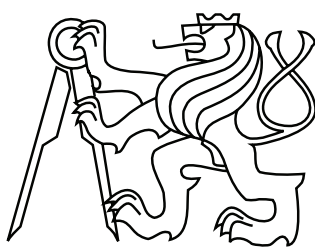


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ
OBOR BIOMEDICÍNSKÉ INŽENÝRSTVÍ



DIPLOMOVÁ PRÁCE
ANALÝZA BIOSIGNÁLŮ PRO POTŘEBY VYHODNOCENÍ
STRESOVÝCH FAKTORŮ PŘI ŘEŠENÍ EXTRÉMNÍCH
SITUACÍ V ULTRA LEHKÝCH LETADLECH

Vedoucí práce: Ing. Radek Janča
Katedra kybernetiky

červen 2013

Bc. Anna JÍCHOVÁ

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Anna J í c h o v á

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Obor: Biomedicínské inženýrství

Název tématu: Analýza biosignálů pro potřeby vyhodnocení stresových faktorů při řešení extrémních situací v ultra lehkých letadlech

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. Parametrizujte záznamy metodami signálového zpracování nebo umělé inteligence.
4. Identifikujte časové úseky vykazující známku stresu v souvislosti s režimem letu.
5. Statisticky vyhodnoťte, jakým způsobem se projevuje režim letu v závislosti na anamnéze, zkušenostech a aktuálním stavu pilota.

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

ABSTRAKT

V rámci této diplomové práce byla prostudována literatura za účelem definovat stresové projevy člověka. Byla sestavena metodika pro měření vhodných biologických ukazatelů stresu. Měření proběhlo na skupině dvaceti pilotů při simulovaném letu. Bylo třeba zjistit, zda existuje signifikantní rozdíl mezi letem bez využití funkce elektronického přistávacího asistenta a s jeho využitím. Byly zaznamenány biologické signály jako elektrokardiogram, elektrodermální aktivita a respirace. Tyto signály byly segmentovány pomocí letových záznamů. Jednotlivé segmenty byly parametrizovány metodami signálového zpracování. Pomocí vícerozměrné analýzy rozptylu byly identifikovány časové úseky vykazující známky stresu. Podle výsledků není rozdíl v míře stresu při využití funkce elektronického přistávacího asistenta. Což je způsobeno téměř jistě nízkým konečným počtem subjektů ve finální analýze.

KLÍČOVÁ SLOVA

Bezpečnost letecké dopravy, ultralehká letadla, stres, signálové zpracování, ANOVA

ABSTRACT

This master's thesis is focused on study of literature to define expressions of mental stress. Methods were created for measurement of appropriate biological indicators of mental stress. Measurement was carried out on group of twenty pilots during simulated flight. It was necessary to find out if exist a significant difference between flights without using of electronic landing assistant function and with using this function. Biological signals such as electrocardiogram, electro dermal activity and respiration were recorded. These signals were segmented using flight records. Individual segments were parameterized by methods of signal processing. Time sections showing signs of mental stress were identified by multivariate analysis of variance. According to the results there is no difference in the level of stress while electronic landing assistant is used. This is caused by low number of subjects for the final statistical analysis.

KEYWORDS

Aviation safety, ultra light aircrafts, mental stress, signal processing, ANOVA

PROHLÁŠENÍ

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

V Praze dne

9.5.2013

Anna Jichová

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Chtěla bych poděkovat vedoucímu práce Ing. Radku Jančovi za připomínky a pomoc při zpracování této práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Ondřeji Brůnovi za možnost se podílet na práci v tomto projektu. Děkuji také Ing. Tereze Tykalové za konzultace při statistickém zpracování. . . .

Obsah

1	Úvod	9
1.1	Úvod do problematiky	9
1.2	Motivace	10
1.3	Rešerše	11
1.3.1	Stres	12
1.3.2	Kvantifikace stresu řidiče	12
1.3.3	Služba elektronického zdravotnictví k identifikaci stresu	13
1.3.4	Klasifikace subjektů s vyšším stupněm stresu	13
1.3.5	Monitorování duševní zátěže v simulátoru automobilu	14
1.3.6	Realizace detektoru stresu	15
1.3.7	Měření biosignálů pro posouzení duševní zátěže	16
1.3.8	Systém monitorování duševního stavu	17
1.3.9	Efekt stresu na fyziologické parametry	18
1.3.10	Analýza a klasifikace emocí ze signálu respirace	19
1.4	Letová simulace	20
1.4.1	Systém vizualizace	20
1.4.2	Pohyb simulátoru	23
2	Data a metody	25
2.1	Parametry simulátoru	25
2.1.1	Pohyblivá základna	25
2.1.2	Kabina pilota	26
2.1.3	Obslužný terminál	27
2.2	Databáze pilotů	27
2.2.1	Dotazníky	29
2.3	Experiment a metodika	32
2.3.1	Průběh měření	33
2.3.2	Měření biologické signály	34
2.4	Letová telemetrie	41

2.5	Metody zpracování signálů	42
2.5.1	Zpracování signálu EKG	43
2.5.2	Zpracování signálu EDA	45
2.5.3	Zpracování záznamu respirační činnosti	48
2.5.4	Zpracování signálu vedení nervového vzruchu ulnárním nervem	49
2.5.5	Zpracování reakční doby	50
2.6	Statistické metody	51
2.6.1	Analýza rozptylu - ANOVA	51
3	Výsledky	54
3.1	Výsledky detekce	54
3.2	Výsledky parametrizace	56
3.3	Výsledky analýzy ANOVA	57
3.3.1	Výsledky ANOVA - celá skupina	59
3.3.2	Výsledky ANOVA - skupina kopírující trajektorii ELA	62
3.3.3	Výsledky ANOVA - skupina nekopírující trajektorii ELA . . .	66
3.3.4	Shrnutí výsledků analýzy ANOVA	68
3.4	Určení úseků vykazujících známky stresu	69
3.5	Statistické vyhodnocení projevu letu v závislosti na parametrech sub- jektu	70
	Závěr	72
	Použité zdroje	76
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	83
	Seznam obrázků	86
	Seznam tabulek	89
	PŘÍLOHY	I
	A Dokumenty k provedení experimentu	I

A.1	Informovaný souhlas	I
A.2	Dotazník zdravotního stavu	III
B	Synchronizace a párování dat	IV
C	Grafy předběžného hodnocení - skupina kopírující ELA	VII
C.1	Grafy - parametry HRV	VII
C.2	Grafy - parametry respirace	XII
D	Signifikantní výsledky jednorozměrné analýzy ANOVA	XX
D.1	Výsledky ANOVA - celá skupina	XX
D.2	Výsledky ANOVA - skupina kopírující trajektorii ELA	XXIII
D.3	Výsledky ANOVA - skupina nekopírující trajektorii ELA	XXVIII

1 Úvod

1.1 Úvod do problematiky

V souvislosti s tím, jak meziročně stoupá celkový počet letů, vzrůstá i potřeba zvyšování bezpečnosti. Celkový počet nehod u letadel s maximální schválenou vzletovou hmotností do 2250 kg se sice velmi pomalu snižuje, nicméně počet smrtelných nehod se zvýšil oproti roku 2010 v roce 2011 o 13,7% [1]. Komplexní projekt se týká zvyšování bezpečnosti při pilotování letadel v této kategorii.

K dispozici je simulátor lehkého a ultra-lehkého sportovního letadla s pohyblivou základnou. Katedra elektrických pohonů a trakce, FEL, ČVUT v Praze ve spolupráci s firmou Pragolet, s.r.o. připravuje projekt náhrady hydraulických aktuátorů elektrickými při zachování jeho dynamických a statických vlastností [2]. Simulátor je využíván na Katedře měření, FEL, ČVUT v Praze pro účely dalších projektů.

Pro účely níže popsaného experimentu simuluje chování jednomotorového, čtyřsedadlového letounu Cesna 172. Testuje se na něm navigační funkce, která je součástí kompletního systému EFIS (*Electronic Flight Information System*). Ten je vyvíjen na Katedře měření a slouží pilotům pro sledování všech letových parametrů. Zvyšuje tak spolehlivost a bezpečnost letu [3]. Samotná navigační funkce slouží k bezpečnému vedení pilota v extrémních situacích, jako je náhlý výpadek motoru. Funguje tak, aby pilot nemusel v této situaci sledovat nic jiného než displej s výstupy systému EFIS. Jde o systém EFIS s funkcí ELA (*Electronic Landing Assitattnt*).

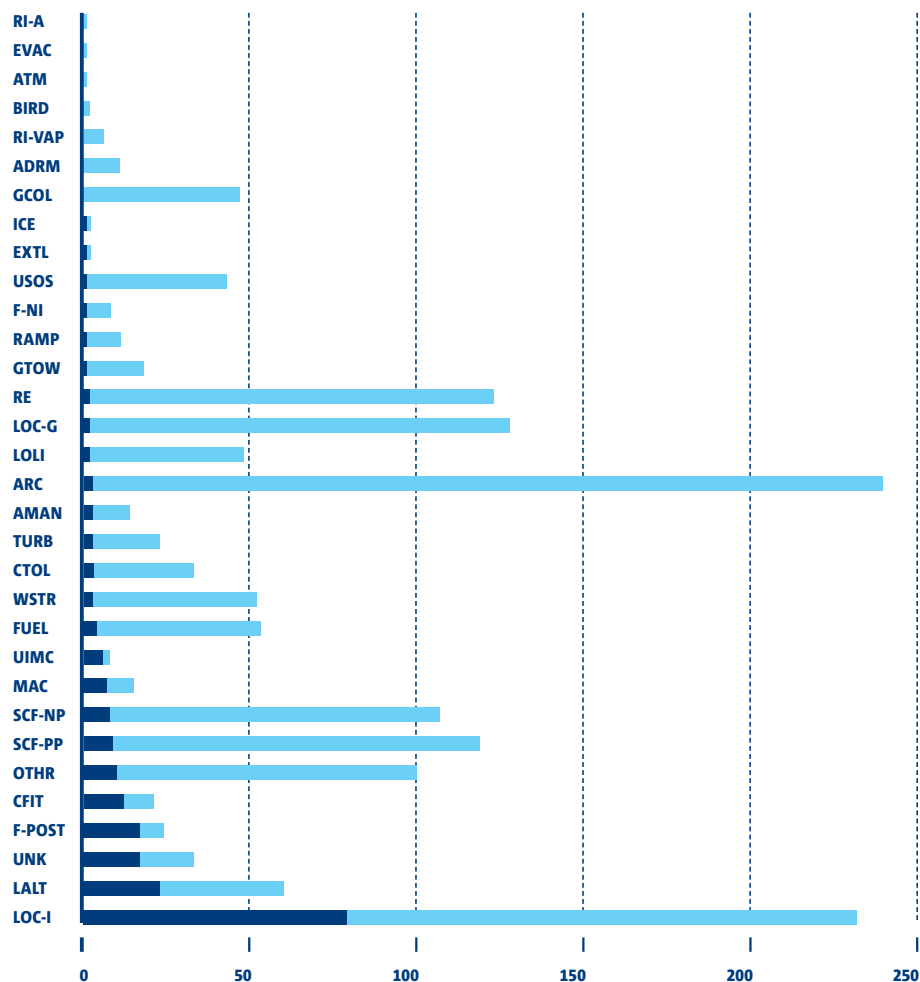
Reakce pilotů v extrémních situacích jsou odlišné. Je třeba zjistit, zda potíže vzniklé v této situaci lze řešit pomocí ELA. Jedním z parametrů hodnotící účinnost této funkce je stres. Snahou tak je objektivně zhodnotit rozdíl v parametrech charakterizujících stres. Otázkou je, zda se změni parametry stresu v případě, kdy řešení extrémní situace poskytne ELA namísto samotného pilota. Za tímto účelem bude prostudována literatura a dle ní definovány stresové projevy člověka. Dále budou při simulovaném letu snímány biologické signály, ty budou následně parametrizovány metodami signálového zpracování. V biologických signálech budou identifikovány časové úseky vykazující známky stresu a zjišťován rozdíl při využití funkce ELA.

1.2 Motivace

Dle výroční zprávy Evropské agentury pro bezpečnost letectví se nejvíce smrtelných nehod stává díky ztrátě kontroly za letu (viz LOC-I na obr. 1.1). Do této kategorie nehod spadá dle definice také prostorová dezorientace pilota [4]. Tento stav hrozí zejména u letadel bez navigačních prvků. Piloti spadající do zkoumané kategorie se orientují převážně pohledem z okna. Výstupy systému EFIS obvykle nemají k dispozici. Cílem je navigovat pilota na nejbezpečnější přistávací plochu po přesně vypočtené dráze příslušnou rychlostí bez nutnosti sledovat okolí. Pilot v extrémní situaci má tak zvýšenou pravděpodobnost vyhnout se rozrušení a předejít tak vlastní dezorientaci.

Přibývání smrtelných nehod vedlo k vývoji EFIS s funkcí ELA. Některá na první pohled užitečná zařízení se nepodaří zavést do praxe. Je to způsobeno nevhodným řešením pro koncového uživatele. Důležité je i vyhnout se spekulacím o funkčnosti vzhledem, k záměru snížit počet nehod. To jsou dva hlavní důvody, proč se měření bude účastnit co největší množství pilotů. Jejich výsledky při použití navigace budou objektivně hodnocené. Zároveň testování piloti poskytnou také vlastní subjektivní hodnocení.

K experimentu, jehož výstupy budou vhodné pro objektivní hodnocení stresu je zapotřebí navrhnout vhodnou metodiku. Navržena bude podle provedené rešerše a experimentálního zkoušení reálné měřitelnosti signálů v prostředí simulátoru. Pomocí navržené metodiky bude získána databáze biologických signálů dvaceti pilotů. Na tyto signály budou aplikovány metody signálového zpracování a také v těchto signálech budou identifikovány úseky nadměrné negativní zátěže (distresu).



Obr. 1.1: Kategorie nehod s následkem smrti (tmavě modrá) a bez něj (světle modrá) u letadel s maximální schválenou vzletovou hmotností do 2250 kg, převzato včetně zkratk z [1].

1.3 Rešerše

Jaké jsou možnosti objektivního hodnocení stresu? Rešerše je zaměřena na dvě otázky. Jak stres měřit je první. Druhá pak, jak jej identifikovat. Otázka přizpůsobení měření v simulátoru bude řešena experimentálně. Ideálně bude sestaven experiment za pomoci již publikovaných řešení. Při zjišťování úrovně stresu a identifikaci stresujících částí letu je zapotřebí nejdříve vědět jak se stres projevuje a čím je to způsobeno. Následně bude uvedeno několik prací, zabývajících se související tematikou.

1.3.1 Stres

Stres se tedy projevuje různě. Vzniká činností autonomního nervového systému, tzn. činností sympatického a parasympatického nervstva. Sympatický nervový systém aktivuje a uvolňuje stresové hormony. Během relaxace parasympatický systém vykonává reverzní reakci a hladina stresových hormonů se vrací do normálního stavu. Vyváženost činnosti autonomního nervového systému se reflektuje do variability srdečního rytmu. Srdeční i dechová frekvence je analogicky řízena autonomním nervstvem [15], [11], [14].

1.3.2 Kvantifikace stresu řidiče

Práce Jennifer Healey je zpracována jako otevřená výzva k řešení problému kvantifikace a detekce stresu. Práce byla publikována na kanadské biomedicíské konferenci. Pro kvantifikaci stresu, byly měřeny biologické signály. V tomto případě byly měřeny čtyři, během řízení automobilu. Šlo o vodivost kůže, měřené na pokožce klenby levého chodidla. Srdeční činnost byla zaznamenávána pomocí fotopletysmografie a záznamu EKG. Záznam fotopletysmografu byl určen ke zjištění variability srdečního rytmu. Fotopletysmograf byl připevněn standardně na prstu řidiče a elektrody pro snímání EKG na jeho hrudníku. Respirační aktivita byla snímána pomocí hrudního pásu umístěného přes bránici. Hrudní pás využíval k měření Hallova senzoru. Měřena byla také svalová aktivita trapézového svalu, na něm byly umístěny snímací elektrody [6].

Protože bylo měření prováděno během delší doby, musel být sestaven také detektor hovoru. Algoritmus pro vyhodnocení respirace tedy detekoval oblasti nádech, výdechu a hovoru. Takto zpracovaná data poslouží k vývoji algoritmu pro rozpoznání stresu řidiče, fyzické únavy a klidného stavu [6]. Další postupy jsou uvedeny v [7] a [8], lze se v těchto publikacích setkat například s využitím analýzy rozptylu.

Autoři publikace využívají k objektivnímu hodnocení stresu měření biosignálů. Stres plánují rozpoznávat ze signálů respirace, fotopletysmografu, EKG a ze signálu kožní vodivosti. Publikovány jsou zde také základní metody zpracování získaných biologických signálů. Tím tato práce přispěla k sestavení metodiky experimentu

a nastínila řešení zpracování biologických signálů. Společně s dalšími publikacemi autorské dvojice Jennifer Healey a Rosalind Picard.

1.3.3 Služba elektronického zdravotnictví k identifikaci stresu

Tato služba byla vyvíjena za účelem minimalizovat náklady na elektronické zdravotnictví. Publikována byla v anglickém Cambridge na sympóziu medicínských zařízení a biosenzorů. Využívá vzájemných vztahů variability srdečního rytmu a SRI skóre. SRI (*Stress response Inventory*) je dotazník zahrnující emocionální, somatické, kognitivní a behaviorální reakce na stres. Toto měřítko se využívá v klinické praxi. Systém pro identifikaci stresu využívá přenosný měřič EKG a dotazník v mobilním zařízení. Zabývá se především korelací mezi objektivním a subjektivním hodnocením stresu. V publikaci se o stresu hovoří jako o dlouhodobé záležitosti několika týdnů. O přítomnosti stresu se rozhoduje podle dostupné medicínské ontologie [10].

Tato práce velmi dobře prokazuje důležitost měření srdeční činnosti při identifikaci stresu. Autoři byli schopni k identifikaci stresu využít tento záznam jako jediné objektivní měření. Konečné identifikace stresu dosáhli pomocí dotazníku a měření EKG. Toto řešení bylo přínosné právě v tomto ohledu, k subjektivnímu hodnocení stresu je v prováděném experimentu využít standardizovaný dotazník viz níže v 2.2.1.

1.3.4 Klasifikace subjektů s vyšším stupněm stresu

Tato publikace Kima Desoka zveřejněná v rámci Vancouverské konference popisuje jak pomocí variability srdečního rytmu (HRV) lze odhadnout úroveň stresu. Datábase testovaných subjektů byla rozdělena podle úrovně stresu do dvou skupin. Toto rozdělení proběhlo na základě subjekty uváděné úrovně stresu. Celé měření probíhalo čtrnáct dní. Subjekty během každého dne dělali tříminutové záznamy srdeční činnosti pomocí fotopletysmografu a na konci těchto čtrnácti dní vyplnili SRI dotazník [11].

Ze záznamu variability srdečního rytmu bylo extrahováno čtrnáct příznaků. Například střední hodnota HRV, variační koeficient, počet tepů s vysokou frekvencí,

nízkou frekvencí, poměr tepů s nízkou a vysokou frekvencí atd. Na základě těchto příznaků a konečného SRI skóre byly subjekty opět rozděleny do dvou skupin podle úrovně stresu. Rozděleny byly metodou shlukování, založené na Eukleidovské metrice [11].

Způsob řešení v této publikaci naznačuje především způsob zpracování signálů z databáze za účelem identifikace stresu. Především z hlediska metod parametrizace signálu HRV a statistického vyhodnocení těchto parametrů. Obdobné způsoby parametrizace a statistických metod jsou využité též v publikacích [34] a [35].

1.3.5 Monitorování duševní zátěže v simulátoru automobilu

Publikace autorů Brookhuise a Waarda z holandských technických univerzit uvádí, že úsilí řidiče je možné zaznamenat pomocí dotazníku, ve většině případů, ale současně se změny projevují ve fyziologickém měření. Měřeny byly signály mozku (EEG) a srdce (EKG) za účelem zjištění variability srdečního rytmu a reakce mozku na vizuální evokovaný potenciál (VEP) [12].

VEP byl korelován s procentuálním vyjádřením času zavřených očních víček. Proti řidiči byla vedle volantů umístěna kamera a blikající světla. Jízda byla rozdělena na fáze a ty byly porovnány z hlediska simulované jízdy a reálné jízdy, prokázalo se, že srdeční frekvence při simulované jízdě je průměrně o 15 tepů za minutu nižší než srdeční frekvence při reálné jízdě [12]. Tímto byl vyřešen problém monitoringu [12].

Publikace neuvádí konkrétní možnosti identifikace stresu společně s výsledky. Nicméně se její autoři uchýlili k řešení obdobného problému pomocí měření biologických signálů. Signál EEG je využíván k identifikaci či kvantifikaci stresu velmi často. Využit byl také v několika publikacích níže. Na popud této a obdobných publikací bylo experimentálně zjištěno, že měření EEG není možné v prostředí pohyblivého simulátoru. Signál EEG pro měření v takovýchto podmínkách nemá dostatečný výkon.

Kvůli jiným analýzám v rámci celého komplexního projektu, byla na vhodné místo před pilota umístěna kamera. Z videozáznamu je patrné, kdy pilot sleduje výstupy EFIS a kdy sleduje simulovaný výhled z kabiny. To by bylo možné jinými analýzami procentuálně vyjádřit analogicky jako v popsané publikaci. Díky ní tedy

byla do kabiny umístěna kamera a byly experimentálně zjištěny možnosti měření signálu EEG.

1.3.6 Realizace detektoru stresu

Experiment popisuje publikace kolektivu autorů z floridské univerzity. Při probíhajícímu testu („*Stroop test*“) byl měřen fotopletysmografický signál, galvanická kožní odezva (GSR) a průměr oční pupily. V testu („*Stroop test*“) jde v zásadě o to, aby subjekt například řekl jakou barvu má text a nehleděl na jeho význam. Tento test má větší množství variant, jedna z nich je na obr. 1.2, na vyjmenování barev byl stanoven časový limit. Subjekt měl před sebou časový odpočet. S pomocí tohoto testu byl vyvolán stres [13].



Obr. 1.2: Ukázka testování pomocí nástroje „*Stroop test*“.

Parametrizovali úseky signálu HRV, úseky byly rozděleny do tří frekvenčních pásem. Velmi nízká frekvence (0,00 - 0,04 Hz), nízká frekvence (0,05 - 0,15 Hz) a vysoká frekvence (0,16 - 0,40 Hz). Pásmo nízké frekvence reprezentuje činnost sympatiku a pásmo vysoké frekvence činnost parasympatiku. Pásmo s velmi nízkou frekvencí bylo z hodnocení vyřazeno [13].

Ze signálů byly extrahovány příznaky. Z fotopletysmografického signálu byla zjištěna variabilita srdečního rytmu a její výkonové spektrum. Jednalo se například o tyto parametry: poměr úseků s vysokou a nízkou srdeční frekvencí, průměrnou tepovou frekvenci, směrodatnou odchylku a amplitudu dané periody fotopletysmografického signálu. V signálu GSR, byly detekovány výrazné změny, odezvy. Jako příznaky byly zvoleny počet odezev, střední hodnota GSR, amplituda odezvy, energie odezvy a doba nárůstu odezvy. Ze záznamu oční pupily, byl extrahován jediný příznak, a to průměrný poloměr pupily [13].

Stres byl klasifikován pomocí metody strojového učení, *Support Vector Machine* (SVM). Do trénovací množiny zařadili jako stresované subjekty ty, které měli náročnější formu testu. Jako nestresované subjekty byly označeny ty s velice jednoduchou úrovní testu, kdy se barva textu a jeho význam shodovaly. [13]. Jde o příklad využití metod umělé inteligence a vytvoření trénovací množiny. Takovouto trénovací množinu není možné analogicky vytvořit pro experiment.

V tomto a několika dalších řešeních [34] a [35], byly také publikovány vlivy sympatiku a parasympatiku. Ty ovlivňují snímanou tepovou frekvenci a rozdělením HRV do frekvenčních pásem bude možné zjistit podle poměru nízké a vysoké frekvence převládající činnosti dané součásti autonomního nervstva v úseku biosignálu. Z publikace byly převzaty některé typy parametrizace signálů HRV. V publikaci není uvedeno umístění elektrod pro snímání GSR, právě umístění elektrod pravděpodobně zapříčinilo, že není možné použít obdobnou parametrizaci signálu GSR.

