistiky pro studující veterinární medicíny a farmacie*. Brno: Veterinární a farmaceutická univerzita Brno, 2007. 130 s.
- OTYEPKA, M. et al. *Základy zpracování dat*. Olomouc: Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci, 2007. 90 s.
- ROGALEWICZ, V. Pravděpodobnost a statistika pro inženýry. *Skriptum FEL ČVUT*, Praha, 2000. 178 s.

- ZVÁROVÁ, J. *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. Praha: Univerzita Karlova v Praze - Nakladatelství Karolinum, 2007. 218 s. ISBN 978-80-7184-786-1.
- MELOUN, M., MILITKÝ, J. *Statistická analýza experimentálních dat*. Praha: Academia, 2004. 953 s. ISBN 80-200-1254-0.
- MELOUN, M. *Počítačová analýza vícerozměrných dat v oborech přírodních, technických a společenských věd: Učební texty ke kurzu* [online]. c2011a [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <http://www.crr.vutbr.cz/system/files/brozura_05_1106.pdf>.
- MELOUN, M. *Počítačová analýza vícerozměrných dat v oborech přírodních, technických a společenských věd* [online]. c2011b [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <http://www.crr.vutbr.cz/system/files/prezentace_05_1106_03.pdf>.
- LITSCHMANNOVÁ, M. *Úvod do statistiky*. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, 2011. 370 s.
- CIELEPOVÁ, G. *Porovnání k skupin pozorování*. Olomouc, 2008. 71 s. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta, Katedra matematické analýzy a aplikací matematiky.
- BÖHM, K. et al. *Application of Multivariate Data Analyses in Waste Management*. 2012.
- LI, X. et al. Stress and emotion classification using jitter and shimmer features. In: *Acoustics, Speech and Signal Processing, 2007. ICASSP 2007. IEEE International Conference on*. IEEE, 2007. p. IV-1081-IV-1084.
- FARRUS, M.; HERNANDO, J. Using jitter and shimmer in speaker verification. *IET Signal Processing*, 2009, 3.4: 247-257.
- SVATOŠ, J. *Biologické signály 1 – Geneze, zpracování a analýza*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 1998. 204 s. ISBN 80-01-01822-9.
- HLAVÁČ V., SEDLÁČEK M. *Zpracování signálů a obrazů*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2000. 220 s. ISBN 80-01-02114-9.
- DEMCHENKO, V. *Analýza variability srdečního rytmu v závislosti na dýchání*. Praha, 2010. 62 s. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů.
- VYSKOČILOVÁ, M. *Analýza variability srdečního rytmu ve frekvenční oblasti*. Brno, 2011. 48 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství.

- ŠKRTEL, K. *Analýza variability srdečního rytmu*. Brno, 2008. 75 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství.
- JAVORKA, K. et al. *Variabilita frekvencie srdca*. Martin: Vydavateľstvo Osveta, 2008. 204 s. ISBN 978-80-8063-269-4.
- CASTIGLIONI, Paolo; DI RIENZO, Marco. On the evaluation of heart rate spectra: the lomb periodogram. In: *Computers in Cardiology, 1996*. IEEE, 1996. p. 505-508.
- MOODY, George B. Spectral analysis of heart rate without resampling. In: *Computers in Cardiology 1993, Proceedings*. IEEE, 1993. p. 715-718.
- JUNG, T.-P., et al. Removing electroencephalographic artifacts: comparison between ICA and PCA. In: *Neural Networks for Signal Processing VIII, 1998. Proceedings of the 1998 IEEE Signal Processing Society Workshop*. IEEE, 1998. p. 63-72.
- *Linear regression* [online]. c2001, poslední aktualizace 2013-04-04 [cit. 2013-04-10]. Dostupné z www: <http://en.wikipedia.org/wiki/Linear_regression>.
- KELBEL, J.; ŠILHÁN, D. Shluková analýza. *Osobní stránka-Ivan Nagy*, 2007.
- PFLANZER, R. et al. *Lesson 8: Respiratory cycle I* [online]. Physiology Lessons for use with the Biopac Student Lab. c2008a [cit. 2013-03-27]. 20 s. Dostupné z www: <<http://www.vhlab.umn.edu/~bmen3701/Documents/Biopac8.pdf>>.
- PFLANZER, R.; MCMULLEN, W. *Lesson 9: Galvanic skin response & The Polygraph* [online]. Physiology Lessons for use with the Biopac Student Lab. c2008 [cit. 2013-03-27]. 23 s. Dostupné z www: <<http://www.vhlab.umn.edu/~bmen3701/Documents/Biopac9.pdf>>.
- PFLANZER, R. et al. *Lesson 11: Reaction time I* [online]. Physiology Lessons for use with the Biopac Student Lab. c2008b [cit. 2013-03-27]. 18 s. Dostupné z www: <<http://www.vhlab.umn.edu/~bmen3701/Documents/Biopac11.pdf>>.
- *BSL Hardware Guide* [online]. c2013 [cit. 2013-03-27]. 152 s. Dostupné z www: <<http://www.biopac.com/Manuals/bsl%20hardware%20guide.pdf>>.
- *Nerve conduction - Human* [online]. [cit. 2013-03-27]. Dostupné z www: <<http://www.biopac.com/Education.asp?Did=5&AOS=250&Level=2>>.

Seznam elektronických příloh

CD/

Diplomová_práce_Klejchová.pdf

Matice výsledků.xls

data/

naměřené signály

zpracování EKG/

skripty pro signálovou analýzu

zpracování RESP/

skripty pro signálovou analýzu

zpracování GSR/

skripty pro signálovou analýzu

Seznam tištěných příloh

Příloha A: Dotazník pro piloty	I
Příloha B: Informovaný souhlas	II
Příloha C: Dotazník NASA TLX	IV
Příloha D: Datová matice	V
Příloha E: Výsledky měření reakční doby a rychlosti vedení ulnárním nervem	X
Příloha F: Průměrné výsledky signálových příznaků	XIII
Příloha G: Výsledky testování signálových příznaků	XVIII
Příloha H: Výsledky testování průběhu srdeční frekvence	XIX
Příloha I: Výsledky testování příznaků tříděných dle míry zátěže pilota během letu	XXII
Příloha J: Výsledky klasifikace letů do zátěžových tříd	XXIV

Příloha A: Dotazník pro piloty

Věk: Výška: Váha: Délka paže:

- Dominantní ruka:
 - ☐ Pravá
 - ☐ Levá
- Postava:
 - ☐ Hubená
 - ☐ Normální
 - ☐ Nadváha
 - ☐ pozn.
- Sportujete?
 - ☐ Vůbec
 - ☐ Nárazově
 - ☐ Jenou v týdnu
 - ☐ Dvakrát v týdnu
 - ☐ Tři a více dnů v týdnu
 - ☐ Jiná varianta:
- Intenzita/zátěž:
- Jaký sport provozujete?:
- 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
 - pozn.
 - ☐ neurologické poruchy:
 - ☐ známé nálezy v EKG:
 - ☐ známé nálezy v EEG:
 - ☐ vady zraku:
 - ☐ jiné choroby:

Příloha B: Informovaný souhlas

Fakulta elektrotechnická, ČVUT v Praze
Analýza biologických signálů pilotů za účelem zjištění míry jejich stresu

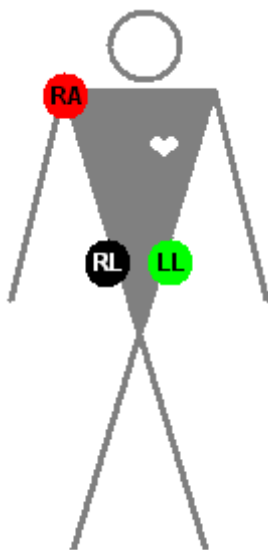
Písemný informovaný souhlas s podmínkami snímání biologických signálů

- Bude měřena skupina pilotů na letovém simulátoru při krizových situacích. Budou měřeny biosignály jako elektrická aktivita srdce (EKG), galvanická kožní vodivost (GSR), respirace a případně elektrická aktivita mozku (EEG), to vše v průběhu simulovaného letu a simulovaných krizových situacích. Dále bude měřena rychlost vedení ulnárního nervu a rychlost doby reakce. V případě nutnosti je možné použití i dalších podobných metod. Měření proběhne za účelem zjištění míry stresu pilotů v krizových situacích.
- Jedná se o lehká a neinvazivní měření, kdy měřená osoba nepocítuje bolest ani přílišný diskomfort. Pouze při měření rychlosti vedení nervového vzruchu doprovází aplikaci nervového stimulu drobné píchnutí nebo brnění a záskub svalů, což může být nepříjemné, avšak není zdraví škodlivé.
- V případě měření EEG je nutností použití EEG čepice pro připevnění elektrod k hlavě měřené osoby a aplikace vodivostního gelu pro dosažení co nejlepšího kontaktu elektrod s pokožkou hlavy. Nevýhodou je, že gel může na vlasech ulpět a měřená osoba bude nucena si vlasy po měření umýt, případně gel vyčesat.