1.3.7 Měření biosignálů pro posouzení duševní zátěže

V této publikaci [14] pocházející od autorů z univerzity v Římě byly signály mozku (EEG), signál srdce (EKG), záznam očních pohybů (EOG), galvanická kožní odezva (GSR) a záznam respirační činnosti využity v reálném čase pro identifikaci psychického vypětí a únavy.

Byl zohledněn fakt, že pilot řídí komplexnější zařízení než řidič automobilu. Musí zpracovat větší množství údajů za kratší čas a rozhodnout se co v extrémní situaci udělá. Publikace uvádí psychické vypětí a mentální únavu jako stěžejní problém při rozhodování. Při testování pilotů bylo použito větší množství podnětů než při testování řidičů. Vzhledem k vzájemnému ovlivnění dechové aktivity a srdeční frekvence bylo uvedeno, že záznam respirace není vhodným stresovým parametrem [14].

Signál EEG byl zpracováván pomocí výkonových map jednotlivých frekvenčních pásem. Byly sledovány změny během vyvolaných extrémních situacích [14]. Publikované řešení velmi podrobně popisuje jednotlivá frekvenční pásma v souvislosti s mentální únavou a ostatními parametry zkoumaného subjektu.

Ze signálu EOG byly vytvořeny časové řady představující variabilitu frekvence mrkání, variabilitu trvání mrknutí a latenci mrkání. EOG signál byl využit k identi-

fikaci úseků s vyšší únavou. Při soustředění na řešení extrémní situace se frekvence mrkání snižuje. Menší a kratší mrkání se projevuje při zvýšené zátěži [14]. Další zpracování se týká podrobného zpracování signálů EEG a kvantifikace stresu právě pomocí signálu EEG. Signál EEG není v prostředí simulátoru měřitelný

Při návrhu metodiky experimentu bylo uvažováno o měřených biologických signálech. Měřitelnost některých např. EEG byla zjištěna experimentálně. Uvažováno bylo také měření EOG, popsaná publikace neuvádí jakým způsobem je upraven signál EOG, aby bylo možné detekovat mrkání. Signál EOG je záznam změn elektrického napětí, které nastanou pohybem oční bulvy, ale mrkání je pohyb očního víčka. Pro možnost detekce mrkání spolu se sledováním pohybu očí byla tedy do kabiny pilota jako vhodnější řešení umístěna kamera. Videozáznamy budou sloužit k jiným druhům analýz v rámci projektu. V experimentu, stejně jako v této publikaci bude měřen signál GSR, EKG a respirační činnost. V uvedené publikaci byl záznam respirace ze zpracování vyřazen proto, že měřený subjekt během měření hovořil.

1.3.8 Systém monitorování duševního stavu

Systém byl vyvíjen na Mälardalenské univerzitě ve Švédsku. K danému účelu bylo snímáno EKG, EOG, EEG a pulzní oxymetrie. V EKG signálu byl detekován QRS komplex a díky jednotlivým R-R intervalům sestaven signál variability srdečního rytmu a signál zobrazující variabilitu doby trvání R-R intervalů (IBI) [15].

Nejprve byly extrahovány vhodné příznaky. Jednalo se o statistické veličiny jako střední hodnota R-R intervalů, směrodatná odchylka atd. Příznaky byly extrahovány v časové i frekvenční oblasti. Přesněji z výkonové spektrální hustoty HRV, spektrum je rozděleno do několika frekvenčních pásem. Ultra nízké frekvence (ULF $\leq 0,003$ Hz), velmi nízké frekvence (VLF 0,003 - 0,04 Hz) a vysoké frekvence (HF 0,15 - 0,4 Hz). Příznaky extrahované ve frekvenční oblasti byly podobné jako v 1.3.6.

Příznakům z obou oblastí byla stanovena váha od jedné do desíti. Pomocí těchto vah a výpočtu lokální podobnosti byla vypočtena podobnost se známým případem v databázi. Lokální podobnost byla vypočtena pomocí Eukleidovské vzdálenosti. Pomocí příznaků byl tak popsán nový případ k porovnání s databází, v níž byly nale-

zeny nejpodobnější pomocí kNN algoritmu (k-nejbližších sousedů). Bylo rozhodnuto autory, že pro klasifikaci stresu, ze všech měřených signálů využijí jen EKG [15].

Tato a další publikace, např. [34] a [35], také využívá parametrizace ve frekvenční oblasti. K určení převládající činnosti autonomního nervstva je jako parametr úseku signálu volen poměr nízké a vysoké frekvence. Zajímavé je využití vah pro jednotlivé parametry. Bohužel práce nepopisuje systém určení těchto vah. Publikace také nabízí další metodu umělé inteligence, využití kNN algoritmu ke klasifikaci stresu. Z publikace byly převzaty především metody parametrizace.

1.3.9 Efekt stresu na fyziologické parametry

Tento projekt řešil kolektiv autorů Ogorevc, Podlesek, Geršak a Drnovšek z univerzity v Lublani. Ke zjištění efektu stresu byly snímány biologické signály při plnění úlohy *Stroop test*, jeho systém je stručně popsán v 1.3.6. Dále při plnění matematického testu a fyzického testu [17].

Bylo měřeno velké množství hemodynamických parametrů. Z kontinuálního měření krevního tlaku byly zároveň získány hodnoty srdeční frekvence, systolického, diastolického a středního arteriálního tlaku pro každý R-R interval. Krevní tlak byl měřen pomocí dvou malých manžet na dvou prstech levé ruky [17].

Další měřenou veličinou byla kožní vodivost zaznamenávána na konečcích prstů levé ruky pomocí systému Biopac MP1150. Měřena byla také teplota pokožky na malíčku levé ruky. Tepelný výkon byl měřen senzorem na paži, toto měření se ukázalo jako nepoužitelné [17].

Data byla statisticky zpracována. Průměrná relativní změna ve fyziologických parametrech (při porovnání s klidovým signálem) byla počítána během každé části experimentu pro každý subjekt. Změna ve fyziologických parametrech byla porovnána s hodnotou nula pomocí Wilcoxonova testu. Během tří fází testování se změny v biologických signálech ukázaly být statisticky významné ($p < 0,05$), a to ve všech studovaných parametrech [17].

Krevní tlak ve všech částech testování stoupl průměrně o 11,33%. Srdeční frekvence stoupla průměrně o 18,01%. Významná se ukázala být korelace mezi odhadnutou koncentrací a zvyšováním krevního tlaku, ale obecně se neprokázala významná

korelace mezi odhadnutými (z dotazníku) a naměřenými parametry [17].

Tato práce je v zásadě stěžejní pro experiment. Prokazuje, že stres je možné objektivně měřit pomocí biologických signálů. Ačkoli byl využit jiný dotazník, prokazuje, že subjektivní a objektivní hodnocení nemusí být korelované. To však záleží na systému dotazování. V prostředí simulátoru by nejspíše nebylo možné kontinuálně měřit krevní tlak, zejména proto, že se měří na prstech. Účastníci experimentu používají jednotlivé prsty k ovládání směrových a výškových klapek. Dále byly v publikaci využity některé statistické metody. Práce byla inspirací pro výběr měřených biologických signálů a statistických metod. Nicméně nebyl pochopen význam Wilcoxonova testu proti nulové hodnotě.

1.3.10 Analýza a klasifikace emocí ze signálu respirace

Publikace vědeckých pracovníků z Taiwanské státní univerzity Cheng Kung se zabývá automatickou segmentací signálu respirace za účelem rozlišení emočního stavu. Studie navrhuje metodiku pro extrakci segmentů fyziologického záznamu, který reflektuje lidské emoce. Po extrakci těchto segmentů byly z extrahovány příznaky a pomocí kNN algoritmu a neuronové sítě klasifikován emoční stav [33].

Jako signál reflektující lidské emoce byl využit záznam respirační činnosti. Respirační činnost je také řízena autonomním nervstvem z prodloužené míchy, podobně jako tepová frekvence. Autoři signál respirační činnosti označují jako nejvíce resistivní vůči pohybovým artefaktům. Také se odkazují na prokázané korelace mezi emočním stavem a respirací. Záznam respirace byl jediný snímaný biologický signál [33].

Každý subjekt, před zahájením tohoto publikovaného experimentu vyplnil dotazník, který vypovídal o jeho duševním rozpoložení. Následně mu byl kolem hrudníku umístěn snímací pás a byl usazen aby byla nasnímana klidová respirační činnost. Následně v pěti intervalech sledoval film s hudbou na pozadí, tyto filmy navozovaly u subjektu postupně lásku, radost, smutek, vztek a strach. Tímto způsobem proběhl experiment během pěti měsíců u 33 osob [33].

Následně je popsán postup automatické segmentace a postup extrakce příznaků z nalezených kvazihomogenních segmentů. Ze záznamu respirace byly extrahovány

příznaky jako CPVS (*Confidence Peak-Valley Series*), což je průměr rozdílů amplitud jednotlivých dechových cyklů v segmentu a další parametr je směrodatná odchylka těchto rozdílů. V časové oblasti bylo extrahováno ještě několik dalších příznaků. Z frekvenční oblasti byl odečten například výkon v jednotlivých frekvenčních pásmech [33]. Možnosti extrakce příznaků ze záznamu respirace je největší přínos této publikace.

1.4 Letová simulace

Simulace a realita se zásadně liší. Nejméně v tom, že při simulaci reálně nehrozí nebezpečí např. pádu letadla. Pilotovi nehrozí reálné nebezpečí, a tím méně se projevuje jeho stres. Simulace je realizována zrakovým, pohybovým a akustickým vjemem. Tyto vjemy, v případě tohoto konkrétního experimentu, co nejvěrněji simulují chování reálného letadla Cessna 172 viz obr. 1.3.



Obr. 1.3: Reálné letadlo Cessna 172.

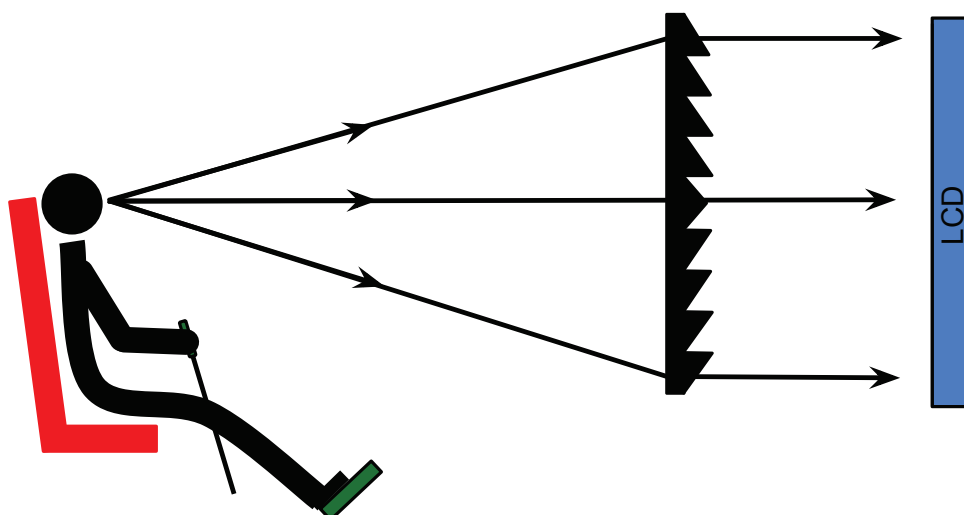
1.4.1 Systém vizualizace

Podle informací o poloze letadla je generován obraz výhledu z kabiny letadla. Zároveň může být generován obraz přístrojové desky a některé části interiéru kabiny. Aby byl výhled reálný, je zvoleno zobrazení s kolimací, princip kolimace je patrný na obr. 1.4. Systém vizualizace je tedy rozdělen na zobrazovací systém a generátor obrazu. Logicky zobrazovací systém zobrazuje generovaný obraz [2].

Zobrazovací systém

Zobrazovací systém vyobrazuje scénu, která je pilotem vnímána téměř jako reálná. To je důležité, protože piloti lehkých a ultralehkých letadel, nelétají ve velkých výškách. Musí se proto lépe orientovat podle terénu, nad kterým letí. Zobrazovací systém je s ohledem na cenu a prostorovou náročnost realizován spojením LCD panelu a Fresnelovi čočky [2].

Čočka je umístěna mezi pilota a LCD panel. Díky Fresnelově kolimační čočce oči pilota ostří na obraz posunutý do optického nekonečna. Jako kdyby se díval do dálky. Má proto lepší odhad vzdálenosti a orientuje se v prostoru. Za kolimační čočkou není umístěn kontrolní panel, pilot proto musí při pohledu na něj zaostřit na blízko. Tak je tomu i v reálné kabině letícího letadla [2].



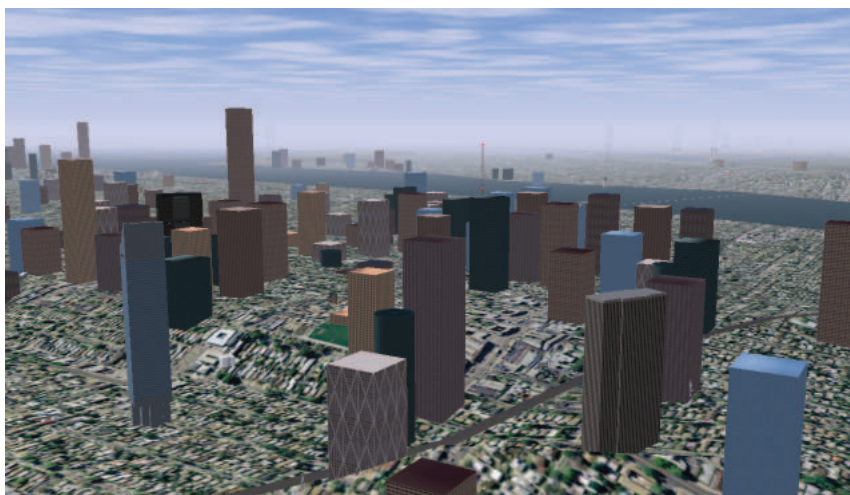
Obr. 1.4: Princip kolimace a schématické uspořádání zobrazovacího systému v kabině simulátoru.

Generování obrazu

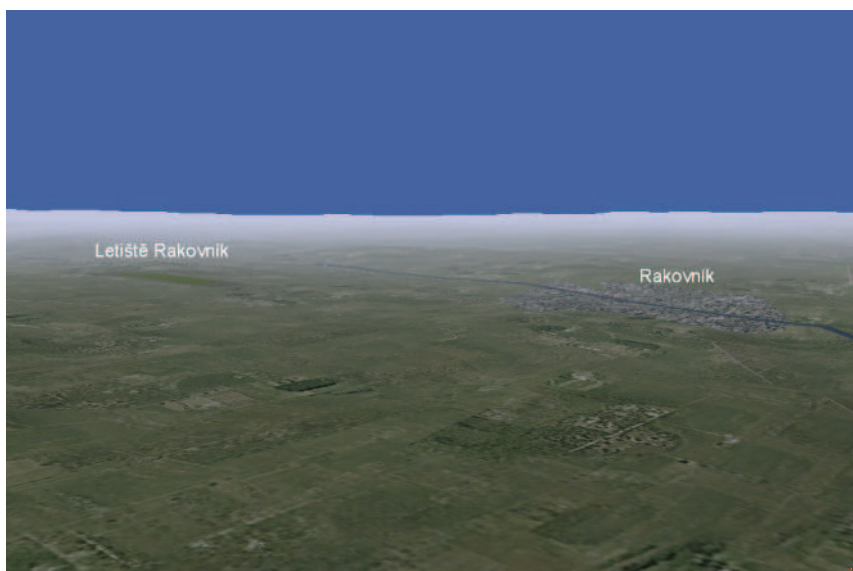
Do celkové koncepce simulátoru byl jako vhodný generátor obrazu zvolen FlightGear. Jde o open-source letecký simulátor šířený pod licencí GPL (*General Public License*). Díky tomu jsou jeho verze modifikovatelné, nové verze vychází zhruba jednou za půl roku. Nemá vysoké výpočetní nároky, proto funguje na běžném stolní počítači.

Jediný nárok je na grafickou kartu s hardwarovým akcelerátorem OpenGL, která je pouze doporučena [2].

Na oficiální stránce [21] je volně ke stažení velké množství modelů letadel i vrtulníků. Dále mapy celého světa za necelých 40 dolarů a velké množství rozšiřujících programů k editaci terénní databáze [21], [2].



Obr. 1.5: Generovaný obraz New Yorku pomocí FlightGear, převzato z [21].



Obr. 1.6: Generovaný obraz krajiny nad Rakovníkem s přidánými popisky.

U některých subjektů nebylo možné vlivem generátoru obrazu vyvolat stres při výpadku motoru, podle jejich subjektivního hodnocení. Krajina působí synteticky a velice ploše, takže se neobávají přistání, protože všude pod sebou vidí rovinu.

Někteří účastníci měli problém s rozeznáním letiště v syntetické krajině. Výhled na krajinu nad kterou byly subjekty naváděny na přistávací plochu je na obr. 1.6, syntetická krajina je při simulaci bez popisu.

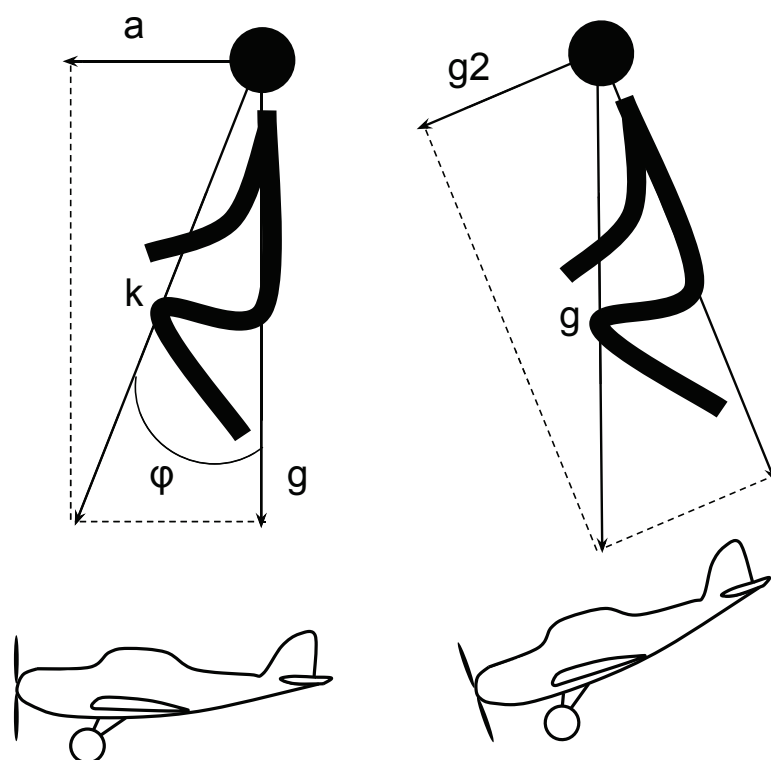
1.4.2 Pohyb simulátoru

Malé a lehké letadlo působící síly ovlivňují významněji než letadlo velké a těžké. Proto je simulace pohybu obzvlášť důležitá. Pohyb simulátoru vychází ze základních zákonů dynamiky a zajišťuje jej tzv. Stewartova plošina na obr. 2.2. Hydraulická základna, popsaná níže v 2.1.1 má omezené možnosti pohybu. Tuhost hydraulické základny, zapříčiňuje pomalejší dynamiku simulátoru.

Samotným posuvem by nebylo možné simulovat velká translační zrychlení. Pro simulaci tohoto zrychlení je posuvný pohyb simulátoru doplněn o rotaci kabiny. Lidský vestibulární aparát nerozezná okamžitě rozdíl mezi zrychleným pohybem a rotací kabiny.

Tento princip je zobrazen na obr. 1.7. Představuje pilota na sedadle. Působí na něj gravitační zrychlení g a setrvačná síla dána zrychlením a . Vestibulární systém vnímá zrychlení k . Je-li $|a| \ll |g|$ platí $|k| \sim |g|$ a výsledek bude stejný při natočení kabiny o příslušný úhel φ . Matematicky tato situace může být vyjádřena výrazem níže, jde o použití algoritmu Wash-out [2].

$$\varphi = \arcsin \left(\frac{|a|}{|g|} \right) \quad (1.1)$$



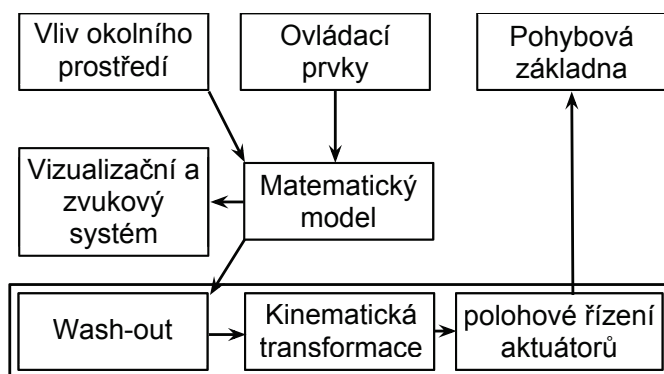
Obr. 1.7: Simulace translačního zrychlení náklonem základny, převzato z [2].

2 Data a metody

Pomocí rešerše byl sestaven experiment pro řešení problému naznačeného v úvodu 1. Bylo nutné zohlednit parametry prostředí simulátoru. Stres bude zjišťován pomocí snímání elektrických signálů těla během letu. Dále bude zjištěna reakční doba na akustický i vizuální podnět a rychlost vedení ulnárního nervu. Tyto signály byly experimentálně vyhodnoceny jako reálně měřitelné. Vliv na jejich měřitelnost mají parametry simulátoru, telemetrie letu a částečně omezené vybavení katedry.

2.1 Parametry simulátoru

Stěžejní částí simulátoru a základem možnosti simulovat let je matematický model dynamiky letadla. Podílí se největší mírou na věrnosti simulace, v tomto případě simuluje dynamiku Cessny 172 viz obr. 1.3. Na obr. 2.1 je proto centrem zmíněný matematický model. Ten zpracovává výstupy ovládacích prvků a na jeho výstupu je ovládání vizuálních, pohybových i akustických podnětů působících na pilota.

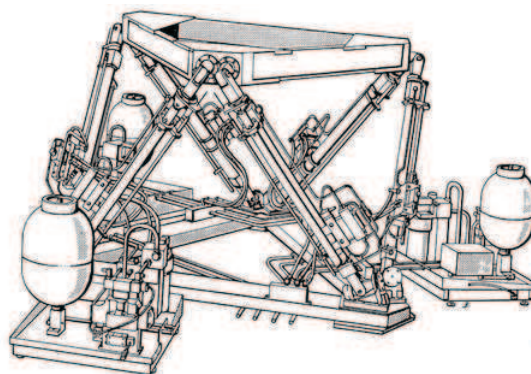


Obr. 2.1: Struktura leteckého simulátoru, převzato z [2].

2.1.1 Pohyblivá základna

Simulaci pohybu zajišťuje pohyblivá základna. Jedná se o uzavřenou kinematickou strukturu, kterou představuje hydraulická plošina tzv. hexapod. Zajišťuje pohyb se všemi šesti stupni volnosti, ve směru os x , y a z společně s rotací kolem jednotlivých

os. Skládá se ze šesti hydraulických ramen s proměnlivou délkou viz obr. 2.2. Maximální translace po jedné z os je přibližně 30 cm. Hydraulická ramena jsou z pohledu dynamiky reálného letadla tuhá, snesou proto vysokou hmotnost zdvihané kabiny, ale jejich dynamika není zcela odpovídající reálnému letadlu Cessna 172 [2].



Obr. 2.2: Hydraulická základna simulátoru, převzato z [2].

2.1.2 Kabina pilota

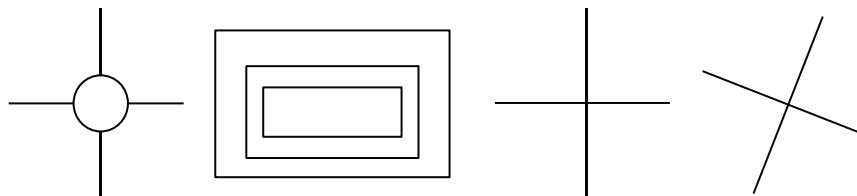
Kabinu simulátoru tvoří laminátová skořepina vyztužená kovovým rámem. Je vybavena herními prvky, které jsou určeny k ovládání letadla. Přesněji joystickem, pedály a trimrem směrových a výškových klapek. Vnitřek kabiny neodpovídá interiéru Cessny 172 a je určen pro jednu osobu.



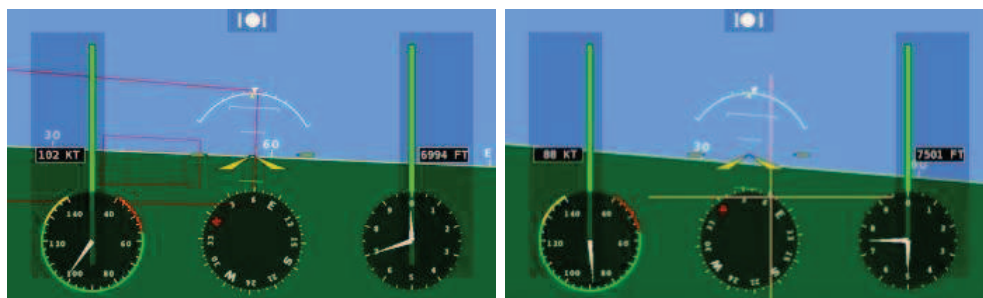
Obr. 2.3: Reálný snímek kabiny simulátoru na pohyblivé základně.

2.1.3 Obslužný terminál

Jako obslužný terminál slouží běžný stolní počítač. Nastavují se na něm například parametry letu a model letadla. Parametry jako z jaké výšky pilot startuje, s jakým navigačním prvkem poletí (viz obr. 2.4) nebo také terén nad kterým poletí. Pomocí terminálu je možné navodit extrémní situaci, např. nenadále vypnout motor letadla. Pilot nemá k obslužnému terminálu přístup, protože je umístěn mimo kabinu.



Obr. 2.4: Využívané navigační prvky. Zleva: bod, tunel, kříž a rotující kříž.



Obr. 2.5: Reálná podoba navigačního prvku tunel (vlevo) a kříž (vpravo).

2.2 Databáze pilotů

Pro snímání biologických signálů za účely zmíněnými v úvodní kapitole 1, byla vytvořena databáze dvaceti subjektů. Medián věku je 24 let, skupinu tvoří převážně mladší lidé, absolventi dopravní fakulty. Věkový průměr je 27 let, skupina tedy zahrnuje i zkušené piloty s vyšším počtem nalétaných hodin. Některé důležité údaje o subjektech v databázi jsou uvedené níže v tabulce 2.1.

Podmínkou účasti je vlastnit letecký průkaz. Většina zúčastněných subjektů vlastnila průkaz ULL(A)-pilota ultra lehkého letadla, PPL-licenci soukromého pilota nebo GLD-pilot kluzáku. Dva zúčastnění vlastnili CPL-licenci obchodního pilota

Tab. 2.1: Některé důležité údaje o subjektech v databázi.

Subjekt	Věk	Licence	Počet let. hodin	Nouzové přistání	Použití EFIS
s001	21	PPL	0 - 400	Ne	Ne
s002	23	PPL, CPL	0 - 400	Ne	Ano
s003	25	ULL(A)	0 - 400	Ne	Ano
s004	22	PPL	0 - 400	Ne	Ne
s005	47	ULL(A)	400 - 600	Ano	Ne
s006	36	PPL, ULL(A)	400 - 600	Ano	Ne
s007	21	PPL	0 - 400	Ne	Ne
s009	23	PPL, CPL	0 - 400	Ne	Ano
s010	23	CPL	0 - 400	Ne	Ano
s011	37	ULL(H) nebo PPL(H)	0 - 400	Ne	Ano
s012	23	PPL, ULL(A)	0 - 400	Ne	Ne
s013	33	ULL(A), GLD	0 - 400	Ano	Ne
s014	21	GLD	800	Ano	Ne
s015	23	PPL, GLD	0 - 400	Ne	Ano
s016	38	GLD	400 - 600	Ano	Ne
s017	28	CPL	0 - 400	Ne	Ne
s018	20	ULL(A), GLD	0 - 400	Ano	Ne
s019	40	ULL(A), GLD	0 - 400	Ano	Ne
s020	26	PPL, GLD	0 - 400	Ne	Ano
s021	20	PPL	0 - 400	Ne	Ne
s022	31	ULL(A)	0 - 400	Ano	Ne

a jeden ze subjektů vlastnil průkaz pilota vrtulníku (tzn. ULL(H) nebo PPL(H)). Svou licenci užívají nejčastěji pro zábavu, soutěžení a zaměstnání. Většina z nich nalétala mezi nulou a čtyřmi sty letovými hodinami, což vypovídá o jejich zkušenostech.

Více jak třetina z nich musela již provést nouzové přistání. Žádný ze subjektů, který musel nouzové přistání provést, nepoužívá systém EFIS, nicméně více než třetina zúčastněných subjektů jej využívá. Což přináší možnost zjistit, jak je EFIS s funkcí ELA zvládnutelný pro začátečníka ze strany dřívějšího použití tohoto systému. Zároveň existuje možnost zjistit výhody a nevýhody při použití ELA u subjektů využívajících EFIS.

Subjekty, které mají zkušenosti se systémem EFIS jej nejčastěji využívají pro zjištění informací o letových veličinách, pro účely navigace v terénu a pro možnost sledovat umělý horizont. Tyto informace jsou získány pomocí vstupního dotazníku, který sestavil Ing. Ondřej Brůna. Pro subjektivní hodnocení stresu byly subjektům předkládány další dva dotazníky.

2.2.1 Dotazníky

Pilot, pro zařazení do databáze vyplnil tři dotazníky a podepsal informovaný souhlas. Dotazníky slouží k získání informací o jednotlivých subjektech v databázi. Každý z dotazníků je veden v databázi pod číslem subjektu s časovou značkou. Díky tomu poskytuje každý z dotazníků doplňující informace k naměřeným datům. První dotazník se týkal zkušeností se systémem EFIS a zkušeností s létáním. O zkušenostech s létáním vypovídá počet nalétaných hodin, druh vlastněného pilotního průkazu a druh jeho využívání. Pomocí tohoto dotazníku byla popsána databáze zúčastněných subjektů výše 2.2.

Dotazování zdravotního stavu

Cílem dotazování se na zdravotní stav bylo podchytit abnormality, získat data pro statistická hodnocení a pro komplexní analýzu databáze. V tomto dotazníku byl vyplněn věk, výška a váha. Za účelem výpočtu BMI (*Body Mass Index*). Kvůli zjišťování doby reakce byl subjekt tázán na dominantní ruku. Aby se předešlo spekulacím

nad signály, byla snaha podchytit často sportující jedince. Jejich tepová i dechová frekvence je obvykle nižší než u netrénovaného jedince [25].

Na aktuální fyzický stav byli účastníci tázáni z důvodu zjištění únavy či naopak vysokého vybuzení. Jde o psychické rozpoložení, které může ovlivnit výslednou identifikaci stresu. Aby nebyly považovány za stres neobvyklé nálezy v elektrickém signálu srdce (EKG) některé srdeční vady, byli účastníci tázáni na jim známé lékařské nálezy v EKG a krevní tlak. Vzhledem ke snímání teploty vydechovaného vzduchu, byli účastníci tázáni na stav nosní dutiny. Účelem snímání videozáznamu bylo určit směr pohledu pilota, proto byli účastníci tázáni na vady zraku.

Pomocí tohoto dotazníku byly identifikovány dva subjekty s nadváhou a dva subjekty s obezitou prvního stupně. BMI bylo klasifikováno dle [26]. Osm z dvaceti subjektů sportuje dva a více dnů v týdnu. Tři účastníci se dostavili unavení a ostatní byli buď čerství, odpočatí nebo se cítili normálně. Kromě stavu, kdy byl subjekt unaven, nejsou ostatní psychická rozpoložení považována za neobvyklá. Krevní tlak nikoho ze zúčastněných není zvýšený. Vady, které by mohly ovlivnit výsledky byly identifikovány celkem dvě. První byla srdeční arytmie, tedy nepravidelná srdeční činnost. Druhá pak tupozrakost na pravé oko. Tímto byla získána data, která mohou u jednotlivých subjektů ovlivnit naměřené biologické signály.

Subjektivní hodnocení stresu

Subjektivní hodnocení proběhlo pomocí dotazníku NASA TLX (*Task Load Index*). Ten je k multidimenzionálnímu subjektivnímu hodnocení zátěže resp. výkonu určen [23]. V dotazníku se zcela jednoduše hodnotí šest parametrů pomocí stupnice. Stupnice má rozsah od nuly do dvaceti, přičemž nula je minimum a dvacet maximum [22], [24]. Parametry jsou vypsány v následujícím výčtu.

- **Mentální požadavky**

- Psychická náročnost dané úlohy.

- **Fyzická náročnost**

- Vynaložená fyzická práce.

- **Časová náročnost**

- Hodnocení tempa a ukvapenosti úlohy.

- **Výkon**

- Do jaké míry bylo dosaženo požadovaného cíle.

- **Úsilí**

- Hodnocení úsilí vynaloženého k dosažení stupně výkonu.

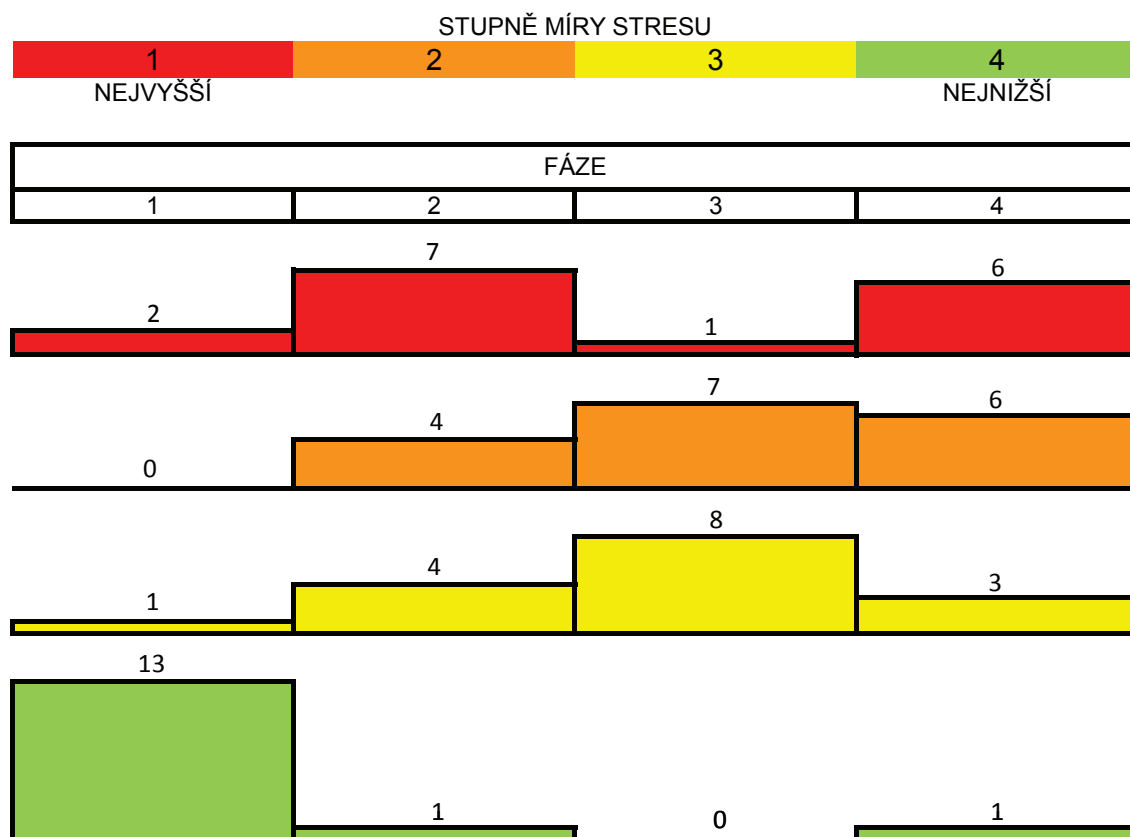
- **Frustrace**

- Hodnocení znechucení, podrážděnosti, nejistoty, rozzlobenosti a stresovavosti při plnění úlohy.

Dotazník NASA TLX byl předkládán subjektům po letu s navigačním prvkem tunel, kříž, bez navigačního prvku a po letu s navigačním prvkem, který si zvolily ke zvládnutí extrémní situace. Extrémní situací je předem nehlášený výpadek motoru. Data získaná pomocí dotazníků NASA TLX jsou kompletně shromážděna od 19-ti subjektů.

V rámci experimentu proběhl průzkum pomocí NASA TLX u většího množství dotazovaných subjektů, celkem 35. Šlo o rozšíření databáze subjektů určených ke snímání biologických signálů za účelem objektivního posouzení stresu. Subjekty hodnotili předchozí parametry při letu s navigací, s navigací pomocí kříže, pomocí tunelu a bez navigace. Navigační prvky jsou na obrázku 2.4. Z průzkumu vyplývá přívětivější hodnocení tunelu jako lepšího navigačního prvku. Jednotlivá hodnocení tunelu měla často větší rozptyl než hodnocení kříže. Hodnocení kříže se tedy shodovalo u většího množství subjektů a hodnocení tunelu se více lišilo u jednotlivých subjektů.

Ze subjektů účastnících se experimentu týkajícího se objektivního hodnocení stresu si většina subjektivně zvolila jako lepší a příjemnější navigační prvek tunel viz obr. 2.4, přesně šestnáct z dvaceti. Subjektivně si jej zvolili ke zvládnutí extrémní situace. Tyto dotazníky slouží také k porovnání výsledků mezi objektivním a subjektivním hodnocením stresu.



Obr. 2.6: Grafické znázornění výsledků subjektivního hodnocení, zastoupení úrovně subjektivního vnímání stresu v jednotlivých fázích.

Spolu s dotazníkem NASA TLX, byly subjekty tázány na jednotlivé fáze letu, fáze resp. segmenty letu jsou na obr. 2.13. Subjekty hodnotily čtyři jednotlivé fáze letu, a to na stupnici od jedné do čtyř, kdy stupeň jedna je nejvíce stresující. Seřadily tak fáze letu subjektivně od nejméně po nejvíce mentálně náročné. Výsledky hodnocení jednotlivých fází se mezi účastníky velmi lišil. Jednoznačně vyhodnotili jen první fázi letu (před výpadkem) jako nejméně stresující. Nejvíce stresující byly fáze letu po výpadku a při přistání, výsledky jsou zobrazeny na obrázku 2.6. Fáze byly subjektivně hodnoceny šestnácti účastníky.

2.3 Experiment a metodika

Experimentu se zúčastnilo celkem dvaadvacet subjektů, dva z tohoto počtu jsou subjekty, na kterých byla testována metodika experimentu, a také reálné možnosti

měřitelnosti některých signálů. Pomocí těchto dvou testovacích subjektů bylo zjištěno, že není například možné měřit biologické signály v prostředí simulátoru, je-li do scénáře letu zařazena turbulence.

Metodika prováděného experimentu vychází z provedené rešerše 1.3. Na základě těchto poznatků bylo rozhodnuto o měření biologických signálů jako o nástroji pro objektivní posouzení stresu. V souvisejících experimentech bylo měřeno někdy více či méně biologických signálů. V případě použití popsaného simulátoru nebylo možné postupovat naprosto shodně jako v některé související práci. O tom, které signály budou měřeny, rozhodovala v konečném stádiu sestavení experimentu i jejich reálná měřitelnost v podmínkách simulátoru. Všechny biologické signály jsou měřeny pomocí systému Biopac Student Lab.

Biopac je systém, který v sobě spojuje hardware a software potřebný pro získávání biologických signálů. Ty se mohou týkat kardiovaskulárního systému, svalové aktivity, pulmonálních funkcí, autonomního nervového systému a mozku. Hardware tvoří převážně univerzální zesilovače biopotenciálů k záznamu signálů v různých frekvenčních pásmech a o různé amplitudě. Tento systém k získávání biologických signálů je snadné propojit se softwarem v osobním počítači pomocí USB portu. Subjekt, který se dostavil k experimentu, byl k systému Biopac samozřejmě připojen pomocí elektrod [28].

2.3.1 Průběh měření

Subjekt, který se dostavil k experimentu byl nejdříve seznámen s řešenou problematikou. Posléze podepsal informovaný souhlas a vyplnil dotazovací formuláře. Informovaný souhlas a dotazník zdravotního stavu, které byly vytvořeny pro tento experiment, jsou uvedeny v příloze A. Následně byly na jeho pokožku nalepeny jednorázové elektrody pro snímání biopotenciálů, připevněn tenzometrický pás a termistor. Návrh experimentu, informovaný souhlas a dotazník zdravotního stavu byl vytvořen ve spolupráci s Bc. Pavlou Klejchovou, která se fyzicky účastnila průběhu měření.

Tab. 2.2: Typy letů a způsob jejich zápisu do názvu souboru s daty.

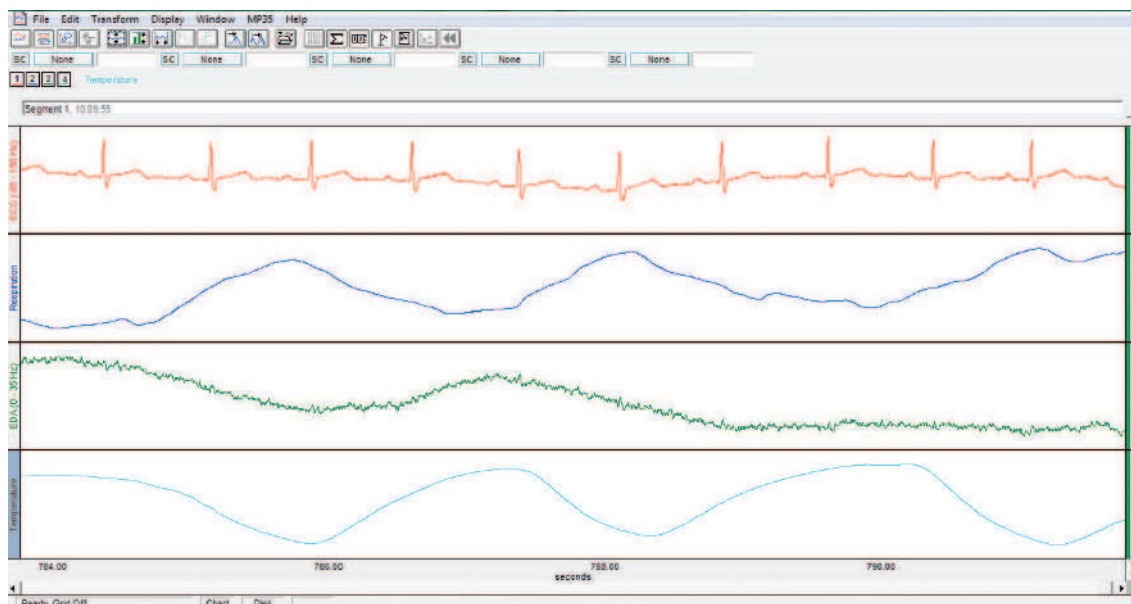
Zápis	Popis
free	úvodní volný let
cross	let s navigačním prvkem kříž
tunnel	let s navigačním prvkem tunel
nothing_failure	let s výpadkem motoru bez použití ELA
cross_failure	let s výpadkem motoru s použitím ELA, subjekt si zvolil navigační prvek kříž
tunnel_failure	let s výpadkem motoru s použitím ELA, subjekt si zvolil navigační prvek tunel

Poté proběhl úvodní let, sloužící pro seznámení se simulátorem. Subjekt absolvoval celkem pět letů: úvodní let, let s navigačním prvkem kříž, tunel, let s výpadkem motoru bez využití funkce ELA a poslední let s výpadkem motoru a subjektem zvoleným navigačním prvkem. Po každém letu vyplnil subjekt dotazník NASA TLX popsané v 2.2.1. V závěru experimentu byly naměřeny reakční časy na akustický a vizuální podnět a také rychlost vedení nervového vzruchu ulnárním nervem.

2.3.2 Měřené biologické signály

Je měřeno celkem pět biologických veličin. Podle souvisejících prací vhodných pro objektivní hodnocení stresu a zároveň měřitelných v podmínkách simulátoru. Některé veličiny jsou měřeny duplicitně za použití rozdílných metod. Měřené biologické signály jsou v následujícím stručném výčtu. Pro snímání elektrických signálů jsou voleny výhradně jednorázové argentchloridové elektrody.

- **Elektrokardiogram - EKG**
- **Respirace**
- **Elektrodermální aktivita - EDA**
- **Reakční doba**
- **Rychlost vedení nervového vzruchu ulnárním nervem**



Obr. 2.7: Ukázka signálů snímání za letu v prostředí softwaru Biopac Student Lab. Shora: EKG, respirace pomocí tenzometrického pásu, EDA, respirace pomocí termistoru.

Elektrokardiogram - EKG

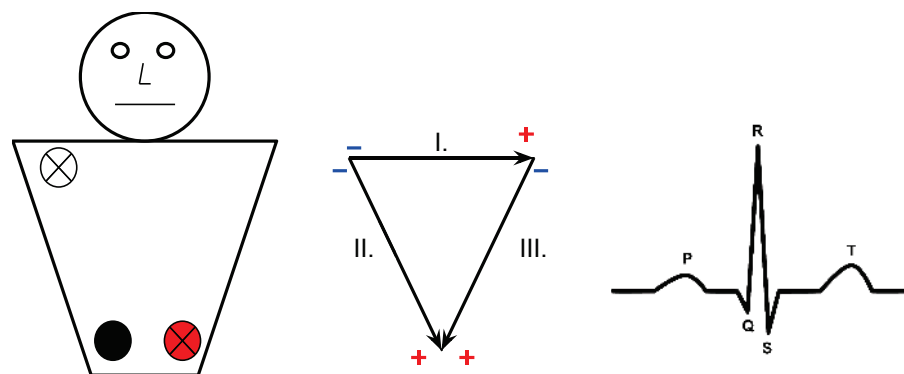
Jde o záznam elektrického signálu generovaného srdcem. Jeho amplituda je v řádu jednotek mV (typicky 5 mV) a frekvenční pásmo je od 0,1 do 140 Hz. Měření je pro zjištění tepové frekvence a posléze variability srdečního rytmu [29].

Podle Einthovenova trojúhelníku na obrázku 2.8 jsme měřili druhý končetinový svod z pravé paže a levé nohy [29]. Druhý končetinový svod je standardně využíván i v klinických aplikacích, protože je možné v něm nejlépe pozorovat R-špičky. Elektrody jsou umístěny na hrudi a bříše. Reálné rozmístění elektrod je též na obr. 2.8, černá elektroda slouží pro potlačení stejnosměrného rušení, ostatní elektrody jsou měřicí. Pro přesnost jde o umístění na klíční kost a nad hřeben kyčelní kosti.

Srdeční činnost je spolehlivý indikátor úrovně aktivity. Její nárůst je možné sledovat při hlasitém ruchu, psychickém úsilí apod., její pokles například při relaxaci. Srdeční frekvence se zvyšuje při nádechu a snižuje při výdechu. Nárůst tepové frekvence vlivem nádechu je teoreticky dán tím, že srdce zaujímá v hrudním koši menší prostor a vypuzuje stejné množství krve jako při výdechu, kdy má prostor k systole větší. V případě povrchového dýchání se tak zvyšuje srdeční frekvence [6], [14].

Tab. 2.3: Parametry snímání signálu EKG pomocí zařízení Biopac.

měření EKG	
Jednotka	mV
Vzorkovací frekvence	500 Hz
Zesílení	1000x
Kompenzace (offset)	0 mV
Hardwarová filtrace	DP 150 Hz; HP 0,05 Hz
Mód měření	AC
Digitální filtrace (IIR)	DP 150 Hz



Obr. 2.8: Umístění elektrod pro snímání EKG při experimentu; Einthovenův trojúhelník; křivka EKG s popisem.