1) Popis měření

Měření EKG

Snímáme pomocí tří elektrod vodivě připojených k povrchu kůže v tzv. končetinovém (Einthovenově) zapojení. Pro lepší mobilitu měřené osoby připevníme elektrody na trup namísto standardních končetin - viz Obrázek 1. Jako výsledek získáme graf popisující elektrickou aktivitu srdce - elektrokardiogram. Snímání probíhá v sedě, ideálně tak, aby měřená osoba byla v klidu, uvolněná, dýchala normálně a nemluvila.



Obrázek: Připojení elektrod

Měření GSR

Podobně jako u EKG je snímáno dvěma elektrodami přilepenými na povrch těla v oblasti levé klíční kosti. V záznamu GSR se objevují vodivostní změny kůže.

Měření dechové frekvence

Výsledkem monitorování plicní ventilace je zjištění počtu nádechů a výdechů za minutu. Měřené osobě je připevněn hrudní pás zachycující objemové změny hrudníku. Dále je použit senzor detekující dechovou aktivitu měřené osoby, který je připevněn na vhodné místo před její obličej tak, aby správně detekoval všechny nádechy a výdechy a přitom co nejméně měřené osobě překážel ve vykonávané aktivitě.

Měření reakční doby

Za pomoci sluchátek a světelné stimulační jednotky se provádí nejprve měření reakční doby na auditivní podnět, následně na vizuální podnět. Reakce je zaznamenána stiskem reakčního tlačítka.

Měření rychlosti vedení nervového vzruchu ulnárním nervem

Pomocí dvojice elektrod přilepených na kůži jsou aplikovány krátké elektrické impulsy (1 ms), které vyvolávají elektrickou aktivitu svalu - zaznamenáváme elektromyografickou odpověď svalů (elektromyogram). Latence odpovědi závisí na rychlosti vedení akčního potenciálu v periferním nervu (přibližně 50 až 100 m/s). Rychlost vedení vykazuje velkou individuální variabilitu a zpravidla odráží vodivost nejrychlejšího nervového vlákna.

Měření EEG

Elektroencefalogram je časovým zobrazením rozdílů elektrických potenciálů snímaných z elektrod (cca 20) na povrchu hlavy, které vznikají jako důsledek spontánní elektrické aktivity mozku. Snímáme pomocí čepice, na které jsou již přichyceny elektrody ve správném rozložení. Další elektrody se přikládají jako referenční na ušní lalůčky.

2) Vyjádření souhlasu

- Souhlasím s použitím přístrojové techniky laboratoře letového simulátoru na mé osobě. Jsem si vědom, že měření mohu kdykoli 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 (pavla.klejchova@gmail.com, jichoan1@fel.cvut.cz).
- Bez dohledu lékaře budou použity pouze:
 1. Neinvazivní diagnostické certifikované přístroje, které nevnáší do těla pilota 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 pilota fyzicky (testy funkční diagnostiky).
- Souhlasím se zařazením naměřených signálů do anonymní databáze, odkud není možné zpětně dohledat moji osobu ani jí přiřadit naměřená data.
- Z naměřených signálů nebude určována lékařská diagnóza.

Místo	Datum	Jméno a příjmení	Podpis

Příloha C: Dotazník NASA TLX

NASA Task Load Index

Hart and Staveland's NASA Task Load Index (TLX) method assesses work load on five 7-point scales. Increments of high, medium and low estimates for each point result in 21 gradations on the scales.

Name	Task	Date
------	------	------

Mental Demand

How mentally demanding was the task?

Příloha D: Datová matice

Tabulka D - 1: Datová matice - Základní vlastnosti

ID	Pohlaví	Věk	Výška	Váha	BMI	Dominantní ruka	Postava
s001	muž	21	1,78	70	22	pravá	normální
s002	muž	23	1,8	105	32	levá	nadváha
s003	muž	25	1,8	95	29	pravá	nadváha
s004	muž	22	1,75	61	20	levá	hubená
s005	muž	47	1,75	70	23	pravá	normální
s006	muž	36	1,8	101	31	pravá	nadváha
s007	muž	21	1,9	70	19	pravá	normální
s008	žena	26	1,62	50	19	pravá	normální
s009	muž	23	1,8	105	32	levá	nadváha
s010	muž	23	1,72	59	20	pravá	hubená
s011	muž	37	1,9	80	22	levá	hubená
s012	muž	23	1,69	64	22	pravá	normální
s013	muž	33	1,82	90	27	pravá	normální
s014	žena	21	1,65	55	20	pravá	normální
s015	muž	23	1,72	73	25	pravá	normální
s016	muž	38	1,76	102	33	pravá	nadváha
s017	muž	28	1,79	75	23	pravá	normální
s018	muž	20	1,87	85	24	pravá	normální
s019	muž	40	1,8	75	23	pravá	normální
s020	muž	26	1,78	62	20	pravá	hubená
s021	muž	20	1,75	69	23	pravá	normální
s022	muž	31	1,87	69	20	pravá	hubená

Tabulka D - 2: Datová matice - Fyzické aktivity

ID	Postava	BMI hodnocení	Sport	Intenzita/zátěž	Druh sportu
s001	normální	optimální váha	2x týdně	2 hod/den	tanec, bouldering, plavání
s002	nadváha	obezita 1. stupně	nárazově	-	-
s003	nadváha	nadváha	nárazově	mírná	běh
s004	hubená	optimální váha	1x týdně	průměr	atletika
s005	normální	optimální váha	2x týdně	-	běh, kolo, lyže, plavání
s006	nadváha	obezita 1. stupně	občas	-	letecká akrobacie

ID	Postava	BMI hodnocení	Sport	Intenzita/zátěž	Druh sportu
s007	normální	optimální váha	1x týdně	lehce	cyklistika, lezení, turistika
s008	normální	optimální váha	3x týdně a více	-	parašutismus, indoor skydiving, skoky na trampolíně
s009	nadváha	obezita 1. stupně	nárazově	-	-
s010	hubená	optimální váha	nárazově	střední	plavání, cyklistika
s011	hubená	optimální váha	2x týdně	-	běh, fotbal, kolo
s012	normální	optimální váha	3x týdně a více	5x1,5 hod	brusle, posilovna, běh
s013	normální	nadváha	nárazově	-	fotbal
s014	normální	optimální váha	2 x týdně	-	-
s015	normální	optimální váha	nárazově	-	hokej, fotbal, běh, snowboard
s016	nadváha	obezita 1. stupně	nárazově	-	kolo, kajak, turistika, plachtění
s017	normální	optimální váha	3x týdně a více	5x2hod	tenis, posilovna, krav maga, plavání
s018	normální	optimální váha	2 x týdně	2x2hod	baseball, plavání
s019	normální	optimální váha	nárazově	-	běh, jízda na kole, brusle
s020	hubená	optimální váha	nárazově	-	běh
s021	normální	optimální váha	2 x týdně	-	fotbal, běh
s022	hubená	optimální váha	nárazově	-	zdvihání těžkých břemen

Tabulka D - 3: Datová matice - Zdravotní stav

ID	Aktuální fyzický stav	Krevní tlak	Nachlazení	Trvalá indispozice	Neurologické poruchy	Nález v EKG	Nález v EEG
s001	odpočatý	normální	ne	ne	-	-	-
s002	odpočatý	normální	lehká rýma	alergie	-	-	-
s003	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s004	čerstvý	normální	ne	ne	-	-	-
s005	odpočatý	normální	ne	ne	-	-	-
s006	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s007	čerstvý	normální	ne	ne	-	-	-
s008	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s009	odpočatý	normální	ne	alergie	-	-	-
s010	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s011	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s012	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s013	normální	normální	ne	ne	-	-	-

ID	Aktuální fyzický stav	Krevní tlak	Nachlazení	Trvalá indispozice	Neurologické poruchy	Nálezy v EKG	Nálezy v EEG
s014	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s015	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s016	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s017	unavený	normální	ne	ne	-	-	-
s018	unavený	normální	ne	ne	-	-	-
s019	normální	normální	ne	ne	-	-	-
s020	unavený	normální	ne	ne	-	-	-
s021	normální	normální	ne	ne	-	arytmie	ano
s022	normální	normální	ne	ne	-	-	-