Respirace

Respirace je snímána pomocí tenzometrického pásu kolem hrudního koše. Pás je upevněn pomocí elastických šlů tak, aby nedocházelo k jeho posunu. Elastické šle nejsou součástí systému Biopac, bylo nutné je vyrobit. Měření pomocí pásu není v situacích, kdy dochází k otřesům simulátoru ideální. Proto je respirace měřena zároveň pomocí termistoru umístěného v blízkosti nosní dutiny. K tomuto měření se připojuje obvykle určitý trend, protože teplota v kabině simulátoru se během letu mění.

Tab. 2.4: Parametry snímání signálu respirace pomocí tenzometrického pásu a zařízení Biopac.

Měření respirace pásem	
Jednotka	mV
Vzorkovací frekvence	500 Hz
Zesílení	1000x
Kompenzace (offset)	0 mV
Hardwarová filtrace	DP 1000 Hz; HP 0,5 Hz
Mód měření	AC
Digitální filtrace (IIR)	DP 66,5 Hz

Tab. 2.5: Parametry snímání signálu respirace pomocí termistoru a zařízení Biopac.

Měření respirace termistorem	
Jednotka	°C
Vzorkovací frekvence	500 Hz
Zesílení	2000x
Kompenzace (offset)	0 °C
Hardwarová filtrace	DP 1000 Hz
Mód měření	DC
Digitální filtrace (IIR)	DP 66,5 Hz

Pomocí snímání respirace tenzometrickým pásem je možné zjistit dechovou frekvenci a hloubku dechu. Pomocí respirace je možné identifikovat úseky, při kterých dochází k podvědomému tonusu hrudníku, subjekt pak dýchá jen povrchově. Stres a fyzická aktivita se projevují zrychleným a hlubším dýcháním. Klid a relaxace vedou ke snížení dechové frekvence a mělkému dýchání. Některé stresující situace jako je například vylekání, se tedy projeví i do dechové frekvence [6]. Nejdetailnější popis korelace emočního stavu a respirace je v [33].

Elektrodermální aktivita - EDA

Tento signál je někdy nazýván také kožní vodivost, galvanická kožní odezva nebo elektrodermální aktivita. V tomto experimentu systém Biopac využívá zkratky EDA, zaznamenává tak elektrodermální aktivitu. Vodivost kůže záleží na míře pocení. Jde o nejrychlejší biologickou odezvu. Její měření se používá k ohodnocení obtížnosti daného úkolu.

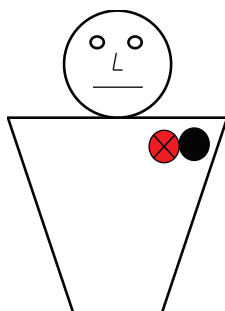
Tab. 2.6: Parametry snímání signálu elektrodermální aktivity pomocí zařízení Biopac.

Měření EDA	
Jednotka	$\mu\Omega$
Vzorkovací frekvence	500 Hz
Zesílení	2000x
Kompenzace (offset)	0 $\mu\Omega$
Hardwarová filtrace	DP 1000 Hz
Mód měření	DC
Digitální filtrace (IIR)	DP 66,5 Hz

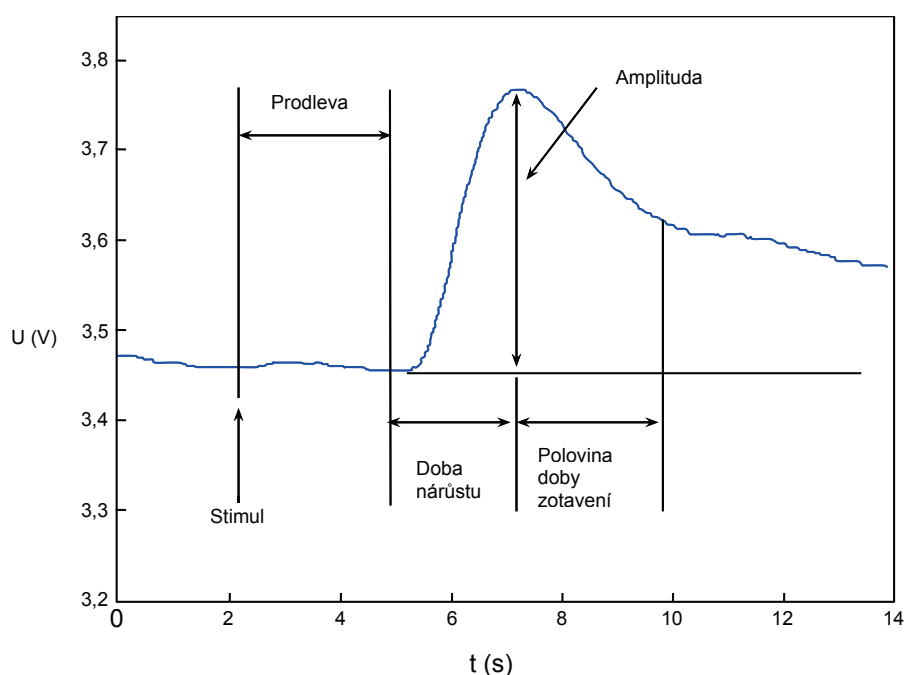
Pomocí aplikace konstantního nízkého napětí jsou změny kožní vodivosti měřitelné neinvazivně. Charakteristické jsou výkyvy v případě úleku. Objevují se v případě, že je subjekt nucen reagovat na náhlou změnu v jeho blízkosti [6],[17].

Bylo složité určit vhodné místo pro nalepení elektrod. Je zapotřebí zvolit místo, kterým se příliš nepohybuje během experimentu, a také nesmí elektrody překážet

při pilotování letadla. Ve většině souvisejících publikací byla galvanická kožní odezva měřena na dvou člancích prstu ruky nebo na nártu [6], [13], [14], [17]. To není při řízení simulátoru možné, vzhledem k většímu množství prováděných úkonů a také teplotě v kabině. Jako nejvhodnější místo k měření EDA byla zvolena levá klíční kost. Umístění elektrod je patrné na obrázku 2.9.



Obr. 2.9: Umístění elektrod pro snímání EDA při experimentu.



Obr. 2.10: Typický tvar galvanické kožní odezvy po stimulu, převzato z [13].

Signál je určen pro identifikaci náhlých změn ve vodivosti kůže. Tento jev se nazývá psychogalvanický reflex a je využíván například při použití detektoru lži. Na obrázku 2.10 je typický tvar křivky galvanické kožní odezvy. Lze na něm pozorovat zpoždění odezvy, které je necelé tři sekundy po stimulaci. Trvání odezvy od doby

nárůstu až do poloviny doby zotavení je přibližně čtyři sekundy. Takovéto úseky by bylo vhodné v signálu EDA detekovat nejlépe po výpadku motoru.

Reakční doba

Tento parametr subjektu by mohl sloužit k porovnání souvislostí mezi dobou reakce a schopností rychle reagovat v extrémní situaci při simulovaném letu. Dále pro zjištění korelace mezi dalšími stresovými parametry a pro komplexní analýzu databáze.

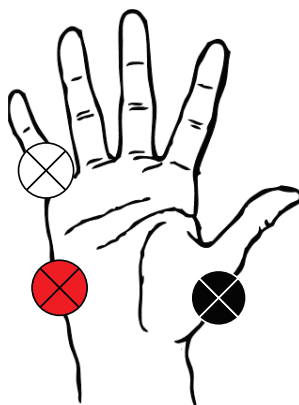
Reakční doba je měřena pomocí tlačítka. Tlačítko se subjekt snaží stisknout v nejkratším možném čase po akustickém nebo vizuálním podnětu. Akustický podnět je přehráván subjektu pomocí sluchátek a vizuální podnět pomocí blikající diody. V obou případech se měří v klidu a při maximální koncentraci. Při měření doby reakce na akustický podnět také se zavřenýma očima, aby byl subjekt skutečně soustředěný.

Měří se vždy čtyři série, celkem tedy osm sekvencí. Nejdříve dvě série periodických akustických impulsů a dvě série náhodných. Analogicky je tomu při měření doby reakce na vizuální podnět. Celkem je od jednoho subjektu zaznamenáno osmdesát reakčních časů.

Rychlost vedení nervového vzruchu ulnárním nervem

Tento parametr je měřen pro účely komplexní analýzy databáze. Ulnární nerv vede od lokte k dlani. Subjekt je tedy stimulován na lokti pomocí napětí v rozmezí 45 - 60V. Impuls je pak snímán na dlani. Rozmístění snímacích elektrod je patrné na obrázku 2.11. Časová prodleva mezi vyslaným a přijatým impulsem je způsobena omezenou rychlostí vedení nervového vzruchu ulnárním nervem.

Aby bylo možné spočítat tuto rychlost je třeba zjistit dráhu a čas, za který vzruch dráhu překoná. Čas je doba mezi vyslaným a přijatým impulsem a dráhu jednoduše změříme jako délku paže od stimulační po snímací elektrodu. Měření rychlosti vedení probíhá na dominantní paži subjektu.



Obr. 2.11: Umístění elektrod pro snímání rychlosti vedení nervového vzruchu ulnárním nervem.

2.4 Letová telemetrie

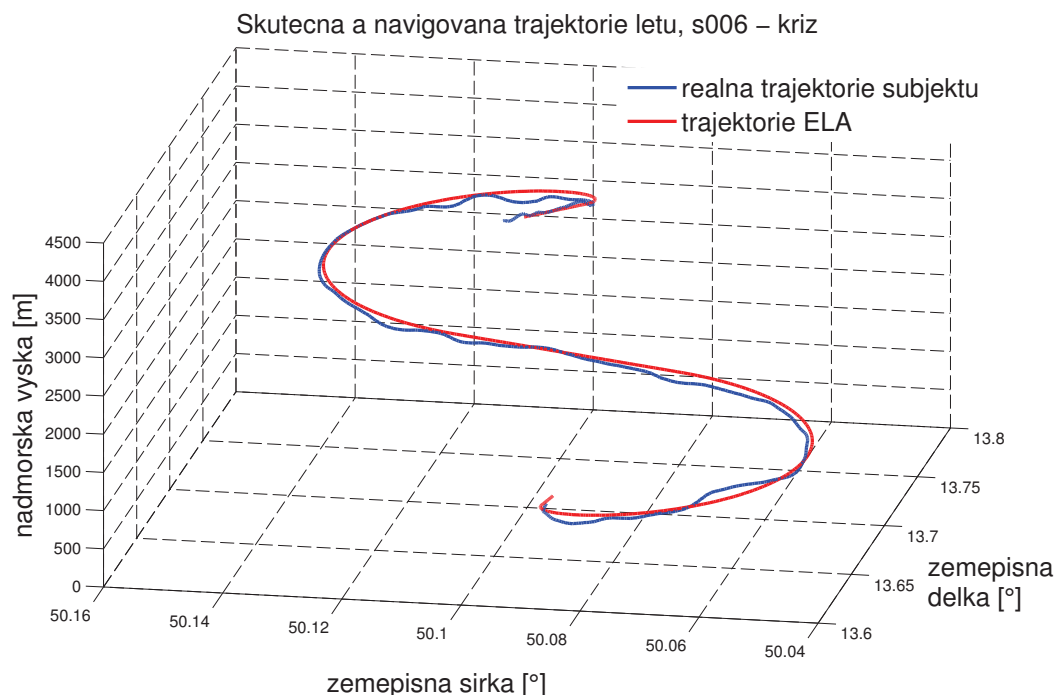
Způsob pohybu je popsán v 1.4 a způsob pohybu základny je popsán v 2.1. Letové záznamy se ukládají jednou za sekundu a obsahují celkem 62 atributů. Šest z nich je časová značka záznamu dané instance.

Zaznamenává se zeměpisná šířka, délka a nadmořská výška. Tyto atributy popisují pozici letadla v prostoru a umožňují porovnání skutečné a navigované trajektorie viz obr. 2.12. Tyto tři atributy se zaznamenávají zvlášť pro navigované hodnoty a skutečné hodnoty. Navigované hodnoty mají označení „*meet_point*“.

Dalším důležitým atributem je „*magneta*“, jde o jeden bit binárního souboru, který určuje čas výpadku motoru resp. čas spuštění ELA. Jak rychle subjekt letí je v záznamu jako rychlost vůči zemi a rychlost vůči vzduchu. Související atributy se týkají předozadního náklonu, náklonů do stran, pohybu letadla kolem podélné osy a úhlu náběhu vzduchu na hranu křídla, tento atribut je dán profilem křídel, tedy zvoleným typem letadla.

Poslední důležitý atribut „*side slip angle*“ udává úhel u přistání nebo klesání bokem při protivětru. Tento parametr se snaží pilotující subjekt udržet na nulové hodnotě při průletu zatáčkou. Jak je patrné na obr. 2.12, proletí subjekt celkem dvě zatáčky. Dráha letu při dvoudimenzionálním zobrazení zeměpisné délky v závislosti na zeměpisné šířce připomíná arabskou číslici osm. Z hlediska nadmořské výšky subjekt startuje vždy ze vzduchu v dané výšce a postupně klesá. Je naváděn k přistání

po klesající trajektorii tvaru arabské číslice osm. K navigaci mu slouží jako navigační prvek tunel nebo kříž viz obr. 2.4.



Obr. 2.12: Dráha po které byl subjekt navigován (modrá) společně se skutečnou letovou dráhou (červená).

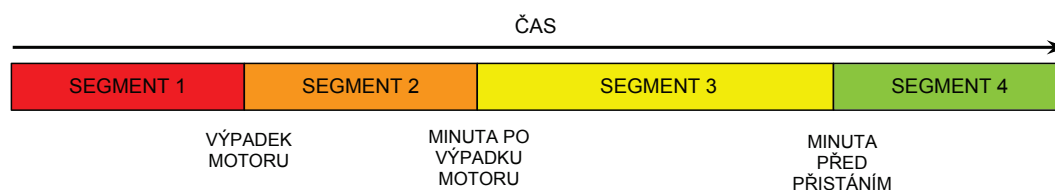
Obrazový generátor FlightGear popsáný výše v 1.4.1, zprostředkuje začátek simulovaného letu už ve vzduchu. Let byl situován do Středočeského kraje do okolí města Rakovník. Je-li subjekt navigován a letí let bez výpadku motoru, je naváděn na letiště v Rakovníku 1.6. Poloha letiště je $50^{\circ} 5' 38.99''$ N a $13^{\circ} 41' 19.99''$ E. To přibližně odpovídá popisům os v grafu na obrázku 2.12.

2.5 Metody zpracování signálů

Zpracování se týká především signálu EKG, záznamu respirační činnosti a snímání galvanické kožní odezvy. Tyto signály představují časovou řadu. Ze záznamu EKG, byl získán signál variability srdečního rytmu (HRV), což je signál zobrazující závislost tepové frekvence na čase. Signál HRV představuje doby trvání intervalů mezi po sobě následujícími R-špičkami seřazené v čase. Reakční časy vyhodnocuje již systém

Biopac a jde o parametr konkrétního subjektu. Záznam o vedení nervového vzruchu ulnárním nervem je také parametr subjektu.

Signál HRV a záznam respirační činnosti byly segmentovány podle letových dat. V letových záznamech je záznam o času výpadku motoru. Signály byly proto segmentovány do čtyř částí. První část představuje období před výpadkem motoru. Druhý segment signálu představuje minutu letu po výpadku motoru, poslední segment minutu před přistáním na zem. Čas mezi úseky přistání a výpadku je třetí segment. Segmentace signálu je schématicky znázorněna na obr. 2.13. V jednotlivých segmentech byly signály parametrizovány několika příznaky. Jde o výběr parametrů podle výše provedené rešerše 1.3.



Obr. 2.13: Schématické znázornění způsobu segmentace signálu.

2.5.1 Zpracování signálu EKG

V signálu jsou nejprve detekovány komplexy QRS pomocí Pan-Tompkinsonova algoritmu, QRS komplex viz obr. 2.8. Nejprve je signál filtrován mezi třemi a čtyřiceti Hertzy pomocí Butterworthova IIR filtru. Signál je nadále diferenciován a umocněn, tak dojde ke zvýraznění rychlých a velkých změn, tedy i QRS komplexu. Takto upravenému signálu je vytvořena obálka pomocí klouzavého průměru. Obálce je vytvořen práh a pomocí difference jsou nalezeny počátky a konce oblasti QRS komplexu. Následují nutná ošetření a nalezení maxima v segmentu QRS komplexu, maximum odpovídá vrcholu vlny R [32].

Implementace algoritmu pro detekci QRS komplexu v EKG již existuje. Algoritmus implementoval v prostředí Matlab Doc. Ing. Roman Čmejla, CSc. pro předmět BSG již v roce 2008. Tato implementace je využita pro zpracování EKG signálu v rámci popisovaného experimentu. Postup Pan-Tompkinsonova algoritmu má totožný sled úkonů jako v následujícím výčtu.

1. filtrace
2. diferenciací
3. umocnění
4. vyhlazení MA filtrem
5. prahování
6. detekce maxima R vlny

Detekované R špičky představují tlukot srdce. Časový interval mezi jednotlivými R špičkami je proměnný. Variabilitu srdečního rytmu je možné graficky znázornit jako časovou řadu představující tepovou frekvenci v závislosti na čase. Signál je snímán se vzorkovací frekvencí 500 Hz, a tak je možné snadno spočítat čas mezi jednotlivými srdečními systolami a zobrazit jako schodovitou funkci, kdy je příslušná tepová frekvence zobrazena v čase mezi příslušnými R špičkami, toto zobrazení je na obr. 3.1. Signál EKG je zpracováván za účelem zjištění srdeční frekvence a variability srdečního rytmu.

Extrakce příznaků ze signálu HRV

Extrakcí příznaků ze signálu HRV se zabývalo již mnoho publikací, například [11], [13], [15], [17], [34] a [35]. Po vzoru těchto publikací byla zvolena pětice příznaků extrahovaných ze signálu HRV. Čtyři v časové oblasti a jeden z oblasti frekvenční, parametry jsou vypsány v tabulce 2.7

Tab. 2.7: Parametry signálu variability srdečního rytmu.

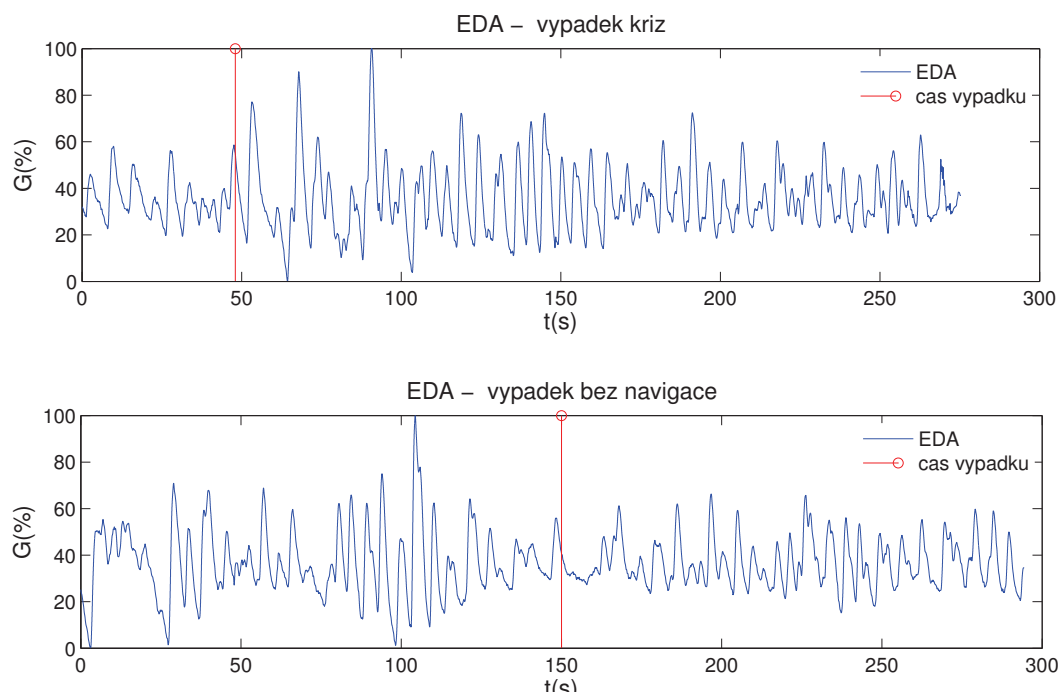
Parametr	Popis
SDNN	Směrodatná odchylka všech RR intervalů v segmentu
SDANN	Směrodatná odchylka průměru RR intervalů v 10-ti sekundových úsecích segmentu
RMSSD	Druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů
SDSD	Směrodatná odchylka rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů
LFHFratio	Poměr výkonu v pásmu nízké a vysoké frekvence HRV

2.5.2 Zpracování signálu EDA

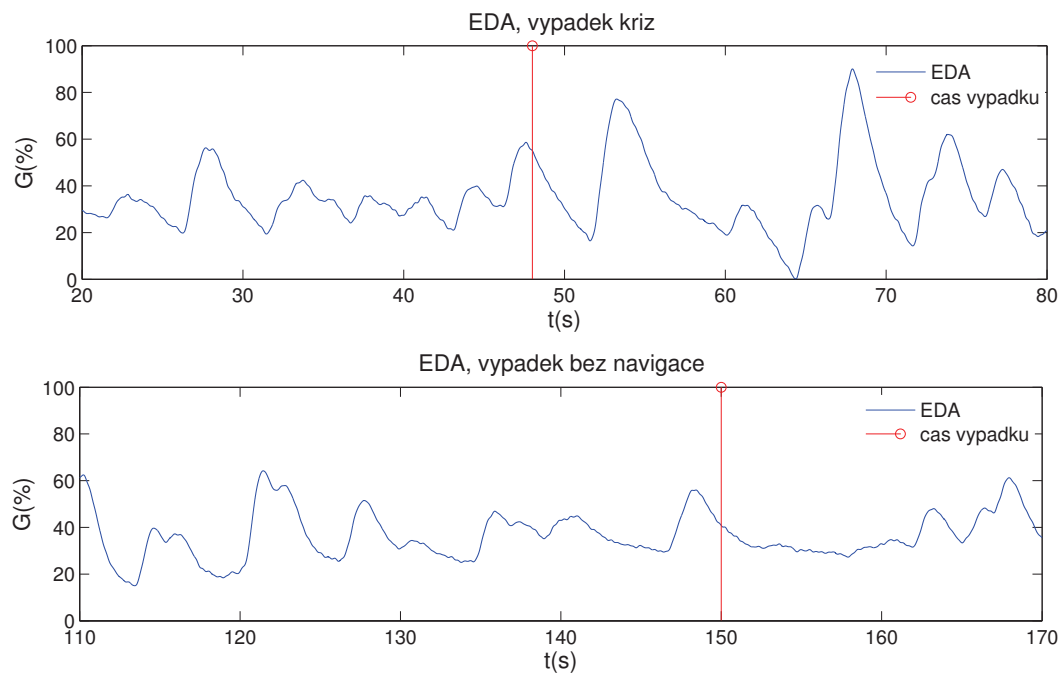
Stejně jako například v [6] - [8] a [13] je snímáný signál EDA filtrován dolní propustí a normalizován. V signálu byly ponechány jen nízké frekvence pod tři hertzy. Signál byl normován a vyjádřen v procentech v závislosti na čase. Několik záznamů elektrodermální aktivity je zobrazeno níže na obr. 2.14. Ze záznamu není příliš jasné, co je možné považovat za psychosomatický reflex. Pravděpodobně je to způsobeno proměnlivou teplotou v kabině pilota během letu a ne zcela optimálním umístěním elektrod. Tento signál byl tedy z dalšího zpracování vyřazen.

Dle zmíněných publikací je snímání elektrodermální aktivity velice citlivé na okolní teplotu. Nejen kvůli měnícímu se trendu signálu, ten není důležitý, ale kvůli změnám v činnosti potních žláz. Jejich činnost výrazně závisí na vnitřních i vnějších podmínkách [8]. Signál byl snímán za účelem detekce typických změn v elektrodermální aktivitě, viz obrázek 2.10, které následují po určitém stimulu. Stimulem může být i psychické vypětí způsobené výpadkem motoru nebo přistávacími manévry. Ve většině záznamů elektrodermální aktivity se takových to odezev vyskytuje velké množství, což je patrné na obrázcích 2.14 a 2.15.