Tabulka D - 4: Datová matice - Zrakové vady

ID	Vada	Míra vady [dpt]; Oko (L/P)
s001	krátkozrakost	-0,5 L
s002	krátkozrakost	-0,5 L; -0,5 P
s003	-	-
s004	-	-
s005	-	-
s006	tupozrakost	P
s007	-	-
s008	-	-
s009	krátkozrakost	-0,5 L; -0,5 P
s010	krátkozrakost	-0,5 L; -0,5 P
s011	krátkozrakost	-
s012	krátkozrakost	-2,5 L; -2,5 P
s013	-	-
s014	dalekozrakost	+2,5 L; +0,75 P
s015	-	-
s016	krátkozrakost	-1,25 P; -1,5 L
s017	-	-
s018	krátkozrakost	-1,0 P; -1,0 L
s019	krátkozrakost	-1,0 P; -1,0 L
s020	krátkozrakost	-1,0 P; -1,0 L
s021	-	-
s022	-	-

Tabulka D - 5: Datová matice - Letové charakteristiky

ID	Počet nalétaných hodin	Licence	Zažité nouzové přistání	Účast na leteckých soutěžích
s001	méně než 100 h	PPL	ne	ne
s002	mezi 101 a 400 h	PPL, CPL	ne	ne
s003	mezi 101 a 400 h	ULL(A)	ne	ne
s004	méně než 100 h	PPL	ne	ne
s005	mezi 401 a 600 h	ULL(A)	ano	ano
s006	mezi 101 a 400 h	PPL, PPL(H), ULL(A)	ano	ano
s007	méně než 100 h	PPL	ne	ne
s008	-	-	-	-
s009	mezi 101 a 400 h	PPL, CPL	ne	ne
s010	mezi 101 a 400 h	CPL	ne	ne
s011	méně než 100 h	PPL(H)	ne	ano
s012	mezi 101 a 400 h	PPL, ULL(A)	ne	ne
s013	mezi 101 a 400 h	ULL(A), GLD	ano	ne
s014	nad 400 h	GLD	ano	ano
s015	mezi 101 a 400 h	PPL, GLD	ne	ano
s016	mezi 401 a 600 h	GLD	ano	ano
s017	mezi 101 a 400 h	CPL	ne	ne
s018	méně než 100 h	ULL(A), GLD	ano	ne
s019	mezi 101 a 400 h	ULL(A), GLD	ano	ano
s020	méně než 100 h	PPL, GLD	ne	ne
s021	mezi 101 a 400 h	PPL	ne	ne
s022	méně než 100 h	ULL(A)	ano	-

Tabulka D - 6: Datová matice - Požívání elektronických asistentů

ID	Používání EFIS v letadle	Používání tabletů a chytrých telefonů jako asistenta v letadle
s001	ne	ne
s002	ne	ano
s003	ne	ne
s004	ne	ne
s005	ano	ne
s006	ano	ne
s007	ne	ne

ID	Používání EFIS v letadle	Používání tabletů a chytrých telefonů jako asistenta v letadle
s008	-	-
s009	ne	ano
s010	ne	ano
s011	ano	ne
s012	ne	ano
s013	ne	ne
s014	ano	ano
s015	ano	ne
s016	ano	ano
s017	ne	ano
s018	ne	ano
s019	ano	ne
s020	ne	ne
s021	ne	ne
s022	-	ano

Příloha E: Výsledky měření reakční doby a rychlosti vedení ulnárním nervem

Tabulka E - 1: Výsledky měření reakční rychlosti při vizuální stimulaci

ID	Náhodná stimulace [s]	Náhodná stimulace [s]	Pravidelná stimulace [s]	Pravidelná stimulace [s]
s001	0,263	0,287	0,267	0,248
s002	0,211	0,217	0,197	0,207
s003	0,206	0,234	0,188	0,181
s004	0,233	0,247	0,205	0,196
s005	0,239	0,292	0,223	0,229
s006	0,239	0,271	0,207	0,197
s007	0,253	0,236	0,222	0,206
s008	0,241	0,231	0,220	0,214
s010	0,247	0,251	0,200	0,201
s011	0,237	0,232	0,182	0,183
s012	0,255	0,261	0,215	0,213
s013	0,258	0,269	0,227	0,248
s014	0,232	0,255	0,210	0,193
s015	0,233	0,269	0,244	0,276
s016	0,246	0,274	0,165	0,262
s017	0,264	0,243	0,222	0,248
s018	0,247	0,248	0,217	0,203
s019	0,238	0,254	0,218	0,217
s020	0,249	0,261	0,236	0,233
s021	0,289	0,328	0,234	0,244
s022	0,224	0,212	0,219	0,210

Tabulka E - 2: Výsledky měření reakční rychlosti při auditivní stimulaci

ID	Průměr náhodné stimulace I [s]	Průměr náhodné stimulace II [s]	Průměr pravidelné stimulace I [s]	Průměr pravidelné stimulace II [s]
s001	0,229	0,254	0,253	0,250
s002	0,175	0,172	0,152	0,154
s003	0,186	0,203	0,157	0,146
s004	0,228	0,206	0,192	0,191
s005	0,210	0,202	0,132	0,146

ID	Průměr náhodné stimulace I [s]	Průměr náhodné stimulace II [s]	Průměr pravidelné stimulace I [s]	Průměr pravidelné stimulace II [s]
s006	0,207	0,246	0,191	0,165
s007	0,242	0,203	0,196	0,201
s008	0,183	0,212	0,173	0,181
s010	0,195	0,201	0,155	0,188
s011	0,212	0,212	0,167	0,163
s012	0,233	0,213	0,188	0,188
s013	0,244	0,222	0,177	0,209
s014	0,188	0,199	0,166	0,150
s015	0,206	0,197	0,197	0,181
s016	0,216	0,215	0,171	0,218
s017	0,198	0,253	0,243	0,199
s018	0,215	0,195	0,167	0,174
s019	0,210	0,199	0,207	0,196
s020	0,225	0,232	0,173	0,193
s021	0,205	0,223	0,188	0,182
s022	0,179	0,195	0,182	0,168

Tabulka E - 3: Výsledky měření rychlosti vedení ulnářním nervem

ID	Reakční doba [s]				Délka předloktí [cm]
	I	II	III	IV	
s001	45,98	45,71	46,11	45,98	32
s002	44,80	44,80	44,93	44,80	31
s003	47,95	48,88	48,88	49,02	35
s004	51,14	51,28	51,28	51,58	36
s005	47,95	45,69	48,48	45,81	35
s006	49,87	49,73	49,87	50,00	37
s007	42,42	42,53	42,75	42,86	38
s008	45,45	45,45	45,59	46,15	30
s009	44,54	44,80	44,79	44,93	31
s010	59,38	59,38	59,56	59,38	31
s011	43,24	43,24	43,43	43,05	38
s012	49,11	48,11	48,25	48,11	39
s013	49,61	49,61	49,87	49,61	33
s014	50,65	50,32	50,65	50,82	38

ID	Reakční doba [s]				Délka předloktí [cm]
	I	II	III	IV	
s015	50,67	51,08	51,21	50,94	31
s016	45,92	46,04	46,27	46,27	38
s017	45,45	45,91	46,02	46,13	36
s018	57,10	58,07	57,42	57,91	37
s019	48,75	41,49	42,39	41,49	41
s020	42,48	42,79	43,10	43,21	39
s021	54,35	54,01	54,01	54,35	35
s022	48,88	49,02	50,00	49,30	36

Tabulka E - 4: Zpracované výsledky měření rychlosti vedení ulnářním nervem

ID	Průměrná rychlost [m/s]	Maximální rychlost [m/s]	Minimální rychlost [m/s]	Směrodatná odchylka [m/s]
s001	45,94	46,11	45,71	0,15
s002	44,83	44,93	44,80	0,06
s003	48,68	49,02	47,95	0,43
s004	51,32	51,58	51,14	0,16
s005	46,98	48,48	45,69	1,25
s006	49,87	50,00	49,73	0,10
s007	42,64	42,86	42,42	0,17
s008	45,66	46,15	45,45	0,29
s009	44,77	44,93	44,54	0,14
s010	59,42	59,56	59,38	0,08
s011	43,24	43,43	43,05	0,13
s012	48,39	49,11	48,11	0,42
s013	49,67	49,87	49,61	0,11
s014	50,61	50,82	50,32	0,18
s015	50,97	51,21	50,67	0,20
s016	46,12	46,27	45,92	0,15
s017	45,88	46,13	45,45	0,26
s018	57,63	58,07	57,10	0,39
s019	43,53	48,75	41,49	3,04
s020	42,89	43,21	42,48	0,28
s021	54,18	54,35	54,01	0,17
s022	49,30	50,00	48,88	0,43