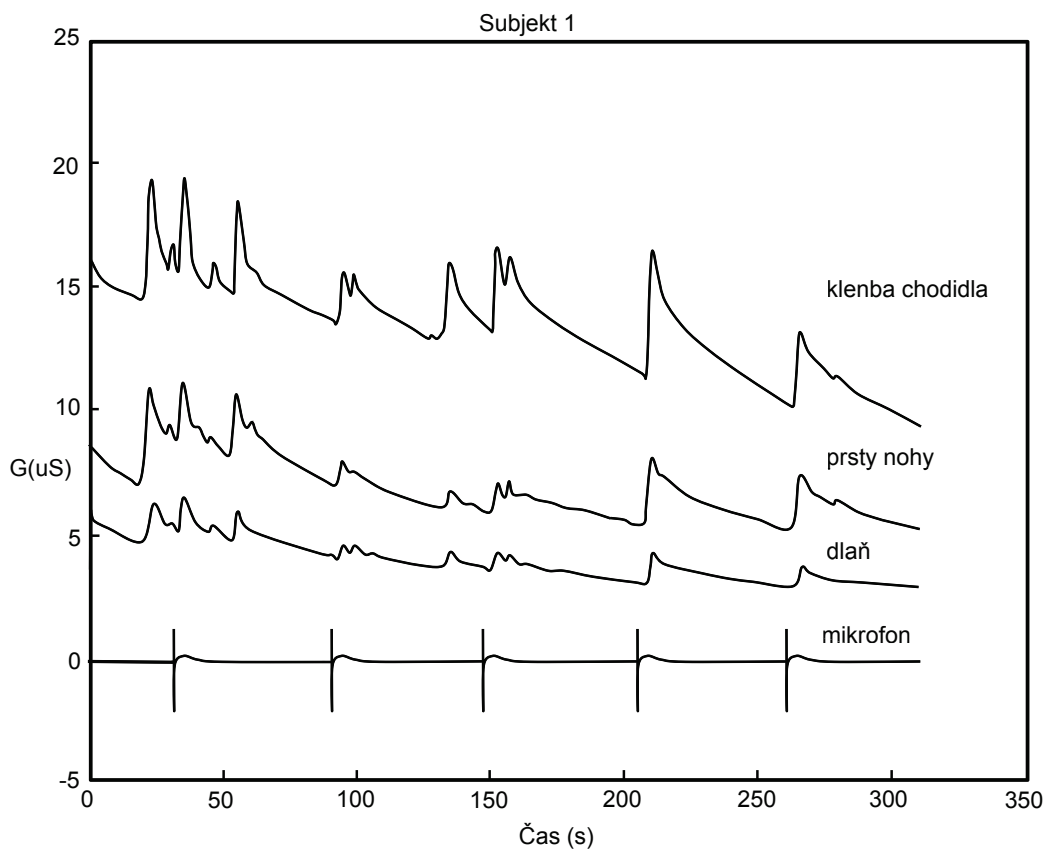
V publikaci [8] byla vodivost pokožky měřena na více místech. Na obrázku 2.16 jsou galvanické odezvy na zvukový podnět z několika míst na těle. Hluk v kabině se nedá považovat za podnět, protože nejde o nic náhlého či překvapivého.



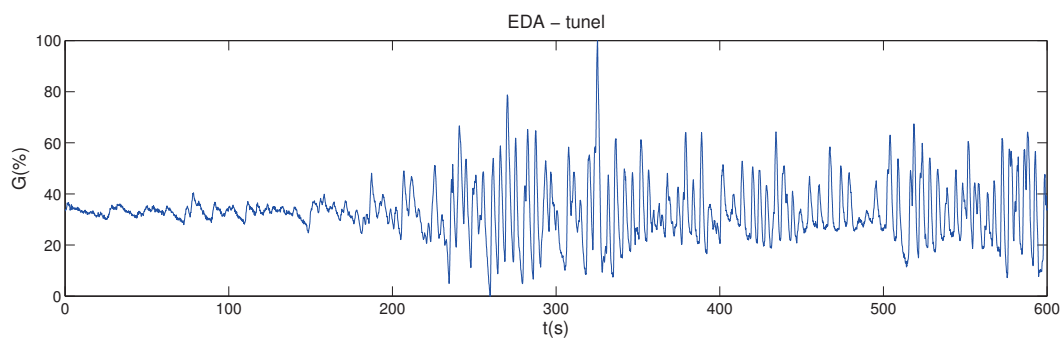
Obr. 2.14: Elektrodermální aktivita jednoho subjektů při letech s výpadkem motoru.



Obr. 2.15: Elektrodermální aktivita jednoho ze subjektů při letech s výpadkem motoru v detailním pohledu na čas s výpadkem motoru.



Obr. 2.16: Signály vodivosti pokožky z různých míst na lidském těle, převzato z [8].



Obr. 2.17: Elektrodermální aktivita během letu bez výpadku motoru s navigačním prvkem tunel.

Tomu, že se během letu stalo něco náhlého, zhruba po třech minutách letu, naznačuje signál na obrázku 2.17. Jedná se o let bez výpadku motoru, ale činnost potních žláz mohla být stimulována ve větší míře před přistáním. Tento příklad je ojedinělý a před přistáním při dalších scénářích se obdobná vlastnost signálu neprojevila. Většina projevů je pravděpodobně způsobena vnějšími podmínkami v kabině, které působí na činnost potních žláz.

2.5.3 Zpracování záznamu respirační činnosti

Signál získaný z tenzometrického pásu je nejprve filtrován horní propustí s mezní frekvencí 0,2 Hz, aby byl odstraněn vliv kolísání pomyslné izoliny. Pomocí integrátoru byla vytvořena energetická obálka signálu. Obálka byla vynásobena desetkrát, po vynásobení byla zvýrazněna maxima i minima a díky průchodům nulou zůstala zachována délka dechového cyklu.

Pomocí prahu a difference společně s několika ošetřeními jsou v energetické obálce signálu nalezeny indexy minim a maxim jednotlivých dechových period. Pomocí těchto dvou sad indexů je odečtena doba nádechu, výdechu a hloubka dechu na původním záznamu respirace. Doba nádechu je čas mezi minimem a následujícím maximem. Doba výdechu je čas mezi maximem a následujícím minimem. Hloubka dechu je určena jako průměrná hodnota amplitudy nádechu a výdechu v jednom dechovém cyklu.

Práh (*threshold*) pro detekci je určen dle níže uvedených vztahů 2.1 a 2.2, kde X je signál respirace a X_m je jeho maximum.

$$X' = X > 0,1 \cdot X_m \quad (2.1)$$

$$threshold = \frac{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n X_i'}{3} \quad (2.2)$$

Extrakce příznaků ze záznamu respirace

Extrakce příznaků ze signálu respirační činnosti je méně často řešený problém, podrobně se tím zabývá například publikace [33] a [7]. Z těchto publikovaných řešení

byly převzaty čtyři parametry záznamu respirace z frekvenční oblasti a čtyři z časové oblasti. Jejich popis je v níže uvedené tabulce 2.8.

Tab. 2.8: Parametry záznamu respirace.

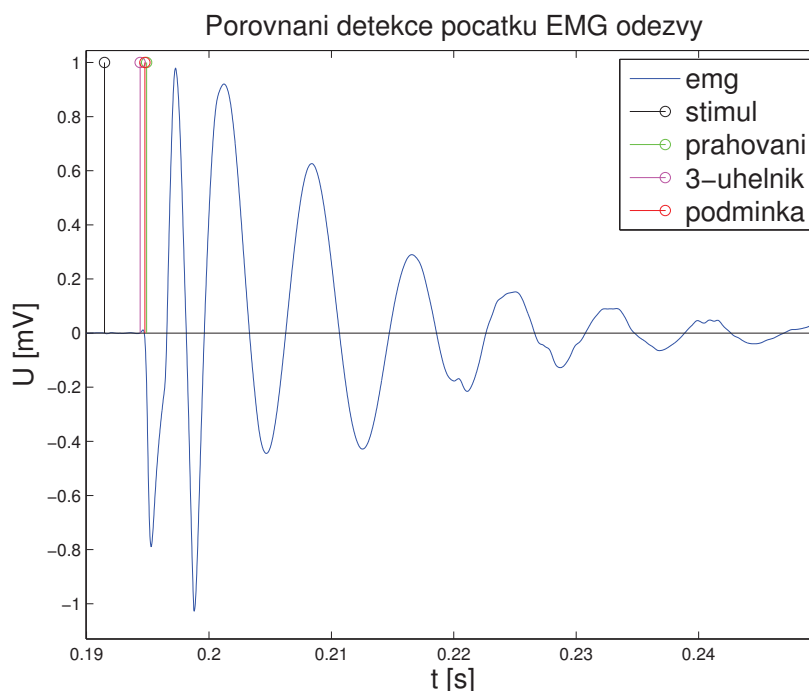
Parametr	Popis
RF1	Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 0 až 0,5 Hz
RF2	Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 0,5 až 1 Hz
RF3	Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 1 až 1,5 Hz
RF4	Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 1,5 až 2 Hz
FPVS	Průměrná amplituda jednotlivých párů maxima a minima v jednom dechovém cyklu
SDPVS	Směrodatná odchylka hodnot amplitudy jednotlivých dechových cyklů
ABF	Průměr dechové frekvence
SDBF	Směrodatná odchylka hodnot dechové frekvence

2.5.4 Zpracování signálu vedení nervového vzruchu ulnárním nervem

V získaném signálu jde především o detekci času, kdy stimul dojde ke snímací elektrodě. Posléze o výpočet rychlosti vedení v tomto periferním nervu. Rychlost se vypočítá jednoduše jako dráha překonaná za zjištěný čas.

Pro detekci počátku odezvy stimulovaných svalů v dlani jsou použity tři metody. Porovnání výsledků detekce jsou na obrázku 2.18. Detekci náběžné hrany lze provést prahováním výkonové obálky signálu spolu s nalezením difference. Dále pak trojúhelníkovou metodou, pomocí té se nalezne trojúhelník s maximálním obsahem. Jeden vrchol představuje první inflexní bod, druhý vrchol počátek stimulu a třetí vrchol detekovaný počátek odezvy. Třetí metodou je určení detekční podmínky. V tomto případě jde o první časový okamžik kdy signál má amplitudou vyšší než 0,1 mV, a to ve 20-ti ms následujících po stimulu.

Takto jsou získány tři hodnoty rychlosti vedení nervu. Z těchto tří hodnot je vypočtená průměrná rychlost vedení periferního nervu u každého subjektu. Signál byl měřen po absolvování všech letových scénářů, a to pouze jednou. Proto není možné porovnat rychlost vedení periferním nervem před a po absolvování letů. Tento signál není využit jako parametr pro statistické vyhodnocení, protože není záznam reakční doby z každého letového segmentu. Jde tedy o parametr subjektu.



Obr. 2.18: Porovnání výsledků tří způsobů detekce počátku odezvy.

2.5.5 Zpracování reakční doby

Reakční časy jsou vyhodnoceny již pomocí systému Biopac, toto měření je součástí výukových lekcí. Parametr slouží pro zjištění souvislostí s ostatními stresovými parametry. Z měření jsou využity průměrné doby reakce na jednotlivé série měření v závislosti na druhu podnětu. Tento signál není využit jako parametr pro statistické vyhodnocení, protože není záznam reakční doby z každého letového segmentu, jde o parametr subjektu.

2.6 Statistické metody

Při analýze experimentálních dat v biologických statistikách se nejčastěji testují dvě populace za účelem zjistit mezi nimi rozdíl. Při parametrickém testování experimentálních dat se dotazujeme, zda dva výběry mají shodný průměr nebo zda má každá populace určitou hodnotu průměru. Pomocí tohoto testování je tedy následně možné zařadit jedince do populace. Mezi parametrické testy se řadí především t-test a F-test pro testování rozdílu dvou rozptylů [36].

2.6.1 Analýza rozptylu - ANOVA

Tato metoda umožňuje ověřit, zda na hodnotu náhodné veličiny má statisticky významný vliv hodnota některého ze zvolených parametrů. V takovém případě se hovoří o jednorozměrné analýze rozptylu. V případě experimentu vystupuje více faktorů, pak je řeč o vícerozměrné analýze rozptylu. Což je výpočetně podstatně náročnější úloha [37].

Faktory jsou účinky několika různých podmínek, které se podílejí na psychickém stavu pilota a teoreticky také na výsledné hodnotě jednoho z parametrů. V případě, že by bylo potřeba zjistit, zda existují rozdíly mezi jednotlivými skupinami subjektů, fází letu nebo typem letu, byla by porovnávána střední hodnota navzájem pro všechny kombinace faktorů. Takovéto vícenásobné porovnání umožňuje provádět právě analýza rozptylu [36].

Metoda hodnotí vztahy mezi rozptyly výběrových souborů, které jsou porovnávány. V zásadě jde o převedení problému testování shody středních hodnot na testování shody dvou rozptylů pomocí F-testu. Tento test je již parametrický a rozhoduje, zda má parametr vliv na rozptyl (proměnlivost) zkoumané náhodné veličiny. Pomocí vícefaktorové analýzy rozptylu (MANOVA) je možné posoudit hlavní a interakční účinky jednotlivých faktorů na závislou kvantitativní proměnnou [37].

Sestavení vstupů pro analýzu ANOVA

Základní otázka zní, zda je let s výpadkem motoru při použití ELA odlišný z hlediska hodnot zvolených parametrů, vůči letu s výpadkem motoru bez použití ELA. Dru-

hou otázkou je, zda je možné pomocí některého ze zvolených parametrů odlišit fáze letu a identifikovat tak časové úseky vykazující známku stresu. Pomocí subjektivního hodnocení stresu v jednotlivých fázích, fází letu a typu letu byla sestavena vícefaktorová analýza rozptylu (MANOVA). Tyto tři veličiny jsou tři faktory popisující hodnotu daného parametru. Způsob sestavení vstupních matic pro vícefaktorovou analýzu rozptylu je na obrázku 2.19. Pomocí této analýzy by bylo možné zodpovědět otázku rozdílnosti letů a fází letů z hlediska stresu.

SDNN						
FÁZE	LET	SUBJEKT	HODNOTA PARAMETRU	SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ	FÁZE	LET
1	LET1	S011	6,393647026	4	1	1
2	LET1	S011	2,509865703	1	2	1
3	LET1	S011	6,78871109	3	3	1
4	LET1	S011	5,335854428	2	4	1
1	LET1	S012	6,816371761	4	1	1
2	LET1	S012	4,546454173	1	2	1
...	...	...	...	...	...	...

Obr. 2.19: Ukázka části způsobu sestavení vstupní matice pro vícefaktorovou analýzu rozptylu, vstupní hodnoty jsou v tučně ohraničené části.

FAKTORY ANALÝZY

• Typ letu

- Let 1, je let s výpadkem motoru bez použití ELA.
- Let 2, je let s výpadkem motoru s použitím ELA.

• Fáze letu

- Fáze letu jsou čtyři a odpovídají segmentaci na obr 2.13 .

• Subjektivní hodnocení stresu v jednotlivých fázích

- Jednotlivé fáze byly hodnoceny nezávisle na typu letu na škále od jedné do čtyř, kdy fáze letu označená stupněm 1 je subjektivně vnímána jako nejvíce stresující, naopak fáze letu označená stupněm 4 je subjektivně vnímána jako nejméně stresující. Výsledky hodnocení jsou patrné na obrázku 2.6.

Do analýzy jsou zařazeni pouze piloti, kteří letěli oba dva typy letu. Podle známů jednotlivých letů je možné určit, zda pilot podle zvoleného navigačního prvku skutečně letěl nebo jej v průběhu letu přestal sledovat. To lze určit ze zobrazené dráhy letu, jako je na obrázku 2.12. Proto bylo možné statisticky hodnotit celou skupinu pilotů, zvlášť skupinu pilotů, kteří dokázali sledovat navigovanou trajektorii po celou dobu letu a zvlášť skupinu, která nesledovala navigovanou trajektorii.

Pomocí vícefaktorové analýzy se posuzují hlavní a interakční účinky jednotlivých faktorů. Mohly by být sledovány tři interakce, typ letu spolu s fází letu, typ letu s fází letu a fáze letu s typem letu. V tomto konkrétním případě nemá význam sledovat všechny možné varianty interakčních účinků. Nejvhodnější interakce je fáze letu a typ letu, protože by mohla zodpovědět otázku, zda je některá z fází lepší pro určení typu letu.

INTERAKCE BUDE STATISTICKY VÝZNAMNÁ JESTLIŽE:

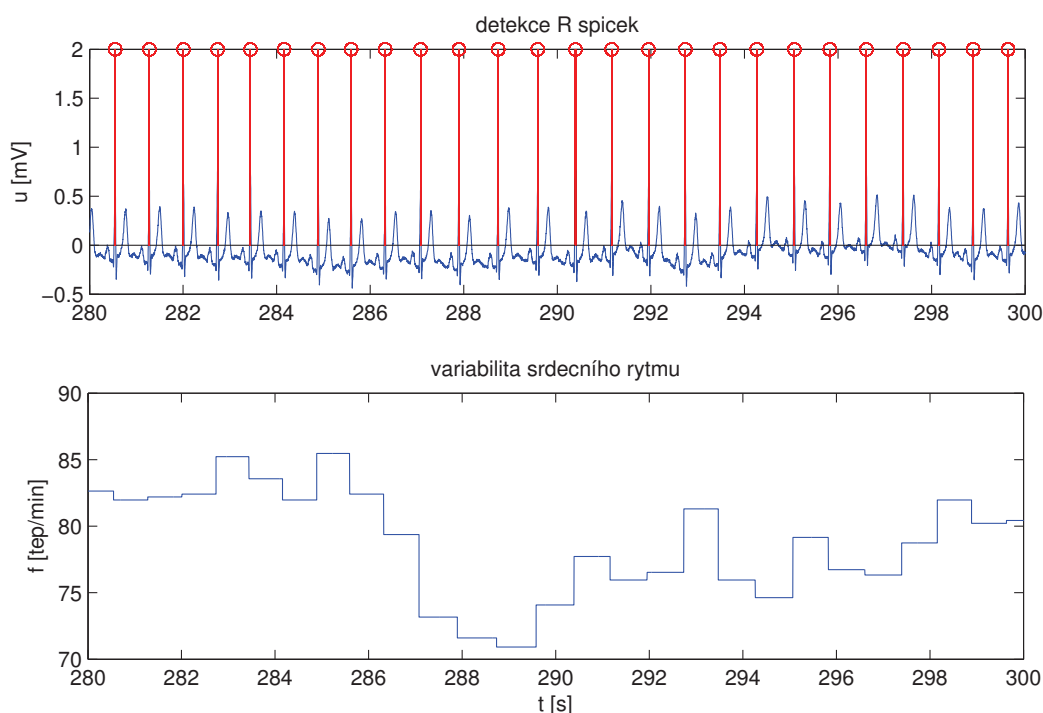
- FÁZE LETU $\times$ TYP LETU
 - Některá fáze bude vhodnější pro rozlišení typu letu.
- TYP LETU $\times$ SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ
 - Z této interakce není principiálně možné získat signifikantní výsledky, protože jsou hodnoceny fáze nezávisle na typu letu. Fáze v obou typech letu jsou hodnoceny identicky.
- SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ $\times$ FÁZE LETU
 - Na základě hodnoty parametru je možné, v některé fázi subjektivně vyjádřenou míru stresu považovat za správnou.

Hlavní efekty jednotlivých sloupců vstupní matice na hodnotu parametru, znamenají změnu parametru v závislosti na typu letu nebo na fázi letu. Díky subjektivnímu hodnocení porovnávanému s hodnotami parametru lze také posoudit, zda je subjekt schopen reflektovat vlastní míru stresu správně. Respektive, zda je podle subjektivního i objektivního hodnocení skutečně stresovaný. Tyto tři faktory budou posouzeny zvlášť pomocí jednorozměrné analýzy rozptylu.

3 Výsledky

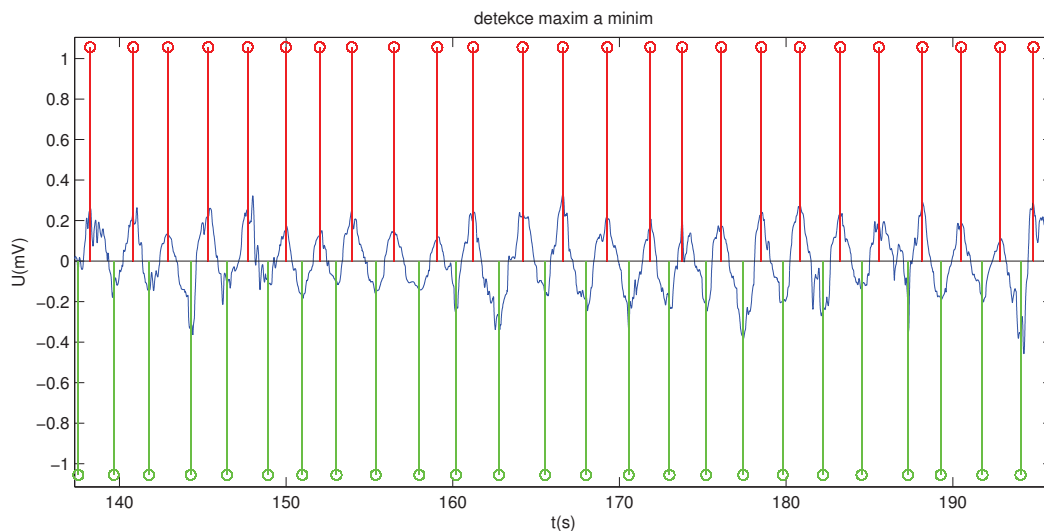
3.1 Výsledky detekce

Nejprve bylo nutné v signálu EKG detekovat R-špičky a pomocí této detekce vytvořit signál variability srdečního rytmu. Ukázka výsledné detekce a signál variability srdečního rytmu je zobrazen jako schodovitá funkce na obrázku 3.1.



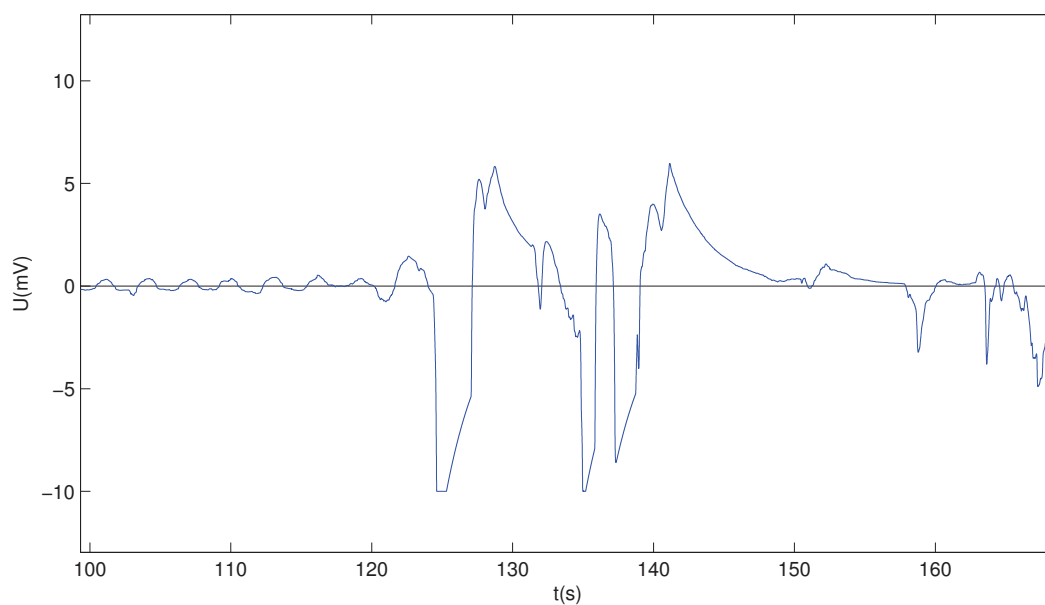
Obr. 3.1: Detekce maxim R vln a signál variability srdečního rytmu z úseku signálu EKG, zobrazen jako schodovitá funkce.

Detekce maxim a minim v záznamu respirace byla nutná pro následnou parametrizaci. Detekce probíhala na signálu získaném pomocí tenzometrického pásu. Protože například parametr FPVS uvažuje ke svému výpočtu hloubku dechových cyklů. Ta ze záznamu respirace pomocí termistoru není čitelná. Zpracování signálu z tenzometrického pásu se ukázalo jako postačující. Výslednou detekci maxim a minim je možné pozorovat na obrázku 3.2.



Obr. 3.2: Výsledná detekce maxim (červeně) a minim (zeleně) na původním signálu.

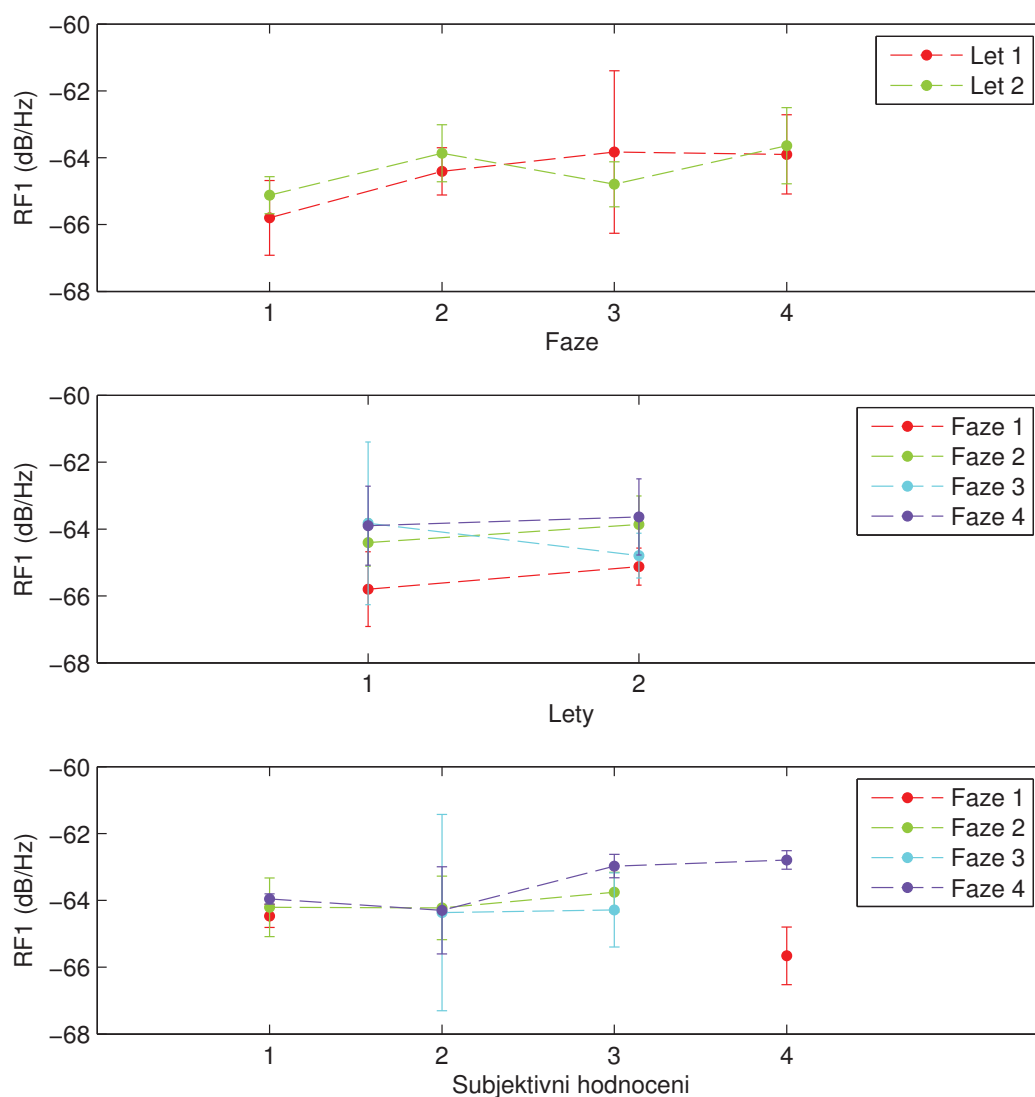
Do záznamu respirace pomocí tenzometrického pásu se více promítají artefakty způsobené otřesy simulátoru. Ukázka je na obrázku 3.3. Tyto artefakty ve dvou případech znemožnily správnou detekci. Jednalo se o subjekty, které neletěly požadovanou dvojici letů s výpadkem motoru, proto nebyla detekce dále odladěna. Detekce a následná parametrizace neproběhne v signálech, kde je příliš velký artefakt.



Obr. 3.3: Artefakt komplikující detekci v celém rozsahu signálu.

3.2 Výsledky parametrizace

Fáze letů, resp. úseky biosignálů byly parametrizovány metodami signálového zpracování, pomocí třinácti parametrů. Tyto parametry byly vybrány za účelem následné identifikace úseků vykazujících známky stresu v souvislosti s režimem letu. Především se jednalo o režimy bez použití a s použitím elektronického přístávacího asistenta (ELA).



Obr. 3.4: Výstupy pro odhad vhodného parametru, parametr RF1 - průměrný výkon signálu respirace ve frekvenčním pásmu 0 až 0,5 Hz.

Na obrázku 3.4 je vidět, zda je možné na základě parametru rozlišit let s navigací (let2) a bez navigace (let1). Dále pak, zda je možné pomocí tohoto parametru

rozlišit fázi letu a také zda je významně odlišná hodnota parametru v závislosti na subjektivním hodnocení.

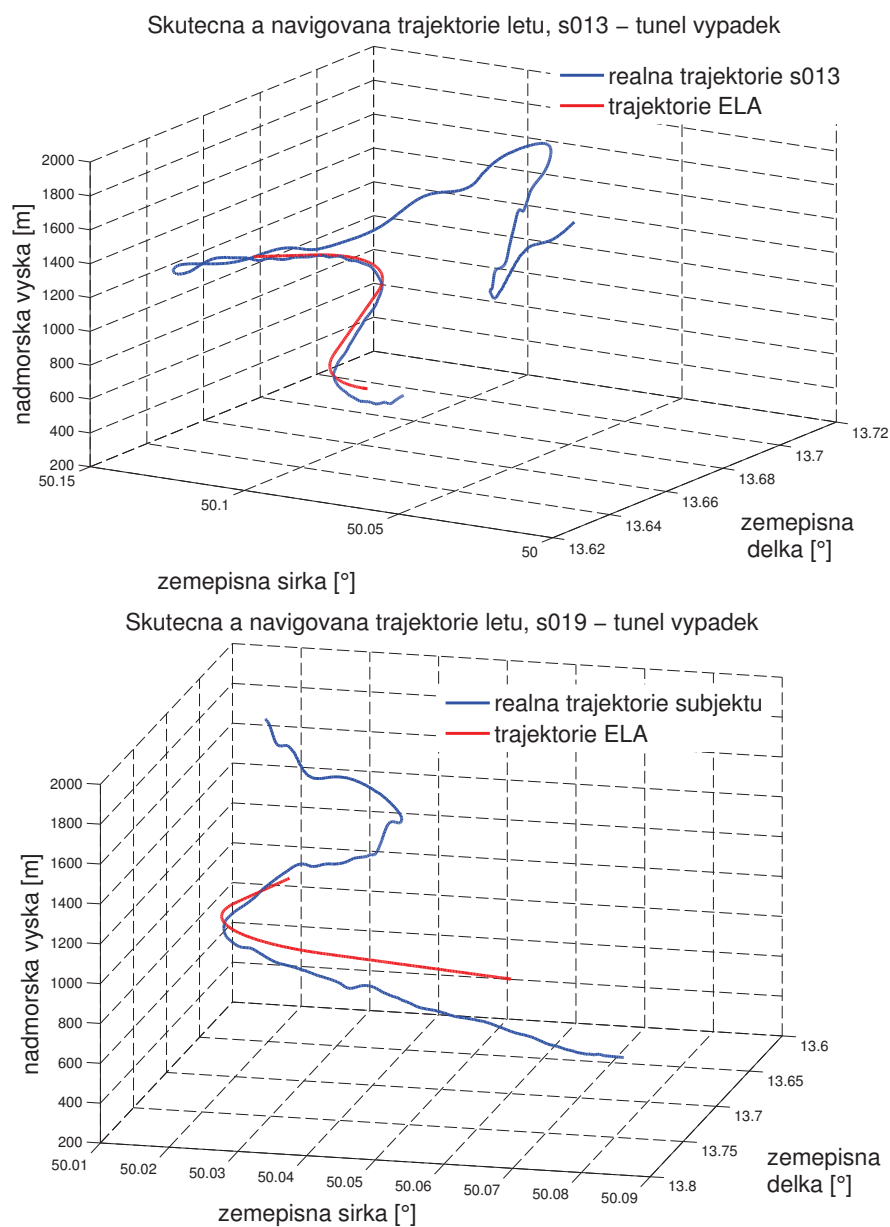
Bod na obr. 3.4 je průměr hodnot parametru a interval okolo něj je jejich rozptyl v daném typu instance, například ve fázi jedna pro let dva (první zelený bod na prvním grafu). Na obrázku je patrné, že let bez použití a s použitím ELA nepůjde snadno rozlišit na základě tohoto parametru. Pravděpodobně bude možné na základě tohoto parametru odlišit první a čtvrtou fázi letu a na základě subjektivního hodnocení bude možné rozlišit první a čtvrtou fázi.

Obdobné grafy pro předběžné hodnocení dalších parametrů jsou v příloze C. Grafy jsou získané z hodnot parametrů subjektů, které sledovaly navigační prvek po celou dobu letu. Podle těchto grafů nelze určit parametr vhodný k určení typu letu.

3.3 Výsledky analýzy ANOVA

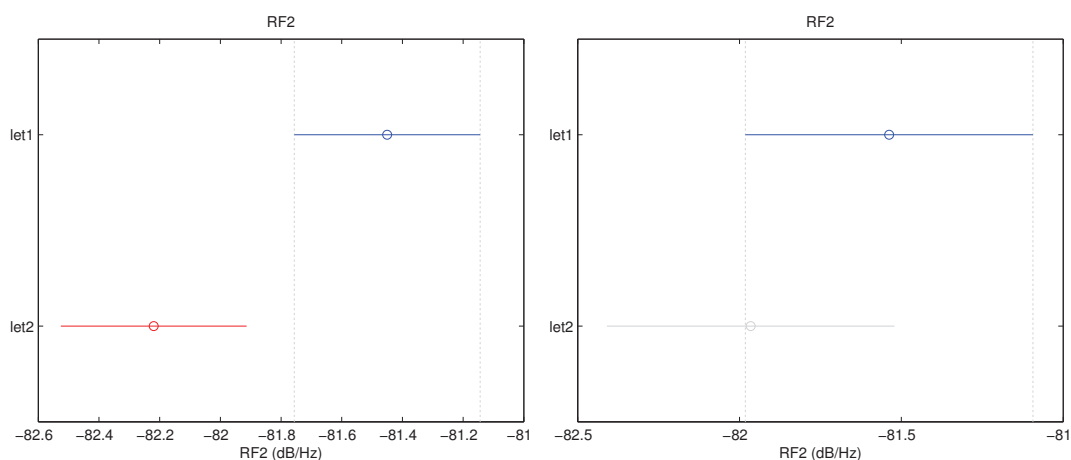
Výsledky analýzy byly zjištěny pro tři skupiny subjektů. První skupina subjektů jsou všichni piloti, kteří absolvovali let s výpadkem motoru s i bez ELA. Tyto typy letu absolvovaly všechny subjekty, ale ve skupině jsou ty, pro které jsou dostupná také letová data potřebná pro segmentaci biosignálů. Druhou skupinu tvoří subjekty, které sledovaly navigační prvek po celou dobu navigovaného letu. Třetí skupinu tvoří subjekty, které podle navigace nedokázaly letět a nekopírovaly navigovanou trajektorii po dobu letu. Příklady trajektorií z obou skupin jsou zobrazeny na obrázku 3.5. Na spodním grafu v obrázku 3.5 je patrné, že subjekt opustil navigovanou trasu v nadmořské výšce 600 m. Všechny výsledky byly určeny na hladině významnosti 5%.

Za účelem rozlišení typu letu, byly pomocí analýzy rozptylu hodnoceny také jednotlivé fáze. Účelem bylo zjistit, zda se let bez využití funkce ELA (let1) a let s jejím využitím (let2) liší na základě hodnot parametrů v některé z fází. Dále bylo zjišťováno, zda je možné tyto dva lety rozlišit dle hodnot parametrů pouze v úsecích po výpadku motoru. Tomu, že to není možné tyto dva lety takto rozlišit, napovídají všechny vytvořené grafy na obrázku 3.4 i všechny zbývající v příloze C. To, že není možné od sebe zmíněné dva lety takto odlišit, vyšlo také pomocí analýzy rozptylu.



Obr. 3.5: Trajektorie subjektu kopírující trajektorii ELA (nahore) a trajektorie subjektu nekopírující ELA (dole).

Jediný signifikantní výsledek je v levé části obrázku 3.6. Tento výsledek je zjištěn pro první fázi letu před výpadkem. V této fázi, v těchto dvou letových scénářích, není nikdy využita funkce přistávacího asistenta. Tento výsledek proto není nijak zásadní. Ostatní výsledky zjištěné při pokusu rozlišit od sebe dva lety jsou na přiloženém CD. Jeden z těch, který obdobně jako ostatní není signifikantní, je v pravé části obrázku 3.6. Dle těchto analýz, není možné od sebe odlišit tyto dva lety. Je však velmi důležité poznamenat, že tento závěr je vytvořen na velmi malém vzorku subjektů. Výsledky byly zjištěny ve všech třech skupinách, které jsou popsány výše.



Obr. 3.6: Signifikantní rozdíl v hodnotách parametru RF2 v první fázi letu (vlevo) a nesignifikantní rozdíl v hodnotách parametru RF2 ve druhé fázi letu (vpravo).

3.3.1 Výsledky ANOVA - celá skupina

V tabulce 3.1 jsou zaznamenány signifikantní výsledky, které byly získány pomocí analýzy rozptylu u celé skupiny. Uvedené výsledky analýzy jsou vyhodnocením celé skupiny subjektů, která sledovala i nesledovala po celou dobu letu navigační prvek. Je evidentní, že na základě ani jednoho z parametrů není možné určit typ letu. Tento výsledek lze interpretovat tak, že mezi lety s použitím a bez použití ELA není signifikantní rozdíl v hodnotách parametrů hodnotících stres. Podle této analýzy nezáleží na tom, zda je při řešení extrémní situace využit elektronický přistávací asistent.

Tab. 3.1: Shrnutí signifikantních výsledků jednorozměrné analýzy rozptylu pro celou skupinu subjektů.

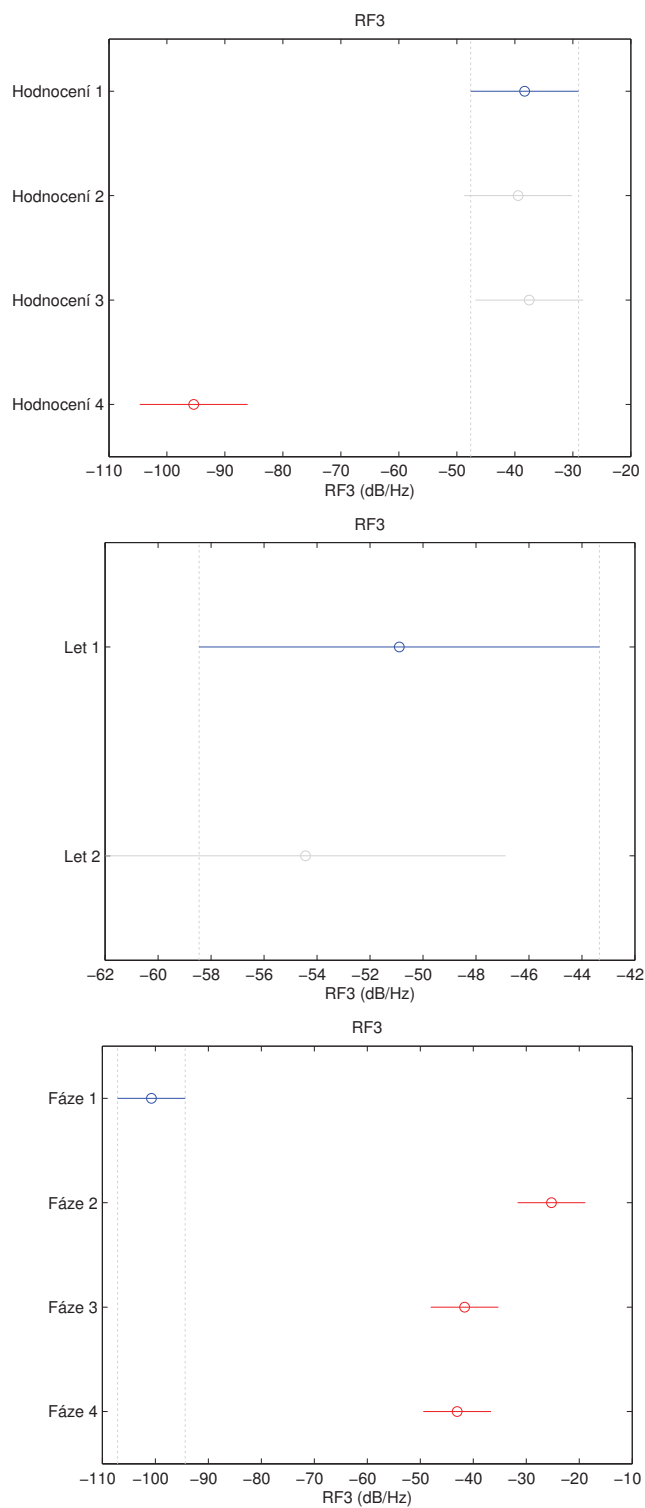
Parametr	Dimenze		
	Hodnocení	Fáze	Let
RF1	n.s.	$p < 0,05$	n.s.
RF3	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s.
RF4	$p < 0,05$	n.s.	n.s.
ABF	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s.

Na obrázku 3.7 je zobrazen výstup analýzy pro parametr RF3, na základě kterého také není možné rozlišit typ letu. Nicméně je možné odlišit první fázi letu od ostatních fází. Podle výsledků v dimenzi subjektivního hodnocení lze předpokládat subjektivní hodnocení úseku nejméně vykazující známky stresu (hodnocení 4). Z grafů v dimenzi fáze a hodnocení je patrné, že se jedná, podle hodnoty parametru na ose x , o první fázi hodnocenou stupněm čtyři.

Z grafu v dimenzi fáze je patrné, že podle parametru RF3 je možné odlišit také fázi druhou (není barevně označeno). Podle parametru RF3 neznámého úseku signálu tedy můžeme určit, zda se jedná o první nebo druhou fázi letu. Eventuelně je možné podle hodnoty parametru určit, zda se jedná o fázi třetí a zároveň čtvrtou, ty je možné odlišit pouze od fáze první nebo druhé. Obdobně sestavené trojice výsledných grafů jsou v příloze D.1 pro parametry se statisticky významnými výsledky.

Interakční účinky

U několika parametrů vyšla signifikantní interakce subjektivního hodnocení s fází letu. P hodnota nižší než hladina významnosti, při interakci subjektivního hodnocení s fází letu, vyšla u všech parametrů vypočtených ze signálu HRV, vyjma parametru LFHFratio. Ve stejné interakci vyšly signifikantní výsledky u tří parametrů ze záznamu respirace. Jde o parametry RF1, ABF a SDBF. V této skupině subjektů nebyly zjištěny signifikantní výsledky v žádné další interakci.



Obr. 3.7: Výsledky analýzy rozptylu celé skupiny pro parametr s největším počtem signifikantních výsledků (RF3).

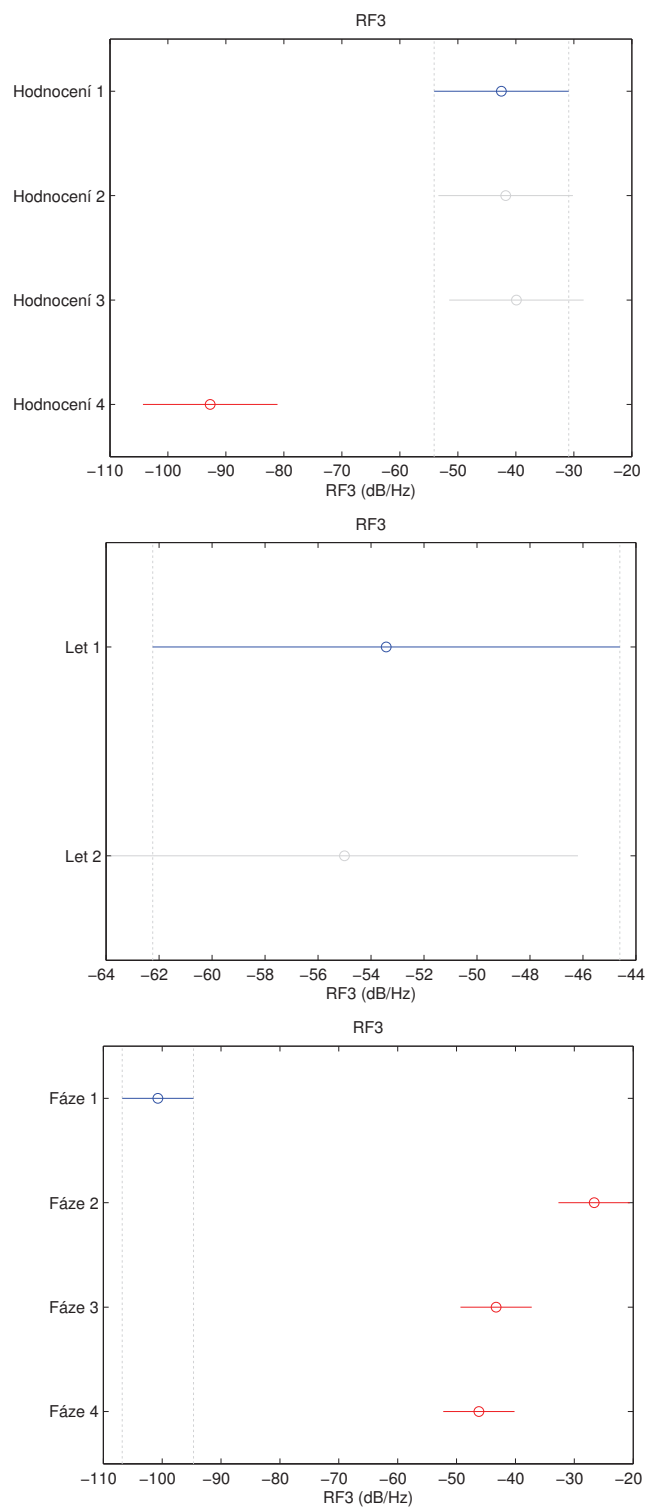
3.3.2 Výsledky ANOVA - skupina kopírující trajektorii ELA

Analýza rozptylu této skupiny poskytuje nejvíce validní výsledky, protože statistický vzorek tvoří subjekty, které letěly opravdu korektně oba lety. Jedná se pouze o subjekty s kódy: s011, s012, s017, s018, s021 a s022, takto malý vzorek je možnou příčinou nesignifikantních výsledků pro rozeznání typu letu. Analýza této skupiny opět nevyvrací, že není rozdíl mezi letem s navigací a bez ní.