Příloha F: Průměrné výsledky signálových příznaků

Tabulka F - 1: Průměrné hodnoty časových příznaků signálu EKG ve formátu $M \pm SD$

Parametr	Typ letu		
	Kříž	Tunel	Výpadek
Jit [%]	$2,13 \pm 0,82$	$2,46 \pm 0,70$	$2,31 \pm 0,86$
$Shim$ [%]	$3,42 \pm 1,84$	$3,12 \pm 2,24$	$3,36 \pm 2,41$
RWA_{AVG} [mV]	$1,09 \pm 0,30$	$1,07 \pm 0,31$	$1,00 \pm 0,30$
RWA_{SD} [mV]	$0,05 \pm 0,04$	$0,05 \pm 0,02$	$0,06 \pm 0,02$
TWA_{AVG} [mV]	$0,19 \pm 0,10$	$0,21 \pm 0,10$	$0,19 \pm 0,10$
TWA_{SD} [mV]	$0,03 \pm 0,04$	$0,03 \pm 0,02$	$0,03 \pm 0,02$
NN_{AVG} [ms]	$677,34 \pm 105,86$	$712,55 \pm 99,39$	$700,69 \pm 104,10$
NN_M [ms]	$677 \pm 109,13$	$708 \pm 101,59$	$699 \pm 110,46$
NN_{SD} [ms]	$46,64 \pm 12,33$	$46,13 \pm 12,15$	$46,89 \pm 27,08$
NN_{min} [ms]	$561 \pm 84,48$	$594 \pm 77,03$	$588 \pm 66,72$
NN_{max} [ms]	$893 \pm 118,45$	$937 \pm 92,97$	$912 \pm 136,98$
NN_{RMS} [ms]	$678,72 \pm 106,09$	$714,64 \pm 99,36$	$703,18 \pm 104,03$
SD_{SD} [ms]	$20,75 \pm 9,17$	$24,53 \pm 11,21$	$22,31 \pm 32,75$
SD_{RMS} [ms]	$20,74 \pm 9,16$	$24,52 \pm 11,21$	$22,29 \pm 32,72$
$NN50$ [.]	$9,5 \pm 26,04$	$14,50 \pm 17,63$	$11,00 \pm 37,52$
$pNN50$ [%]	$1,07 \pm 2,76$	$1,77 \pm 2,04$	$1,90 \pm 3,21$
HR_{AVG} [min^{-1}]	$88,94 \pm 11,12$	$84,72 \pm 10,90$	$86,14 \pm 11,57$
HR_M [min^{-1}]	$88,63 \pm 11,35$	$84,76 \pm 11,03$	$85,84 \pm 12,25$
HR_{SD} [min^{-1}]	$5,72 \pm 1,36$	$5,30 \pm 1,58$	$5,66 \pm 3,07$
HR_{min} [min^{-1}]	$67,19 \pm 9,020$	$64,03 \pm 7,01$	$65,79 \pm 10,61$
HR_{max} [min^{-1}]	$106,95 \pm 12,42$	$101,02 \pm 12,20$	$102,06 \pm 11,72$
HR_{RMS} [min^{-1}]	$89,11 \pm 11,13$	$84,96 \pm 10,93$	$86,31 \pm 11,62$
HR_R [min^{-1}]	$35,93 \pm 8,75$	$33,00 \pm 12,71$	$33,79 \pm 13,83$
HR_{Rq} [min^{-1}]	$7,10 \pm 1,64$	$6,52 \pm 1,61$	$6,97 \pm 4,10$
HR_{Δ} [min^{-1}]	$1,64 \pm 0,62$	$1,96 \pm 0,54$	$1,80 \pm 1,49$
HR_v [min^{-1}]	$6,40 \pm 1,52$	$6,72 \pm 1,67$	$6,51 \pm 3,4$
q_{HR} [min^{-1}]	$84,62 \pm 11,59$	$82,28 \pm 10,54$	$79,74 \pm 13,76$
MHR_{AVG} [min^{-1}]	$88,33 \pm 11,06$	$83,93 \pm 10,83$	$84,25 \pm 11,51$
MHR_M [min^{-1}]	$87,25 \pm 10,93$	$84,00 \pm 10,85$	$83,5 \pm 11,91$
MHR_{SD} [min^{-1}]	$3,47 \pm 1,37$	$2,37 \pm 1,47$	$2,93 \pm 2,47$

Tabulka F - 2: Průměrné hodnoty frekvenčních příznaků signálu EKG ve formátu $M \pm SD$

Parametr	Typ letu		
	Kříž	Tunel	Výpadek
TP [ms ²]	3483 ± 1039	3353 ± 597	2478 ± 1337
VLF [ms ²]	1475 ± 599	1497 ± 463	1322 ± 664
LF [ms ²]	1392 ± 736	1409 ± 453	896 ± 692
MF [ms ²]	884 ± 622	785 ± 409	570 ± 411
HF [ms ²]	308 ± 222	423 ± 213	248 ± 178
TP_{max} [ms ²]	47,60 ± 24,67	41,23 ± 23,56	53,55 ± 22,60
VLF_{max} [ms ²]	47,60 ± 24,67	41,23 ± 23,68	53,55 ± 22,60
LF_{max} [ms ²]	13,38 ± 9,17	11,81 ± 9,10	10,31 ± 8,09
MF_{max} [ms ²]	11,83 ± 9,52	11,09 ± 9,40	8,93 ± 8,23
HF_{max} [ms ²]	2,00 ± 1,13	2,57 ± 1,35	2,36 ± 1,03
$f_{-TP_{max}}$ [Hz]	0,004 ± 0,009	0,005 ± 0,018	0,006 ± 0,004
$f_{-VLF_{max}}$ [Hz]	0,004 ± 0,009	0,005 ± 0,004	0,006 ± 0,004
$f_{-LF_{max}}$ [Hz]	0,09 ± 0,02	0,09 ± 0,02	0,08 ± 0,02
$f_{-MF_{max}}$ [Hz]	0,09 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01
$f_{-HF_{max}}$ [Hz]	0,16 ± 0,08	0,17 ± 0,07	0,16 ± 0,08
AB [.]	4,62 ± 4,05	3,51 ± 3,67	3,42 ± 3,76
$LFMFHF$ [.]	7,61 ± 6,48	5,53 ± 6,02	5,41 ± 5,74
LF_{norm} [%]	82,00 ± 12,1	77,50 ± 11,24	77,50 ± 12,63
HF_{norm} [%]	18,00 ± 12,1	22,50 ± 11,24	22,50 ± 12,63

Tabulka F - 3: Průměrné hodnoty časových příznaků signálu RESP ve formátu $M \pm SD$

Parametr	Typ letu		
	Kříž	Tunel	Výpadek
Jit [%]	20,3 ± 7,75	20,76 ± 8,7	21,19 ± 7,80
$Shim$ [%]	30,25 ± 12,51	28,95 ± 11,6	30,14 ± 13,89
q_{resp} [.]	0,61 ± 0,08	0,52 ± 0,07	0,55 ± 0,11
$peak_{AVG}$ [.]	0,74 ± 0,07	0,70 ± 0,04	0,71 ± 0,08
$peak_M$ [.]	0,73 ± 0,07	0,69 ± 0,04	0,69 ± 0,08
$peak_{SD}$ [.]	0,06 ± 0,01	0,07 ± 0,02	0,06 ± 0,02
$valley_{AVG}$ [.]	0,46 ± 0,11	0,36 ± 0,12	0,40 ± 0,15
$valley_M$ [.]	0,48 ± 0,12	0,36 ± 0,12	0,43 ± 0,15
$valley_{SD}$ [.]	0,07 ± 0,03	0,07 ± 0,02	0,08 ± 0,02
RR_{AVG} [min ⁻¹]	22,16 ± 2,98	22,29 ± 3,06	22,28 ± 3,10

Parametr	Typ letu		
	Kříž	Tunel	Výpadek
RR_M [min ⁻¹]	22,59 ± 2,93	22,56 ± 2,77	22,72 ± 3,23
RR_{SD} [min ⁻¹]	36,54 ± 15,22	34,54 ± 21,06	36,86 ± 15,23
RR_{RMS} [min ⁻¹]	22,44 ± 3,02	22,65 ± 3,97	22,73 ± 3,16
RR_{min} [min ⁻¹]	4,18 ± 1,27	4,16 ± 3,61	4,70 ± 1,49
RR_{max} [min ⁻¹]	7,26 ± 1,61	7,71 ± 2,28	7,86 ± 1,71
RR_R [min ⁻¹]	29,39 ± 15,05	26,32 ± 21,06	29,56 ± 15,04
RR_{Rq} [min ⁻¹]	3,75 ± 1,74	4,49 ± 1,27	4,70 ± 1,49
RR_{Δ} [min ⁻¹]	4,05 ± 1,08	3,83 ± 2,76	3,82 ± 1,28
RR_v [min ⁻¹]	19,18 ± 5,38	18,22 ± 10,60	21,21 ± 6,17
MRR_{AVG} [min ⁻¹]	21,17 ± 3,12	21,00 ± 2,52	20,86 ± 3,14
MRR_M [min ⁻¹]	21,25 ± 3,35	21,50 ± 2,61	21,00 ± ,020
MRR_{SD} [min ⁻¹]	1,84 ± 0,95	1,85 ± 0,96	2,19 ± 0,79
$T_{ins_{AVG}}$ [s]	1,32 ± 0,23	1,37 ± 0,24	1,34 ± 0,30
T_{ins_M} [s]	1,25 ± 0,20	1,24 ± 0,20	1,21 ± 0,29
$T_{ins_{SD}}$ [s]	0,46 ± 0,20	0,51 ± 0,23	0,50 ± 0,22
$T_{exp_{AVG}}$ [s]	1,45 ± 0,23	1,51 ± 0,19	1,50 ± 0,21
T_{exp_M} [s]	1,36 ± 0,17	1,41 ± 0,17	1,38 ± 0,17
$T_{exp_{SD}}$ [s]	0,52 ± 0,32	0,51 ± 0,26	0,52 ± 0,22
$T_{total_{AVG}}$ [s]	2,82 ± 0,44	2,84 ± 0,40	2,85 ± 0,43
T_{total_M} [s]	2,66 ± 0,34	2,66 ± 0,36	2,64 ± 0,41
$T_{total_{SD}}$ [s]	0,74 ± 0,40	0,89 ± 0,34	0,83 ± 0,31
IE_{AVG} [.]	0,95 ± 0,10	0,98 ± 0,12	0,98 ± 0,18
IE_M [.]	0,92 ± 0,09	0,90 ± 0,10	0,93 ± 0,20
IE_{SD} [.]	0,37 ± 0,14	0,44 ± 0,16	0,42 ± 0,17
DC_{AVG} [.]	0,48 ± 0,02	0,47 ± 0,03	0,47 ± 0,04
DC_M [.]	0,48 ± 0,02	0,47 ± 0,03	0,47 ± 0,04
DC_{SD} [.]	0,07 ± 0,02	0,07 ± 0,03	0,07 ± 0,02
$S_{ins_{AVG}}$ [.]	83,39 ± 38,97	106,27 ± 34,75	96,07 ± 44,24
S_{ins_M} [.]	65,92 ± 41,63	85,76 ± 31,32	80,21 ± 45,41
$S_{ins_{SD}}$ [.]	76,83 ± 38,83	76,04 ± 31,62	70,58 ± 45,27
$S_{exp_{AVG}}$ [.]	93,26 ± 50,90	119,43 ± 37,91	100,77 ± 32,95
S_{exp_M} [.]	76,16 ± 47,95	96,76 ± 36,28	83,01 ± 35,93
$S_{exp_{SD}}$ [.]	95,2 ± 107,38	97,78 ± 53,61	108,08 ± 60,47
$S_{total_{AVG}}$ [.]	177,35 ± 87,85	224,99 ± 71,39	196,85 ± 74,30

Parametr	Typ letu		
	Kříž	Tunel	Výpadek
S_{total_M} [.]	$144,54 \pm 90,53$	$186,26 \pm 68,50$	$164,32 \pm 78,42$
$S_{total_{SD}}$ [.]	$155,59 \pm 131,92$	$171,96 \pm 60,58$	$205,67 \pm 68,90$
$DIFF_{obalka_{AVG}}$ [.]	$0,28 \pm 0,11$	$0,32 \pm 0,11$	$0,29 \pm 0,11$
$DIFF_{obalka_M}$ [.]	$0,26 \pm 0,13$	$0,30 \pm 0,12$	$0,27 \pm 0,11$
$DIFF_{obalka_{SD}}$ [.]	$0,11 \pm 0,04$	$0,12 \pm 0,04$	$0,11 \pm 0,03$
$q_{obalka_{horni}}$ [.]	$0,74 \pm 0,08$	$0,70 \pm 0,06$	$0,71 \pm 0,08$
$q_{obalka_{dolni}}$ [.]	$0,46 \pm 0,13$	$0,37 \pm 0,13$	$0,44 \pm 0,15$

Tabulka F - 4: Průměrné hodnoty frekvenčních příznaků signálu RESP ve formátu $M \pm SD$

Parametr	Typ letu		
	Kříž	Tunel	Výpadek
$01Hz$ [s^2]	$0,15 \pm 0,29$	$0,16 \pm 0,19$	$0,16 \pm 0,17$
$12Hz$ [s^2]	$0,10 \pm 0,14$	$0,11 \pm 0,10$	$0,12 \pm 0,07$
$23Hz$ [s^2]	$0,09 \pm 0,05$	$0,09 \pm 0,07$	$0,09 \pm 0,09$
$34Hz$ [s^2]	$0,05 \pm 0,13$	$0,06 \pm 0,05$	$0,07 \pm 0,06$
$01Hz_{max}$ [s^2]	$19,97 \pm 33,23$	$14,84 \pm 28,31$	$18,72 \pm 37,65$
$12Hz_{max}$ [s^2]	$9,42 \pm 15,13$	$9,65 \pm 10,83$	$9,18 \pm 5,48$
$23Hz_{max}$ [s^2]	$6,71 \pm 5,26$	$6,60 \pm 8,14$	$6,61 \pm 10,18$
$34Hz_{max}$ [s^2]	$5,15 \pm 7,97$	$5,57 \pm 6,27$	$5,25 \pm 5,49$
$f_{01Hz_{max}}$ [Hz]	$0,02 \pm 0,02$	$0,02 \pm 0,02$	$0,01 \pm 0,02$
$f_{12Hz_{max}}$ [Hz]	$0,15 \pm 0,04$	$0,13 \pm 0,03$	$0,13 \pm 0,03$
$f_{23Hz_{max}}$ [Hz]	$0,24 \pm 0,03$	$0,24 \pm 0,04$	$0,23 \pm 0,03$
$f_{34Hz_{max}}$ [Hz]	$0,32 \pm 0,03$	$0,34 \pm 0,03$	$0,32 \pm 0,03$

Tabulka F - 5: Průměrné hodnoty časových příznaků signálu GSR ve formátu $M \pm SD$

Parametr	Typ letu		
	Kříž	Tunel	Výpadek
$O_{M_{AVG}}$ [.]	$0,36 \pm 0,18$	$0,35 \pm 0,20$	$0,37 \pm 0,16$
O_{M_M} [.]	$0,29 \pm 0,21$	$0,31 \pm 0,21$	$0,28 \pm 0,18$
$O_{M_{SD}}$ [.]	$0,26 \pm 0,08$	$0,25 \pm 0,08$	$0,31 \pm 0,09$
$O_{D_{AVG}}$ [s]	$2,81 \pm 1,09$	$2,76 \pm 0,92$	$3,27 \pm 1,06$
O_{D_M} [s]	$1,91 \pm 0,94$	$1,75 \pm 0,85$	$1,95 \pm 0,81$
$O_{D_{SD}}$ [s]	$2,03 \pm 0,96$	$1,96 \pm 0,73$	$2,66 \pm 1,35$
$S_{A_{AVG}}$ [.]	$0,54 \pm 0,44$	$0,56 \pm 0,45$	$0,67 \pm 0,36$