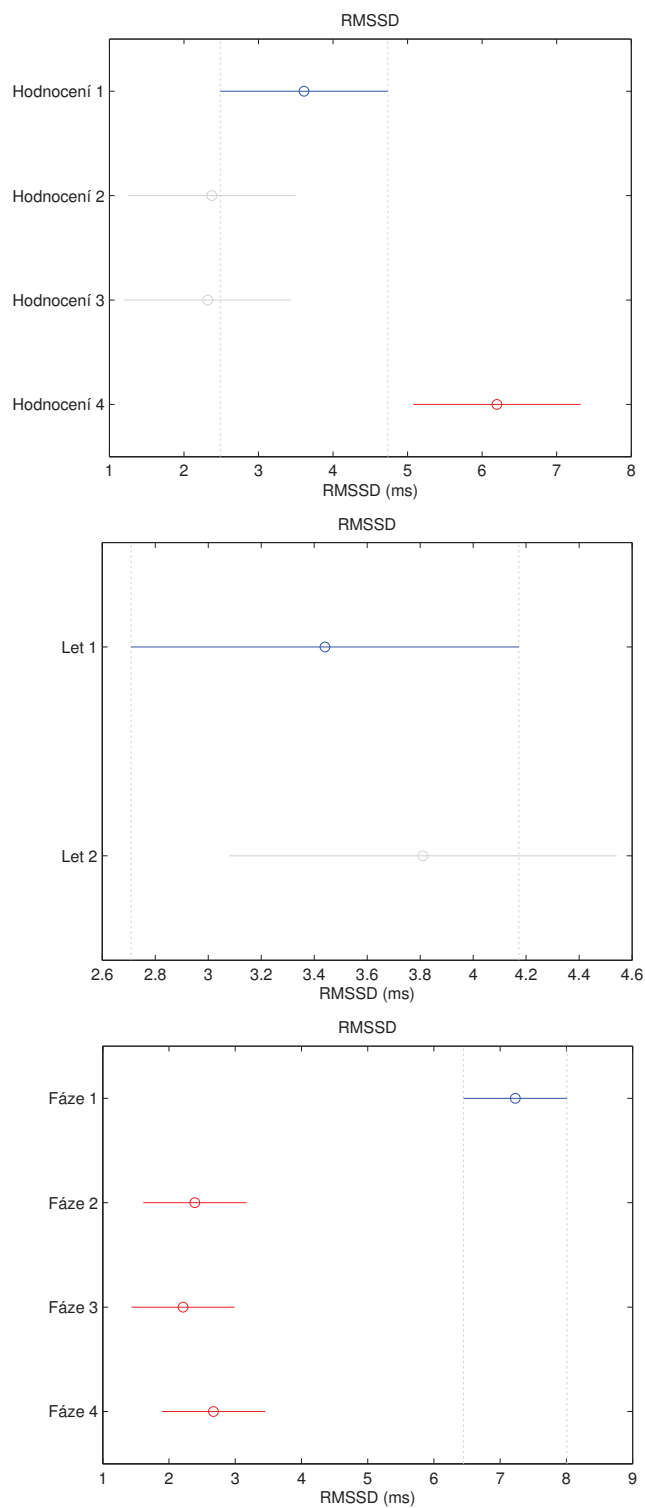
Tab. 3.2: Shrnutí signifikantních výsledků jednorozměrné analýzy rozptylu pro skupinu subjektů kopírující trajektorii ELA.

Parametr	Dimenze		
	Hodnocení	Fáze	Let
RMSSD	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s.
SDSD	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s.
RF1	n.s.	$p < 0,05$	n.s.
RF3	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s.
FPVS	n.s.	$p < 0,05$	n.s.
SDPVS	n.s.	$p < 0,05$	n.s.
ABF	n.s.	$p < 0,05$	n.s.
SDBF	n.s.	$p < 0,05$	n.s.

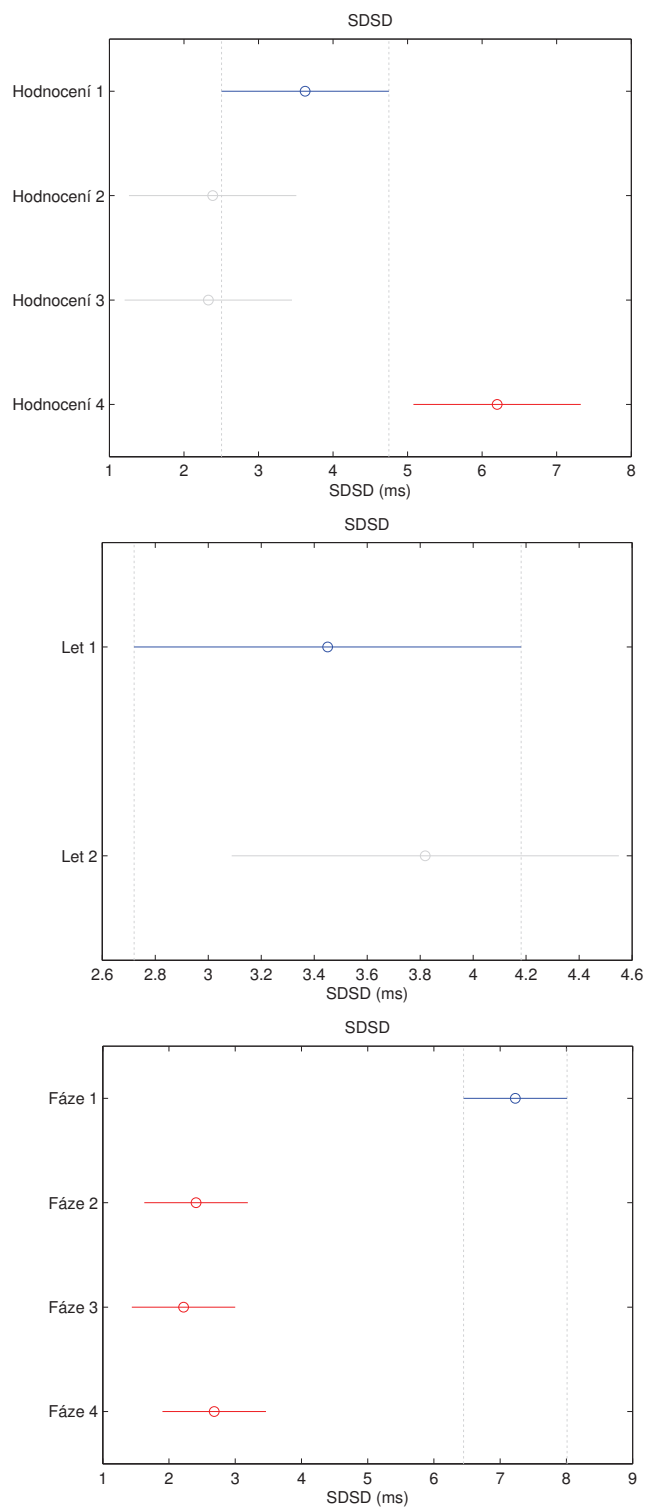
Některé ze signifikantních výsledků jsou na obrázcích 3.8, 3.9 a 3.10. V dimenzi hodnocení je ve všech třech případech signifikantní rozdíl v hodnotě parametru u hodnocení stupněm čtyři. Stupeň čtyři je stupeň s nejnižší úrovní subjektivně vnímaného stresu. Podle hodnot parametru na ose x odpovídá hodnocení stupněm čtyři fázi jedna. To je patrné na všech třech příkladech, dle těchto výsledků by bylo možné označit první fázi letu za nejméně stresující. Což je zároveň logické, protože jde o jedinou fázi letu, ve které běží motor letadla. Další grafické znázornění signifikantních výsledků v dimenzi fáze je v příloze D.2.



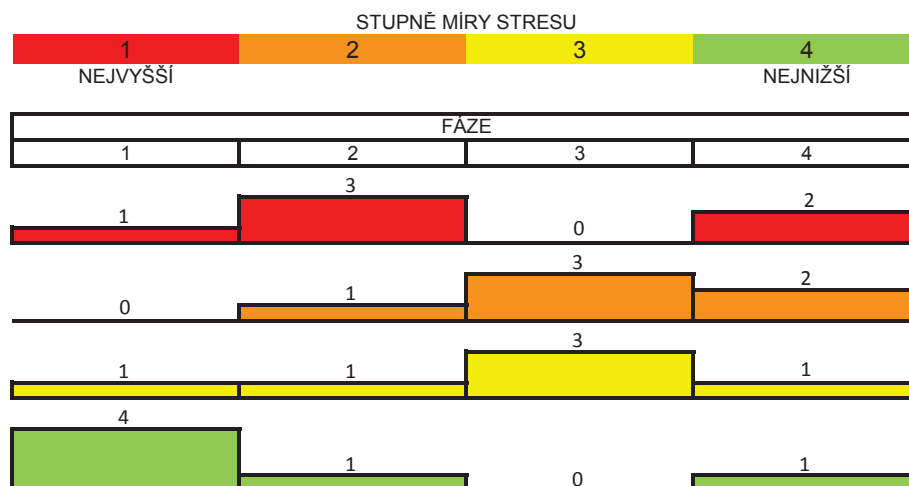
Obr. 3.8: Výsledky analýzy rozptylu skupiny kopírující trajektorii ELA pro parametr RF3.



Obr. 3.9: Výsledky analýzy rozptylu skupiny kopírující trajektorii ELA pro parametr RMSSD.



Obr. 3.10: Výsledky analýzy rozptylu skupiny kopírující trajektorii ELA pro parametr SDSD.



Obr. 3.11: Grafické znázornění výsledků subjektivního hodnocení, zastoupení subjektivně vnímané míry stresu v jednotlivých fázích u skupiny využívajících ELA.

Interakční účinky

U parametrů LFHFratio, SDBF a ABF vyšla statisticky významná interakce subjektivního hodnocení a fáze letu. Na obrázku 3.11 je znázorněno jak subjekty v této skupině hodnotily jednotlivé fáze letu. Na základě hodnot zmíněných parametrů je tedy možné subjektivně vyjádřenou míru stresu považovat za odpovídající, ale není jasné ve které fázi. Interpretace tak neposkytuje odpovědi na kladené otázky.

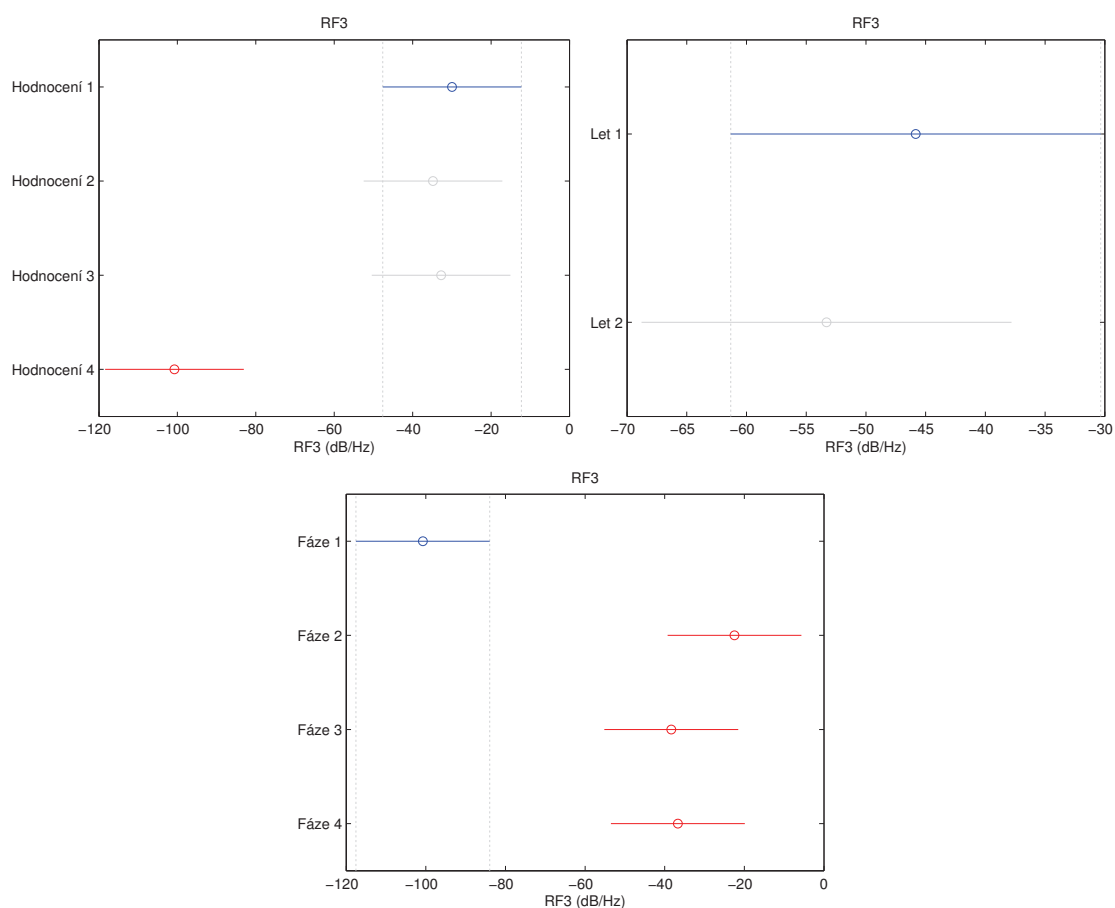
3.3.3 Výsledky ANOVA - skupina nekopírující trajektorii ELA

Tato skupina zahrnuje jen tři subjekty, jde o velmi malý statistický vzorek. U této analýzy je v zásadě správně, že dle výsledků není rozdíl mezi letem s navigací a bez navigace. Subjekt absolvoval let s výpadkem motoru a nevyužil přistávacího asistenta, letěl vlastní trajektorii. Oba lety jsou tak absolvovány bez využití ELA.

I na takto malém souboru subjektů, parametr RF3 nabývá signifikantních výsledků v dimenzi fáze i subjektivního hodnocení viz obrázek 3.12. V dimenzi hodnocení se signifikantně liší hodnota parametru pro stupeň čtyři a v dimenzi fáze se signifikantně liší hodnota parametru ve fázi jedna. Podle hodnoty parametru na ose x toto hodnocení stupněm čtyři náleží první fázi letu. Lze tedy předpokládat, že se v signálech ve fázi před výpadkem motoru nejméně projevuje stres.

Tab. 3.3: Signifikantní výsledky analýzy pro skupinu nevyužívající ELA.

Parametr	Dimenze		
	Hodnocení	Fáze	Let
RF1	n.s.	$p < 0,05$	n.s.
RF3	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s.
ABF	n.s.	$p < 0,05$	n.s.



Obr. 3.12: Výsledky analýzy skupiny nevyužívající ELA pro parametr RF3.

3.3.4 Shrnutí výsledků analýzy ANOVA

Analýza v jednotlivých skupinách neprokázala, že existuje signifikantní rozdíl mezi danými dvěma typy letu. Nejvýznamnějším signifikantním výsledkem je možnost odlišení první fáze letu. Tato fáze je subjektivně hodnocena stupněm čtyři (minimální míra stresu). Parametry, které umožňují odlišení první fáze letu, jsou v tabulce 3.4.

Tab. 3.4: Parametry odlišující první fázi letu (označeny: "+").

Skupina	Parametr		
	RF3	RMSSD	SDSD
celá	+	-	-
sledována ELA	+	+	+
nesledována ELA	+	-	-

Ve všech skupinách byly zjištěny interakční účinky pomocí analýzy MANOVA. Ve skupině účastníků, kteří nesledovali navigovanou trajektorii, nevyšla žádná signifikantní interakce, v ostatních dvou skupinách vyšla.

Tab. 3.5: Parametry se signifikantní interakcí fáze letu spolu se subjektivním hodnocením (označeny: "+").

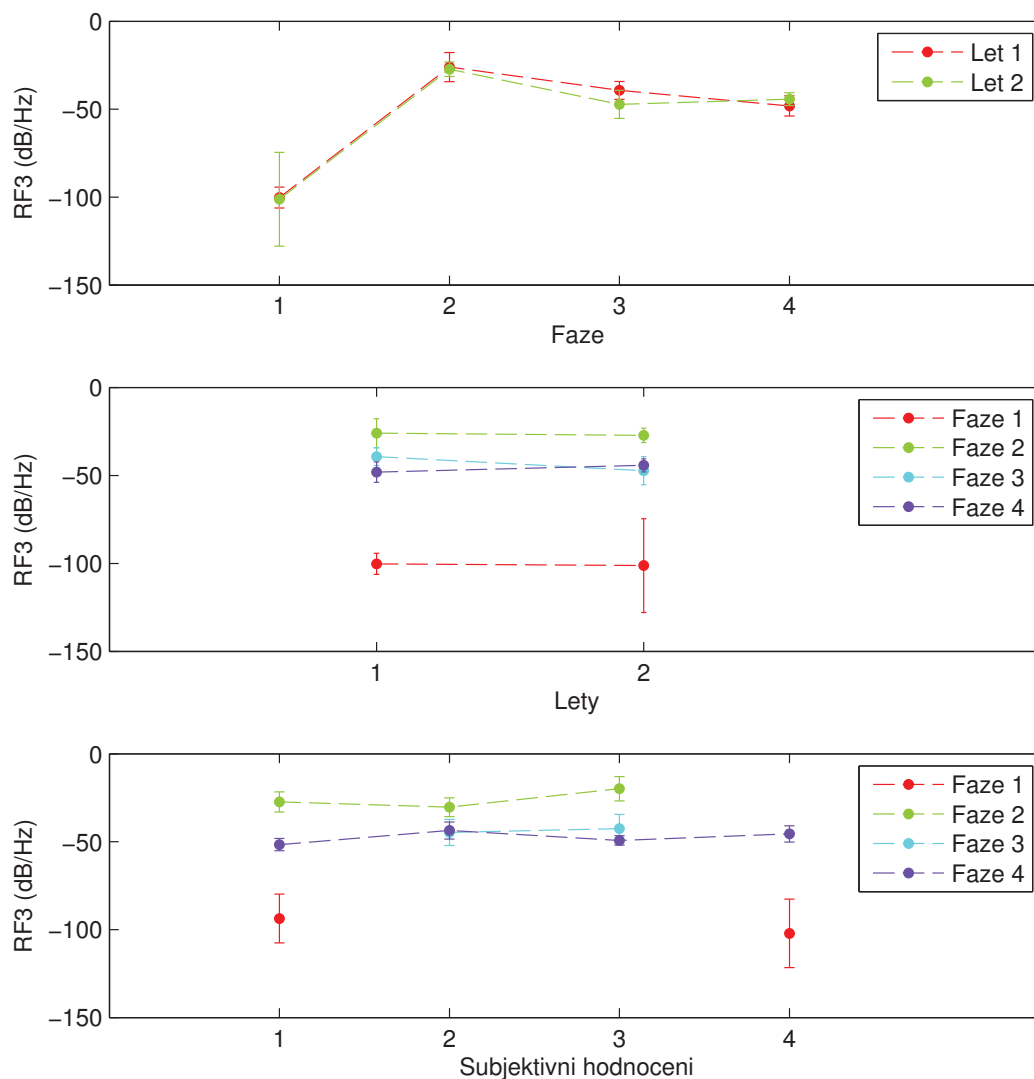
Parametr	Skupina	
	celá	sledována ELA
SDNN	+	-
SDANN	+	-
RMSSD	+	-
SDSD	+	-
LFHFratio	-	+
RF1	+	-
ABF	+	+
SDBF	+	+

Signifikantní vyšla jedna interakce - fáze letu spolu se subjektivním hodnocením. Na základě hodnot parametrů uvedených v tabulce 3.5 je tedy možné subjektivně vyjádřenou míru stresu považovat za správnou. Interpretace je možná jen na úrovni předpokladu, protože není jasné, ve které fázi letu by toto tvrzení platilo.

3.4 Určení úseků vykazujících známky stresu

Dle výsledků analýzy rozptylu nelze jednoznačně pomocí některého z parametrů určit jednu konkrétní fázi letu, která vykazuje známky stresu. Lze však předpokládat, že v úseku signálu v čase před výpadkem motoru, během volného letu, byl subjekt méně stresovaný, než po výpadku motoru při řešení extrémní situace. Dle výsledků analýzy rozptylu v jednotlivých skupinách se prokázalo, že je první fáze (například podle hodnot parametru RF3) vždy odlišná. V případě skupiny, která kopírovala trajektorii ELA, byl průměrný výkon signálu respirace v pásmu 1 až 1,5 Hz v první fázi přibližně o 50 dB/Hz nižší než v ostatních fázích, což je patrné na obrázku 3.13.

Výsledky naznačují, že byl signál dělen do zbytečně velkého množství úseků, ve kterých byly zkoumány projevy stresu. Dle hodnot parametrů pro hodnocení stresu byl signál v zásadě rozdělen pomocí analýzy do dvou úseků. Úseku před výpadkem motoru a po výpadku motoru. V případě signifikantních výsledků v dimenzi subjektivního hodnocení, úsek hodnocený stupněm čtyři (nejméně stresující), odpovídal první fázi letu. Dle určeného předpokladu, hodnot parametrů (RF3, RMSSD, SDSD), výsledků analýzy a dle signifikantních výsledků interakce subjektivního hodnocení s fází letu, mohou být úseky po výpadku motoru označeny za úseky vykazující známky stresu.



Obr. 3.13: Grafy středních hodnot a rozptylu hodnot parametru v dané dimenzi.

3.5 Statistické vyhodnocení projevu letu v závislosti na parametrech subjektu

Statistické vyhodnocení projevu letu v závislosti na anamnéze, zkušenostech a aktuálním stavu pilota, je nezpracovaná část zadání práce. Toto konkrétní statistické vyhodnocení nemá samo o sobě význam, neboť podle dat získaných pomocí dotazníku jsou

anamnéza, zkušenosti i aktuální stav pilota až na pár výjimek vesměs totožné viz tabulka 3.6, vždy má jedna třída velmi vysokou četnost oproti ostatním. Takovéto hodnocení má smysl zahrnout pouze do komplexnější analýzy uvažující více než tyto parametry. Komplexní analýzou databáze subjektů se zabývá Bc. Pavla Klejchová [38]. Toto hodnocení se ukázalo jako nepotřebné pro účely projektu.

Tab. 3.6: Přehled četností tříd uvažovaných parametrů.

Parametr	Třída	Četnost
ANAMNÉZA	lehké vady zraku - netřeba brýle k pilotování	8
	nic	10
	tupozrakost	1
	srdeční arytmie	1
ZKUŠENOSTI	méně než 100 letových hodin	7
	100 - 400 letových hodin	10
	400 - 600 letových hodin	2
	800 letových hodin	1
AKTUÁLNÍ STAV	čerstvý	2
	odpočatý	2
	normální	13
	unavený	3

Závěr

Na základě prostudované literatury byly jako stresové projevy člověka definovány změny v biologických signálech. Především změny v měřené srdeční a dechové aktivitě. Srdeční i dechová frekvence je řízena autonomními nervovými systémy, které jsou odpovědné za vyplavování stresových i antistresových hormonů. Známým stresovým projevem člověka je změna elektrodermální aktivity, využívaná například u detektoru lži.

V literatuře existuje několik způsobů kvantifikace stresu. Kvantifikovat stres, dle prostudované literatury není pravděpodobně možné bez využití známých ontologií nebo signálu EEG. Tento signál není možné měřit v prostředí simulátoru pro jeho nízký výkon. V prostudované literatuře je častěji řešen problém samotné klasifikace stresu. Nebylo však možné analogicky vytvořit trénovací množinu, vše vychází z provedené rešerše v 1.3.

Dle prostudované literatury a experimentálních pokusů, byly určeny biologické ukazatele vhodné pro analýzu stresu. Provedeno bylo také jejich měření dle navržené metodiky, celkem u dvaadvaceti subjektů, metodika experimentu je popsána v 2.3. Měřen byl signál EKG, respirační činnost a galvanická kožní odezva. Během simulovaného letu se zároveň s těmito signály zaznamenávala také letová data. Z hlediska experimentu jsou v letovém záznamu nejdůležitější záznamy o poloze letadla a záznam o chodu motoru.

Prostudováním literatury týkající se čistě poznatků o stresu [30] a [31] bylo zjištěno, že stres se nemusí projevit okamžitě. Což je způsobeno hormonálním řízením. Bylo tedy zapotřebí provést i jiné komplexnější analýzy databáze za účelem nalezení případných charakteristických podskupin, tento problém řeší [38]. Pro účely komplexní analýzy, byly zjišťovány také další podklady. Byla změřena a zpracována reakční doba, zjištěna rychlost vedení periferním nervem a dotazován zdravotní stav.