Parametr	Typ letu		
	Křiž	Tunel	Výpadek
S_{A_M} [.]	$0,31 \pm 0,39$	$0,29 \pm 0,31$	$0,33 \pm 0,33$
S_{A_SD} [.]	$0,65 \pm 0,44$	$0,65 \pm 0,48$	$0,98 \pm 0,44$
ΣO_{M_AVG} [.]	$3,01 \pm 1,70$	$3,44 \pm 2,15$	$3,20 \pm 1,55$
ΣO_{M_M} [.]	$3,11 \pm 1,91$	$3,46 \pm 2,11$	$3,23 \pm 1,84$
ΣO_{M_SD} [.]	$1,05 \pm 0,68$	$1,16 \pm 0,54$	$1,26 \pm 0,65$
ΣO_{D_AVG} [s]	$27,57 \pm 6,06$	$28,19 \pm 5,98$	$29,97 \pm 6,37$
ΣO_{D_M} [s]	$29,47 \pm 6,47$	$28,36 \pm 5,86$	$29,30 \pm 6,37$
ΣO_{D_SD} [s]	$5,07 \pm 2,07$	$5,85 \pm 2,99$	$7,01 \pm 3,41$
ΣS_{A_AVG} [.]	$4,98 \pm 3,86$	$5,92 \pm 4,14$	$5,37 \pm 3,18$
ΣS_{A_M} [.]	$4,96 \pm 3,96$	$5,69 \pm 3,85$	$4,58 \pm 3,53$
ΣS_{A_SD} [.]	$2,34 \pm 1,56$	$2,01 \pm 1,68$	$2,81 \pm 1,75$
SCL_{Δ} [.]	$2,72 \cdot 10^{-4} \pm 1,44 \cdot 10^{-4}$	$3,43 \cdot 10^{-4} \pm 1,46 \cdot 10^{-4}$	$3,23 \cdot 10^{-4} \pm 2,35 \cdot 10^{-4}$

Příloha G: Výsledky testování signálových příznaků

Tabulka G - 1: Výsledky testování hypotézy o vlivu typu letu na signálové příznaky (Friedmanův test)

Parametr	<i>p</i> -hodnota	Rozdílné třídy
HR_{Rq}	0,022	Kříž-Výpadek
HR_v	0,043	Kříž-Výpadek
TP	0,010	Kříž-Tunel, Kříž-Výpadek
OD_{AVG}	0,036	Kříž-Výpadek

Tabulka G - 2: Výsledky testování hypotézy o vlivu navigace na signálové příznaky (Friedmanův test)

Signál	Parametr	<i>p</i> -hodnota
EKG	MHR_{SD}	0,046
RESP	q_{resp}	0,036

Tabulka G - 3: Výsledky testování hypotézy o vlivu výpadku motoru na signálové příznaky (Friedmanův test)

Signál	Parametr	<i>p</i> -hodnota
EKG	RWA_{AVG}	0,014
EKG	RWA_{SD}	0,008
EKG	TWA_{SD}	0,050
EKG	NN_{SD}	0,013
EKG	HR_{SD}	0,046
EKG	HR_{Rq}	0,002
EKG	HR_v	0,020
EKG	TP	0,009
EKG	LF	0,036
EKG	MF	0,039
EKG	HF	0,017
RESP	RR_{min}	0,036
RESP	RR_v	0,050
RESP	$Shim_{resp}$	0,039
GSR	OM_{SD}	0,009
GSR	SA_{SD}	0,014

Příloha H: Výsledky testování průběhu srdeční frekvence

Tabulka H - 1: Výsledky testování hypotézy o odlišnosti HR v různých fázích v průběhu jednoho letu (Friedmanův test)

Let	Kříž	Tunel	Výpadek
p -hodnota	0,421	0,913	0,094

Tabulka H - 2: Výsledky testování hypotézy o odlišnosti HR v odpovídajících fázích různých typů letu (Friedmanův test)

Fáze letu	1	2	3	4	5
p -hodnota	0,580	0,728	0,142	0,554	0,728

Tabulka H - 3: Výsledky testování hypotézy o odlišnosti HR v odpovídajících fázích letů s různým typem navigace (Wilcoxonův test)

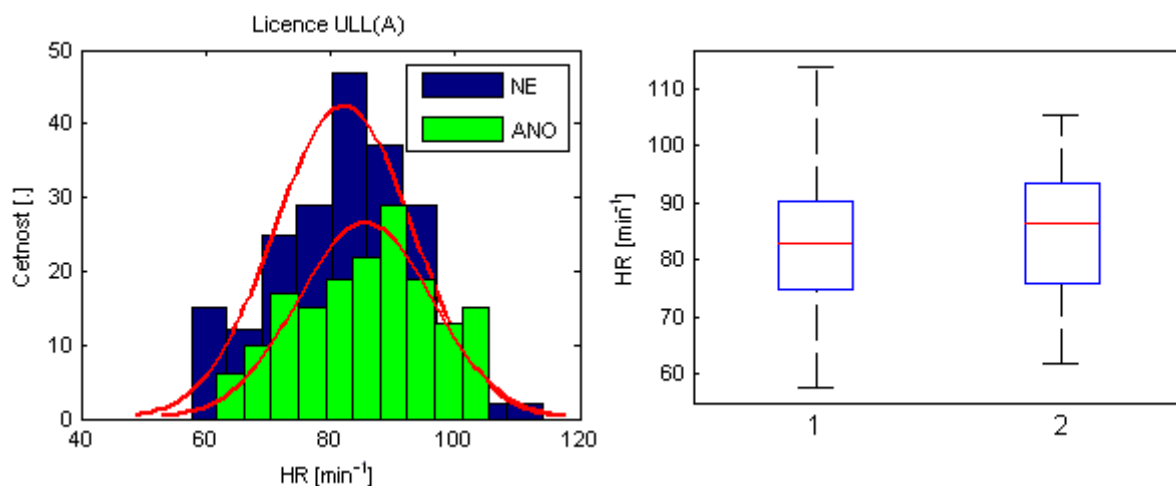
Fáze letu	1	2	3	4	5
p -hodnota	0,506	0,628	0,223	0,661	0,910

Tabulka H - 4: Výsledky testování hypotézy o odlišnosti HR v odpovídajících fázích letů bez a s přítomností výpadku motoru (Wilcoxonův test)

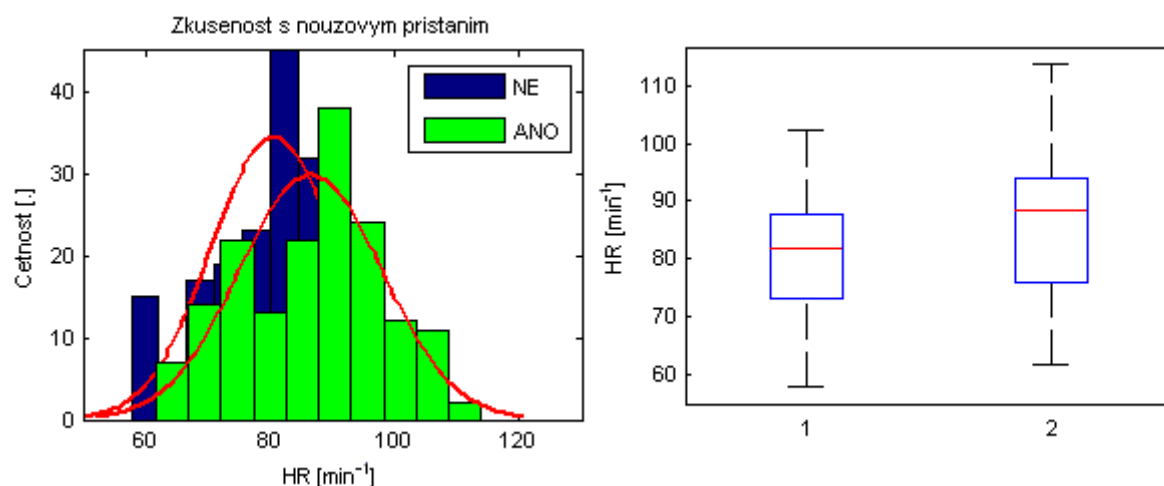
Fáze letu	1	2	3	4	5
p -hodnota	0,450	0,484	0,591	0,770	0,536

Tabulka H - 5: Výsledky testování hypotéz o vlivu různých faktorů na HR (*Mann-Whitneyho test, **Kruskal-Wallisův test)

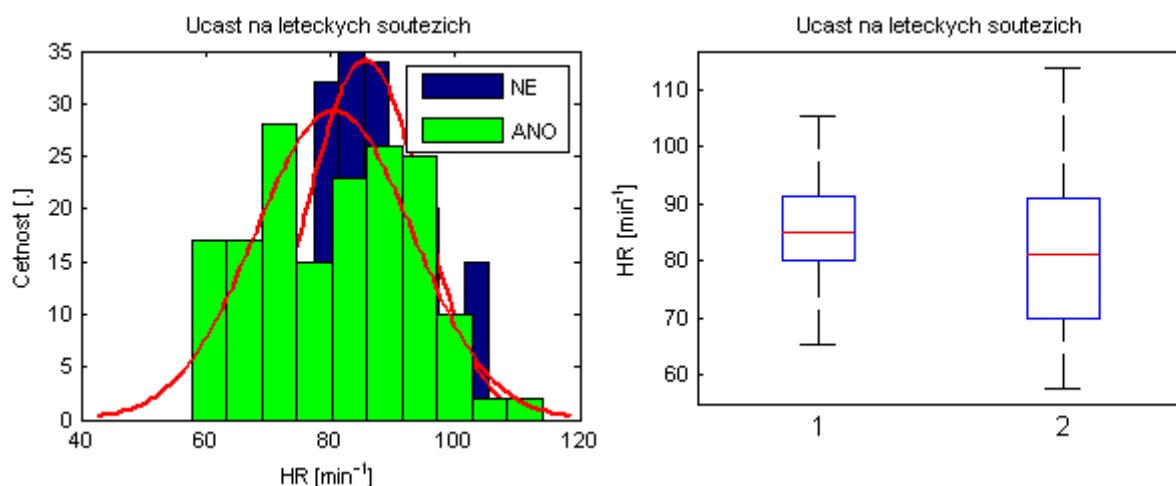
Testovaná hypotéza	p -hodnota
H_0 : HR pilotů s ULL(A) licenci se neliší od HR ostatních pilotů* H_A : Na HR má vliv typ licence pilota	$4 \cdot 10^{-3}$
H_0 : HR se neliší u skupin pilotů rozdělených dle počtu nalétaných hodin* H_A : Na HR má vliv počet nalétaných hodin pilota	$1 \cdot 10^{-6}$
H_0 : HR se neliší u skupin pilotů rozdělených dle zkušeností s nouzovým přistáním* H_A : Na HR má vliv zkušenost s nouzovým přistáním	$3 \cdot 10^{-4}$
H_0 : HR se neliší u skupin pilotů rozdělených dle používání EFIS* H_A : Na HR má vliv používání EFIS	$4 \cdot 10^{-4}$
H_0 : HR se neliší u skupin pilotů rozdělených dle dosaženého TLX score** H_A : Na HR má vliv výsledné TLX score	$7 \cdot 10^{-3}$



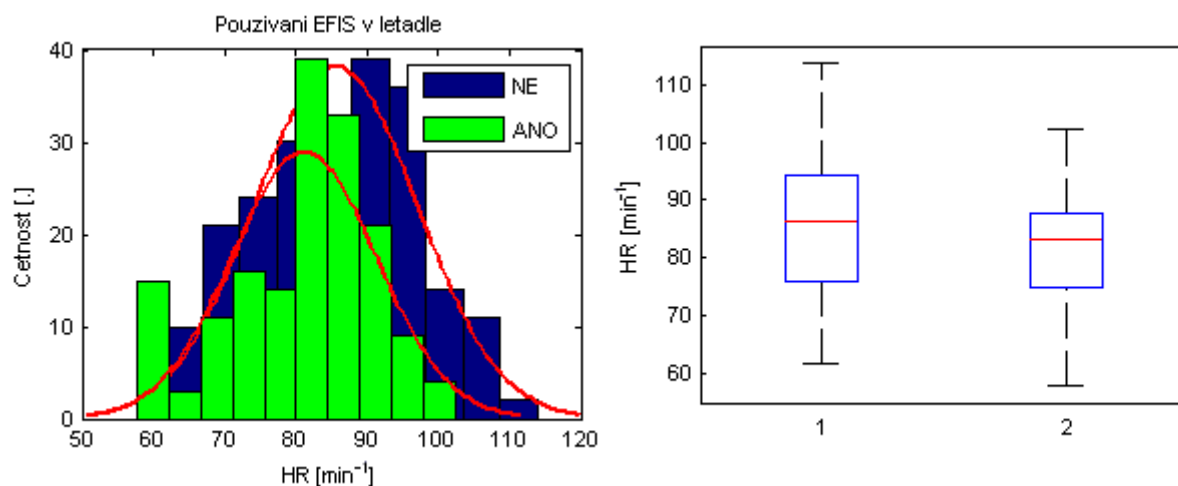
Obrázek H - 1: Vlastnictví licence ULL(A) má vliv na průběh okamžité srdeční frekvence pilota



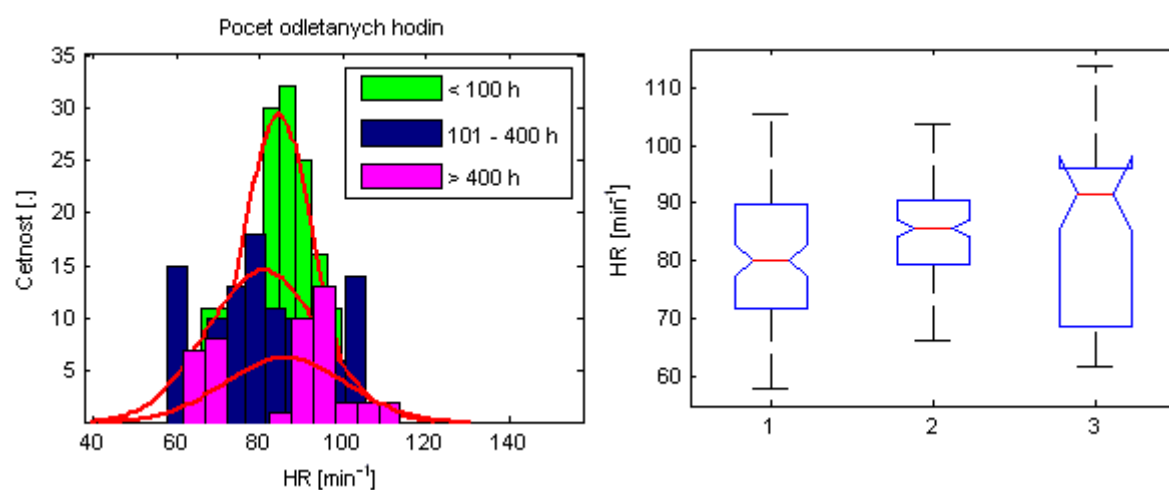
Obrázek H - 2: Zkušenost s nouzovým přistáním má vliv na průběh okamžité srdeční frekvence pilota



Obrázek H - 3: Účast na leteckých soutěžích má vliv na průběh okamžité srdeční frekvence pilota



Obrázek H - 4: Používání EFIS v letadle má vliv na průběh okamžité srdeční frekvence pilota

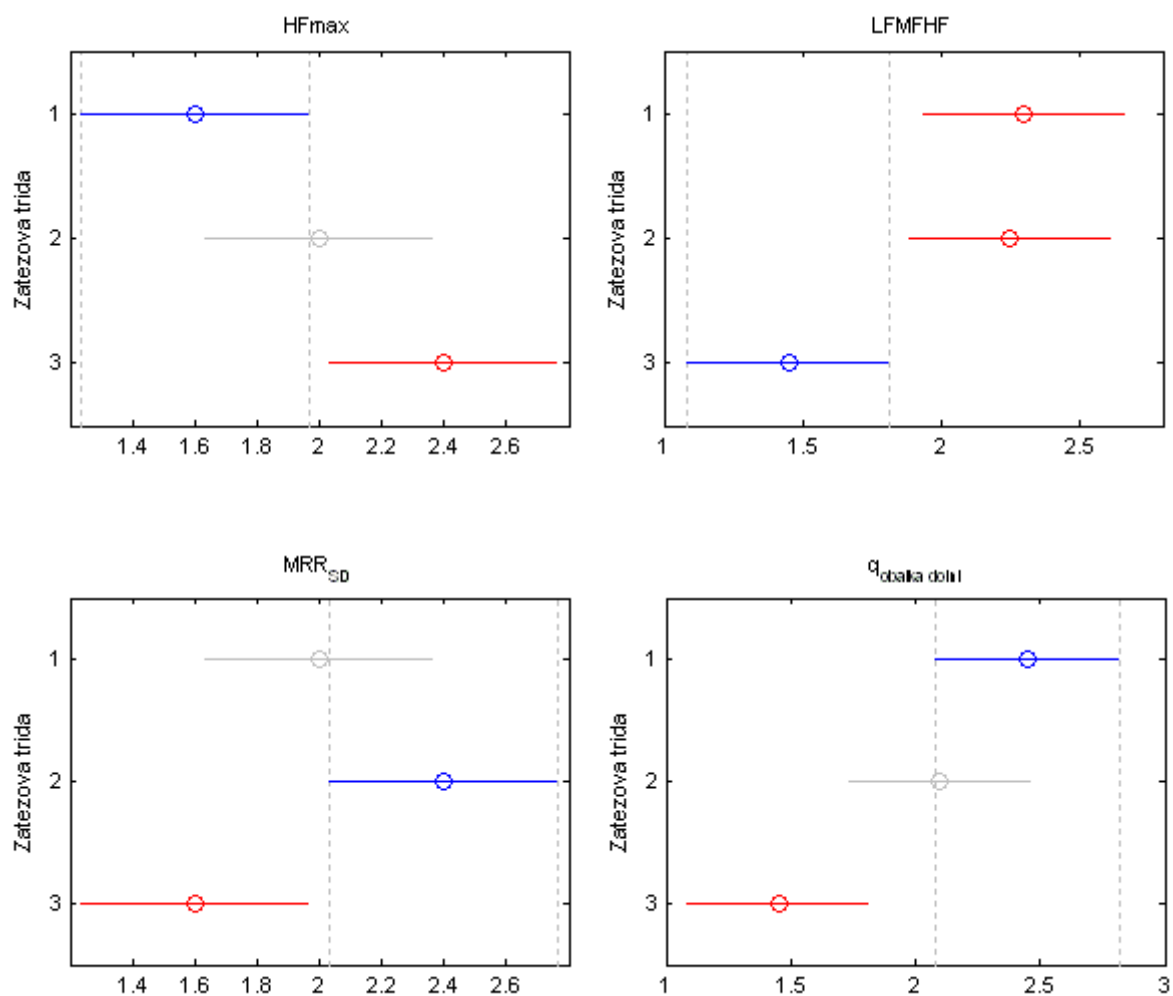


Obrázek H - 5: Počet nalétaných hodin má vliv na průběh okamžité srdeční frekvence pilota

Příloha I: Výsledky testování příznaků tříděných dle míry zátěže pilota během letu

Tabulka I - 1: Parametry s významné odlišným rozdělením v jednotlivých třídách (Friedmanův test)

Parametr	p -hodnota	Odlišnost mezi třídami
HF_{max}	0,0376	Vysoká zátěž - Mírná zátěž
$LFMFHF$	0,0094	Střední zátěž - Mírná zátěž, Vysoká zátěž - Mírná zátěž
MRR_{SD}	0,0376	Střední zátěž - Mírná zátěž
$q_{dolní_obálka}$	0,0051	Vysoká zátěž - Mírná zátěž



Obrázek I - 1: Výsledky post-hoc analýzy Friedmanova testu pro parametry s odlišným pravděpodobnostním rozdělením v zátěžových třídách (1 - Vysoká zátěž, 2 - Střední zátěž, 3 - Mírná zátěž) s barevně zvýrazněnou třídní odlišností

Tabulka I - 2: Výsledky testování hypotéz o selektovaných příznacích a letových charakteristikách pilotů

Testovaná hypotéza	Parametr	Závěr	<i>p</i> -value
Vliv počtu nalétaných hodin (Kruskal-Wallisův test)	HF_{max}	ne	0,5496
	$LFMFHF$	ne	0,0527
	MRR_{SD}	ne	0,3560
	$q_{dolní_obálka}$	ne	0,2696
Vliv zkušenosti s nouzovým přistáním (Mann-Whitneyho test)	HF_{max}	ne	0,2853
	$LFMFHF$	ne	0,6153
	MRR_{SD}	ne	0,1317
	$q_{dolní_obálka}$	ano	$1 \cdot 10^{-5}$
Vliv používání EFIS (Mann-Whitneyho test)	HF_{max}	ne	0,2839
	$LFMFHF$	ne	0,7100
	MRR_{SD}	ne	0,3470
	$q_{dolní_obálka}$	ne	0,1240

Příloha J: Výsledky klasifikace letů do zátěžových tříd

Tabulka J - 1: Typ pilotova letu klasifikovaný do třídy s vysokou zátěží a hodnoty selektovaných parametrů

Pilot	Typ letu	HF_{max} [ms ²]	LF_{norm} [%]	MRR_{SD} [min ⁻¹]	$q_{obálka_dolní}$ [.]
s001	-	-	-	-	-
s002	tunel	2,62	88	1,19	0,38
s003	-	-	-	-	-
s004	kříž	1,89	90	1,11	0,36
s005	výpadek	1,71	90	3,40	0,60
s006	tunel	3,80	82	1,83	0,34
s007	výpadek	2,91	75	1,96	0,31
s008	tunel	2,98	57	1,65	0,23
s009	tunel	4,86	72	1,20	0,26
s010	tunel	0,93	89	2,42	0,33
s011	kříž	1,66	62	3,40	0,44
s012	tunel	2,52	79	1,39	0,36
s013	tunel	1,20	94	1,90	0,69
s014	tunel	4,12	62	1,81	0,26
s015	tunel	0,65	90	1,33	0,28
s016	kříž	3,86	61	1,34	0,62
s017	výpadek	1,40	88	1,71	0,35
s018	tunel	3,37	55	1,62	0,49
s019	výpadek	4,78	64	2,61	0,70
s020	tunel	2,14	84	2,26	0,37
s021	kříž	3,48	72	1,59	0,28
s022	výpadek	2,67	61	2,63	0,42

Tabulka J - 2: Typ pilotova letu klasifikovaný do třídy se střední zátěží a hodnoty selektovaných parametrů

Pilot	Typ letu	HF_{max} [ms ²]	LF_{norm} [%]	MRR_{SD} [min ⁻¹]	$q_{obálka_dolní}$ [.]
s001	-	-	-	-	-
s002	výpadek	2,45	51	2,41	0,27
s003	-	-	-	-	-
s004	výpadek	1,89	90	1,11	0,36
s005	tunel	0,72	91	2,39	0,63

Pilot	Typ letu	HF_{max} [ms²]	LF_{norm} [%]	MRR_{SD} [min⁻¹]	$q_{obálka_dolní}$ [.]
s006	výpadek	2,12	78	2,68	0,54
s007	tunel	2,91	75	1,96	0,31
s008	kříž	1,20	74	3,09	0,28
s009	výpadek	2,66	77	1,45	0,46
s010	kříž	1,69	89	2,09	0,48
s011	tunel	4,12	70	2,69	0,30
s012	výpadek	1,90	84	1,87	0,50
s013	kříž	1,14	94	2,33	0,56
s014	kříž	3,40	68	1,93	0,27
s015	kříž	0,90	87	1,75	0,48
s016	tunel	5,93	69	1,86	0,61
s017	tunel	1,90	90	1,96	0,50
s018	výpadek	2,78	88	1,73	0,62
s019	kříž	2,86	78	2,85	0,67
s020	výpadek	2,88	86	1,79	0,41
s021	výpadek	2,27	67	2,89	0,30
s022	kříž	1,96	80	3,24	0,55

Tabulka J - 3: Typ pilotova letu klasifikovaný do třídy s mírnou zátěží a hodnoty selektovaných parametrů

Pilot	Typ letu	HF_{max} [ms²]	LF_{norm} [%]	MRR_{SD} [min⁻¹]	$q_{obálka_dolní}$ [.]
s001	-	-	-	-	-
s002	kříž	1,01	92	1,19	0,29
s003	-	-	-	-	-
s004	tunel	1,45	85	1,52	0,45
s005	kříž	0,68	92	4,95	0,66
s006	kříž	4,05	85	1,52	0,52
s007	kříž	2,05	79	1,75	0,38
s008	výpadek	2,45	76	1,96	0,55
s009	kříž	2,89	85	1,33	0,40
s010	výpadek	1,30	86	2,56	0,39
s011	výpadek	1,53	68	2,49	0,46
s012	kříž	3,57	78	1,81	0,44
s013	výpadek	0,65	95	3,62	0,77
s014	výpadek	2,55	49	1,82	0,35

Pilot	Typ letu	HF_{max} [ms²]	LF_{norm} [%]	MRR_{SD} [min⁻¹]	$q_{obálka_dolní}$ [.]
s015	výpadek	0,25	82	1,64	0,73
s016	výpadek	3,32	68	3,00	0,57
s017	kříž	2,19	90	1,98	0,50
s018	kříž	0,85	91	1,20	0,57
s019	tunel	2,61	73	2,13	0,58
s020	kříž	2,71	84	2,97	0,56
s021	tunel	3,00	80	2,03	0,34
s022	tunel	1,97	66	1,36	0,50

Tabulka J - 4: Výsledné stresové parametry

Pilot	$K_{Kříž}$	K_{Tunel}	$K_{Výpadek}$	I
s001	-	-	-	-
s002	3	2	3	8
s002	-	-	-	-
s004	3	3	3	9
s005	3	3	3	9
s006	1	1	3	5
s007	1	1	1	3
s008	2	1	1	4
s009	1	1	3	5
s010	3	3	3	9
s011	2	1	2	5
s012	1	3	1	5
s013	3	3	3	9
s014	2	2	2	6
s015	3	3	1	7
s016	2	1	2	5
s017	3	3	3	9
s018	2	3	3	8
s019	2	1	1	4
s020	3	3	3	9
s021	1	2	1	4
s022	2	1	2	5