Na biologické signály byly aplikovány metody signálového zpracování. V signálu EKG byly detekovány R-špičky a vytvořen signál variability srdečního rytmu. V záznamu respirace byla detekována minima a maxima dechových cyklů a následně odečtena variabilita dechové frekvence a hloubka dechu. Záznam EDA byl zobrazen

jako procentuální přírůstky, a pro své vlastnosti vyřazen ze zpracování. Zpracované signály byly segmentovány podle času výpadku motoru do čtyř fází, před výpadkem motoru, minutu po něm, minutu před přistáním a období mezi těmito úseky.

Jednotlivé fáze byly parametrizovány metodami signálového zpracování. Ze signálu variability srdečního rytmu bylo extrahováno pět příznaků zapsaných v tabulce 2.7. Záznam respirační činnosti byl charakterizován osmi příznaky, ty jsou zapsané v tabulce 2.8. Celkem tak bylo získáno třináct parametrů v každé ze čtyř fází, a to ze dvou typů letu od dvaceti subjektů. Všechny parametry byly zobrazeny pomocí grafů středních hodnot a jejich rozptylu v dané dimenzi (viz např. obrázek 3.4).

Za účelem zodpovězení otázky, zda se liší míra stresu v závislosti na použití funkce ELA, byly do následného statistického zpracování zahrnuty jen některé subjekty. Uvažovány byly subjekty, které absolvovaly let při výpadku motoru s využitím i bez využití funkce ELA. Tyto subjekty byly zahrnuty do vícerozměrné analýzy rozptylu (MANOVA), ale i jednorozměrné analýzy rozptylu (ANOVA). Tyto analýzy mohou poskytnout z jedné matice vstupních dat odpovědi na obě otázky. Zda se liší zmíněné lety a zda je možné na základě některého z parametrů rozlišit fáze letu.

Analýza neprokázala signifikantní rozdíl mezi letem s a bez využití funkce ELA, a to u žádného ze zkoumaných parametrů. To by znamenalo, že pilot nepociťuje rozdíl v případě, že je v nouzové situaci naváděn na bezpečné místo přistání. Což může být způsobeno tím, že simulovaný povrch země působí podle názoru některých subjektů ploše. Proto vytváří dojem, že možnosti bezpečného přistání jsou všude v okolí. Výsledný počet subjektů, který bylo možné zahrnout do analýzy rozptylu, je velmi malý. Pro subjekty, které bylo nutné vyřadit, buď nebyla dostupná letová data, nebo nedodržely trajektorii ELA. Aby se jejich počet navýšil, byly zahrnuty do analýzy zvláště právě i piloti, kteří nedodržely trajektorii ELA. Vznikla tak skupina subjektů rozdělena na další podskupiny.

Podařilo se určit vhodné parametry pro identifikaci časových úseků vykazujících známky stresu. Podle počtu signifikantních výsledků, se jako vhodnější pro identifikaci časových úseků vykazujících stres, projeví parametry získané ze záznamu respirace. Jako nejvhodnější se jeví parametr RF3. Skupina subjektů, která absol-

vovala požadované lety, byla rozdělena ještě na dvě podskupiny, podle toho, zda daný subjekt kopíroval navigovanou trajektorii či nikoli. V hodnotách parametru RF3, ve všech třech takto vzniklých skupinách, vyšla signifikantně rozdílná první fáze letu. Některou z fází letu lze obdobně odlišit ve skupině pilotů, která sledovala navigovanou trajektorii, pomocí parametrů RMSSD, SDSD, RF1, FPVS, SDPVS, ABF a SDBF.

Pomocí vícerozměrné analýzy vyšla také v několika případech statisticky významná interakce subjektivního hodnocení s fází letu. Některá z fází tak více odpovídá subjektivní vnímání stresu. Z výsledných grafů bylo patrné, že se jedná o první fázi hodnocenou nejnižším stupněm míry stresu. Tento fakt je objektivně podložen hodnotami vypočtených parametrů RF3, RMSSD a SDSD. Jako úseky vykazující známku stresu by mohly být označeny všechny tři fáze následující po výpadku motoru.

Statistické vyhodnocení způsobu projevu režimu letu v závislosti na anamnéze, zkušenostech a aktuálním stavu pilota nebylo zpracováno. Toto statistické vyhodnocení se projevilo jako nepotřebné pro projekt. Také se z dotazníku neukázalo, že by některá skupina pilotů byla dostatečně rozdílná pro tuto analýzu. Podstatně rozdílnou anamnézu mají jen dva piloti, sedmnáct z dvaceti nalétalo mezi 0 až 400 letovými hodinami, a sedmnáct se jich dostavilo ve vhodném psychickém rozpoložení (tzn. odpočatý, normální a čerstvý). Větší množství času si vyžádalo zpracování velkého množství surových dat a vytvoření párů letových a biologických záznamů.

Požadavek katedry měření FEL ČVUT se týkal konkrétně analýzy stresu, v souvislosti s vyvíjeným přistávacím asistentem. Bylo tedy zapotřebí navrhnout kompletní metodiku experimentu. Po prostudování literatury byly určeny konkrétní biologické signály pro měření, včetně způsobu jejich měření a zjištění reálné měřitelnosti. Bylo třeba určit vhodná místa pro umístění elektrod i jejich vodičů, aby pilot mohl simulátor ovládat. Proběhlo desetidenní intenzivní měření biosignálů při simulovaném letu u dvaadvaceti subjektů, kdy byla nutná fyzická účast.

Byla vytvořena databáze biologických a letových záznamů s vhodnou strukturou. Následně proběhlo předzpracování všech biologických ukazatelů. Podle prostudované literatury byly vybrány parametry biologických signálů, které jsou vhodné pro ana-

lýzu stresu. Projekt byl řešen od samotného požadavku až po určení typu, provedení a vyhodnocení finálních statistických analýz.

Analýza biosignálů neprokázala, že stresové parametry závisí na využití funkce elektronického přistávacího asistenta. V této fázi výzkumu se tedy míra stresu nejeví jako kritický parametr. Bylo by tak vhodné zaměřit se na technické parametry letu. Výsledky jsou závislé také na počtu subjektů v konečné analýze ANOVA. Což je možné řešit rozšířením databáze. Funkce vytvořené za účelem této práce, jsou kompletně zpracovány v prostředí programu Matlab. Jsou koncipovány tak, aby bylo možné automaticky zpracovat jakkoli velkou novou databázi subjektů. Je proto velmi snadné rozšířit aktuální databázi a získat velmi rychle výsledky obdobné analýzy biosignálů.

Možností analýzy biologických signálů pro potřeby vyhodnocení stresových faktorů je dle prostudované literatury velké množství. Za účelem této analýzy bylo změřeno velké množství biologických ukazatelů. Některé nebyly v této konkrétní práci využity, ačkoli byly zpracovány metodami signálového zpracování. Jednu ze zajímavých možností dalších analýz stresu poskytuje například zpracování videozáznamu z kabiny simulátoru. Z videozáznamu je možné zjistit například frekvenci mrkání, na které se stres projevuje. Ale co je zásadnější, je možné vyjádřit, do jaké míry uživatel sleduje navigační prvek, což je zásadní pro udržení správné trajektorie letu.

Použité zdroje

- [1] EUROPEAN AVIATION SAFETY AGENCY: *Annual safety review 2011*, [online]. 2012 [cit. 2013-01-29]. ISBN 978-92-9210-130-5.

Dostupné z URL: <http://easa.europa.eu/communications/docs/annual-safety-review/2011/EASA-Annual-Safety-Review-2011.pdf>.

- [2] THÖNDEL, E.: *Simulátor lehkého a ultra-lehkého sportovního letadla*, [online]. 2009, 27-4-2009 [cit. 2013-01-29].

Dostupné z URL: http://www.pragolet.cz/clanky/simulator_sportovniho_letadla.html.

- [3] GREENE, M.; GREENE, K.: *An EFIS EICAS for general aviation*, Emerging Technologies and Factory Automation, 1996. EFTA '96. Proceedings., 1996 IEEE Conference on, vol.2, pp.429-432 vol.2, 18-21 Nov 1996.

Dostupné z URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=573734&isnumber=12387>.

- [4] INTERNATIONAL COMMITTEE FOR AVIATION TRAINING IN EXTENDED ENVELOPES: *Defining the Loss of Control In-Flight Threat*, ICATEE Industry Initiative[online]. 2008 [cit. 2013-02-12]. Dostupné z URL: <http://icatee.org/defining-the-loss-of-control-in-flight-threat>.

- [5] SORNANATHAN, L.; KHALIL, I.: *Fitness monitoring system based on heart rate and SpO2 level*, Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB), 2010 10th IEEE International Conference on, pp.1-5, 3-5 Nov. 2010. doi: 10.1109/ITAB.2010.5687666

Dostupné z URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5687666&isnumber=5687600>.

- [6] HEALEY, J.; SEGER, J; PICARD. R.: *Quantifying driver Stress: Developing a System fo Collecting and Processing Bio-Metric Signals*, Rocky mountain Bio-Engineering symposium [online] 18.4.1999 [cit. 2013-02-12]. Dostupné z URL: <<http://130.203.133.150/viewdoc/similar;jsessionid=D3531BBCE737985217D08EAC0CEA7341?doi=10.1.1.51.4441&type=ab>>.
- [7] HEALEY, J.; PICARD. R.: *Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors*, Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on , vol.6, no.2, pp.156,166, June 2005 doi: 10.1109/TITS.2005.848368 [cit. 2013-02-12]. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1438384&isnumber=30974>>.
- [8] PICARD, R.; HEALEY, J.: *Affective wearables*, Wearable Computers, 1997. Digest of Papers., First International Symposium on , vol., no., pp.90,97, 13-14 Oct. 1997 doi: 10.1109/ISWC.1997.629924 [cit. 2013-02-12]. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=629924&isnumber=13660>>
- [9] SUN, F.; KUO, C.; CHENG, H.; BUTHPITIYA, S.; COLLINS, P.; GRISS, M.: *Activity-Aware Mental Stress Detection Using Physiological Sensors*, Second International ICST Conference, MobiCASE 2010, Santa Clara, CA, USA, October 25-28, 2010. 2010, s. 211. DOI: 10.1007/978-3-642-29336-8_12. Dostupné z URL: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-3-642-29336-8_12>
- [10] JINHO, K.; CHAN-HYUN, Y.; DESOK, K.; JONG-MIN, W.; SUNTAE J.: *Cost-Minimized E-Health Service for Identification of Mental Stress related Heart Rate Changes*, Medical Devices and Biosensors, 2007. ISSS-MDBS 2007. 4th IEEE/EMBS International Summer School and Symposium on, pp.102-106, 19-22 Aug. 2007, doi: 10.1109/ISSMDBS.2007.4338303. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4338303&isnumber=4338273>>.

- [11] DESOK, K.; YUNHWAN, S.; JAEGOL, C.; CHUL-HO, C.: *Detection of subjects with higher self-reporting stress scores using heart rate variability patterns during the day*, Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, pp.682-685, 20-25 Aug. 2008, doi: 10.1109/IEMBS.2008.4649244. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4649244&isnumber=4649055>>.
- [12] BROOKHUIS, K.; DE WAARD, D.: *Monitoring driver's mental workload in driving simulators using physiological measures*, Accident Analysis. 2010, vol. 42, no. 3, pp. 898-903. ISSN 00014575. DOI: 10.1016/j.aap.2009.06.001. Dostupné z URL: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000145750900116X>>.
- [13] ZHAI, J.; BARRETO, A.B. CHIN, C.; CHAO L.: *Realization of stress detection using psychophysiological signals for improvement of human-computer interactions*, SoutheastCon, 2005. Proceedings. IEEE, pp. 415- 420, 8-10 April 2005, doi: 10.1109/SECON.2005.1423280. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1423280&isnumber=30732>>.
- [14] BORGHINI, G.; ASTOLFI, L.; VECCHIATO, G.;MATTIA, D.; BABILONI, F.: *Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness*, Neuroscience. 2012, ISSN 01497634. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2012.10.003. Dostupné z URL: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0149763412001704>>.
- [15] BEGUM, S.; AHMED, M.U.; FUNK, P.; FILLA, R.: *Mental state monitoring system for the professional drivers based on Heart Rate Variability analysis and Case-Based Reasoning*, Computer Science and Information Systems (FedCSIS), 2012, Federated Conference on, pp.35-42, 9-12 Sept. 2012. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6354476&isnumber=6354297>>.

- [16] TAEHWAN, R.; KYEONGRYEOL, B.; SUNJOO, H.; HYUNWOO, C.; HOI-JUN, Y.: *Wearable mental-health monitoring platform with independent component analysis and nonlinear chaotic analysis*, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, pp.4541-4544, Aug. 28 2012-Sept. 1 2012 doi: 10.1109/EMBC.2012.6346977. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4338303&isnumber=4338273>>.
- [17] OGOREVC, J.; PODLESEK, A.; GERSAK, G.; DRNOVSEK, J.: *The effect of mental stress on psychophysiological parameters*, Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2011 IEEE International Workshop on, pp.294-299, 30-31 May 2011 doi: 10.1109/MeMeA.2011.5966692. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5966692&isnumber=5966641>>.
- [18] ZHENG, Y.; KANTOLA, R.; PENG, Z.: *A Research Model for Human-Computer Trust Interaction*, Trust, Security and Privacy in Computing and Communications (TrustCom), 2011 IEEE 10th International Conference on, pp.274-281, 16-18 Nov. 2011, doi: 10.1109/TrustCom.2011.37. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6120829&isnumber=6120777>>.
- [19] CHUNLIN, Z.; MIN, Z.; JIANPIN, L.; CHONGXUN, Z.: *Electroencephalogram and electrocardiograph assessment of mental fatigue in a driving simulator*, Accident Analysis. 2012, vol. 45, pp. 83-90. ISSN 00014575. DOI: 10.1016/j.aap.2011.11.019. Dostupné z URL: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0001457511003241>>.

- [20] BAYEVSKY, R.M.; IVANOV, G.G.; CHIREYKIN, L.V.; GAVRILUSHKIN, A.P.; DOVGALEVSKY, P.Y.; KUKUSHKIN, U.A.; MIRONOVA, T.F.; PRILUZKIY, D.A.; SEMENOV, U.N.; FEDOROV, V.F.; FLEISHMANN, A.N.; MEDVEDE, M.M.: *HRV Analysis under the usage of different electrocardiography systems*, Committee of New Medical Techniques of Ministry of Health of Russia, 11 April 2002. Dostupné z URL: <http://www.drkucera.eu/upload_doc/hrv_analysis_%28methodical_recommendations%29.pdf>.
- [21] FLIGHTGEAR FLIGHT SIMULATOR: *FlightGear Flight Simulator: sophisticated, professional open-source*, [online]., poslední aktualizace 17. 2. 2013. [cit. 2013-02-20]. Dostupné z URL: <<http://www.flightgear.org>>.
- [22] SO, P.; CONNORS, M.: *NASA TLX: Task Load Index* [online], poslední aktualizace 2006 [cit. 2013-02-20]. Dostupné z URL: <<http://humansystems.arc.nasa.gov/groups/TLX/index.html>>.
- [23] Hart, S.G.: *NASA-Task Load Index (NASA-TLX); 20 Years Later*, proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 50th Annual Meeting, 904-908. Santa Monica: HFES, 2006. Dostupné z URL: <<http://humansystems.arc.nasa.gov/groups/TLX/index.html>>.
- [24] Human Performance Research Group: *NASA TASK LOAD INDEX (TLX), Paper and Pencil Package*, NASA Ames Research Centrum, 1994, 1-19. NASA Ames Research Centrum. Dostupné z URL: <<http://humansystems.arc.nasa.gov/groups/TLX/downloads/TLX.pdf>>.
- [25] CHINEA, A.M.; LOLLET, C.; HERREA, H.; PASSARIELLO, G.; WONG, S.: *Protocol for cardiac assessment of recreational athletes*, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, pp.2132-2135, Aug. 28 2012-Sept. 1 2012, doi: 10.1109/EMBC.2012.6346382. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6346382&isnumber=6345844>>.

- [26] WORLD HEALTH ORGANIZATION, EUROPE: *Body mass index - BMI: A healthy lifestyle*, WHO [online] 2013. doi: 10.1109/EMBC.2012.6346382. Dostupné z URL: <<http://www.euro.who.int/en/what-we-do/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>>.
- [27] WANGING, W.; JUNGTAE, L.: *Development of full-featured ECG system for visual stress induced heart rate variability (HRV) assessment*, Signal Processing and Information Technology (ISSPIT), 2010 IEEE International Symposium on, pp.144-149, 15-18 Dec. 2010 doi: 10.1109/ISSPIT.2010.5711762. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?>>.
- [28] VIJAYALAKSHMI, K.; SRIDHAR, S.; KHANWANI, P.: *Estimation of effects of alpha music on EEG components by time and frequency domain analysis*, Computer and Communication Engineering (ICCCE), 2010 International Conference on, pp.1-5, 11-12 May 2010, doi: 10.1109/ICCCE.2010.5556761. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5556761&isnumber=5556742>>
- [29] SVATOŠ, J.: *Biologické signály: Geneze, zpracování a analýza*. Vyd. 2. Praha: ČVUT, Elektrotechnická fakulta, 1998, 202 s. ISBN 80-010-1822-9.
- [30] KŘIVOHLAVÝ J.: *Jak zvládat stres*, Praha, 2013. Praha: Grada - Avicenum, 1994, 190 s. ISBN 80-716-9121-6.
- [31] SCHREIBER V.: *Lidský? stres. 2. upravené vydání*, Praha: Academia, 2000, 106 p. ISBN 80-200-0240-5.
- [32] TIAN, L.; TOMPKINS, WILLIS J.: *Time domain based algorithm for detection of ventricular fibrillation*, Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE, vol.1, pp.374,377 vol.1, 30 Oct-2 Nov 1997, doi: 10.1109/IEMBS.1997.754554. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=754554&isnumber=16293>>.

- [33] WU C.; CHUNG P., WANG C.: *Representative Segment-Based Emotion Analysis and Classification with Automatic Respiration Signal Segmentation*, Affective Computing, IEEE Transactions on, vol.3, no.4, pp.482,495, Fourth Quarter 2012, doi: 10.1109/T-AFFC.2012.14. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6212432&isnumber=6407459>>.
- [34] SHANSHAN Y.; BEI W., YUJUE W.; XINGYU W.: *Feature extraction of vigilance level based on Heart Rate Variability of Electrocardiogram*, Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011 4th International Conference on, vol.2, pp.753,756, 15-17 Oct. 2011, doi: 10.1109/BMEI.2011.6098379. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6098379&isnumber=6098366>>.
- [35] VUKSANOVIĆ V.; GAL V.: *Heart rate variability in mental stress aloud*, Medical Engineering. 2007, vol. 29, no. 3, pp. 344-349. ISSN 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2006.05.011. Dostupné z URL: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453306001068>>.
- [36] BEDÁŇOVÁ I.: *Statistika a informatika: Multimediální výukový text pro studenty VFU Brno*, VFU BRNO. [online]. 2009, 13.10.2010 [cit. 2013-04-04]. Dostupné z URL: <<http://cit.vfu.cz/statwelf>>.
- [37] CAREY G.: *Multivariate Analysis of Variance (MANOVA): I. Theory*, Institute fo Behavioral Genetics: Iniversity of Colorado Boulder. 1998, pp. 1-14. Dostupné z URL: <<http://ibgwww.colorado.edu/~carey/p7291dir/handouts/manova1.pdf>>.
- [38] KLEJCHOVA P.: *Analýza faktorů a míry stresu pilotů při řešení extrémních letových situací na letovém simulátoru*, Praha, 2013. Diplomová práce. ČVUT v Praze. Vedoucí práce Ing. Radek Janča.

Seznam symbolů, veličin a zkratek

ADRM	Aerodrome
AMAN	Abrupt manoeuvre
ANOVA	Analysis of variance
ARC	Abnormal runway contact
ATM	Air Traffic Management
BIRD	Collision / near Collision with bird(s)
BMI	Body Mass Index
CFIT	Controlled flight into or toward terrain
CTOL	Collision with obstacle(s) during take-off and landing
ČVUT	České vysoké učení technické
EDA	Elektrodermální aktivita
EEG	Elektroencefalogram
EFIS	Electronic Flight Information System
EKG	Elektrokardiogram
ELA	Electronic Landing Assistant
EOG	Elektrookulogram
EXTL	External load related occurrence
EVAC	Evacuation
FEL	Fakulta elektrotechnická
FNI	Fire/smoke (non-impact)
F-POST	Fire/smoke (post-impact)

FUEL	Fuel related
GCOL	Ground collision
GSR	galvanic Skin Response
GTOW	Glider towing related event
HRV	Heart Rate Variability
IBI	Inter Beat Interval
ICE	Icing
LALT	Low altitude operation
LOC-G	Loss of control — Ground
LOC-I	Loss of control — In-flight
LOLI	Loss of lifting conditions en-route
MAC	Airprox/TCAS alert/loss of separation/near midair collisions/midair collision
MANOVA	Multivariate analysis of variance
OTHR	Other
RAMP	Ground handling
RE	Runway excursion
RI-A	Runway incursion — Animal
RI-VAP	Runway incursion — Vehicle, aircraft or person
SCF-NP	System/component failure or malfunction (non-powerplant)
SCF-PP	System/component failure or malfunction (powerplant)
SRI	Stress response Inventory

SVM	Support Vector Machine
TURB	Turbulence encounter
UIMC	Unintended Flight in IMC
UNK	Unknown or undetermined
USOS	Undershoot/overshoot
VEP	Vizuální Evokovaný Potenciál
WSTR	Windshear or thunderstorm

Seznam obrázků

1.1	Kategorie nehod s následkem smrti (tmavě modrá) a bez něj (světle modrá) u letadel s maximální schválenou vzletovou hmotností do 2250 kg, převzato včetně zkratk z [1].	11
1.2	Ukázka testování pomocí nástroje „ <i>Stroop test</i> “.	15
1.3	Reálné letadlo Cessna 172.	20
	Převzato z: http://www.m0a.com/buying-a-cessna-172-part-2-of-5/	
1.4	Princip kolimace a schématické uspořádání zobrazovacího systému v kabině simulátoru.	21
1.5	Generovaný obraz New Yorku pomocí FlightGear, převzato z [21]. . .	22
1.6	Generovaný obraz krajiny nad Rakovníkem s přidávanými popisky. . . .	22
1.7	Simulace translačního zrychlení náklonem základny, převzato z [2]. . .	24
2.1	Struktura leteckého simulátoru, převzato z [2].	25
2.2	Hydraulická základna simulátoru, převzato z [2].	26
2.3	Reálný snímek kabiny simulátoru na pohyblivé základně.	26
2.4	Využívané navigační prvky. Zleva: bod, tunel, kříž a rotující kříž. . . .	27
2.5	Reálná podoba navigačního prvku tunel (vlevo) a kříž (vpravo). . . .	27
2.6	Grafické znázornění výsledků subjektivního hodnocení, zastoupení úrovní subjektivního vnímání stresu v jednotlivých fázích.	32
2.7	Ukázka signálů snímání za letu v prostředí softwaru Biopac Student Lab. Shora: EKG, respirace pomocí tenzometrického pásu, EDA, respirace pomocí termistoru.	35
2.8	Umístění elektrod pro snímání EKG při experimentu; Einthovenův trojúhelník; křivka EKG s popisem.	36
2.9	Umístění elektrod pro snímání EDA při experimentu.	39
2.10	Typický tvar galvanické kožní odezvy po stimulu, převzato z [13]. . .	39
2.11	Umístění elektrod pro snímání rychlosti vedení nervového vzruchu ulnárním nervem.	41
2.12	Dráha po které byl subjekt navigován (modrá) společně se skutečnou letovou dráhou (červená).	42

2.13 Schématické znázornění způsobu segmentace signálu.	43
2.14 Elektrodermální aktivita jednoho subjektů při letech s výpadkem motoru.	46
2.15 Elektrodermální aktivita jednoho ze subjektů při letech s výpadkem motoru v detailním pohledu na čas s výpadkem motoru.	46
2.16 Signály vodivosti pokožky z různých míst na lidském těle, převzato z [8].	47
2.17 Elektrodermální aktivita během letu bez výpadku motoru s navigačním prvkem tunel.	47
2.18 Porovnání výsledků tří způsobů detekce počátku odezvy.	50
2.19 Ukázka části způsobu sestavení vstupní matice pro vícefaktorovou analýzu rozptylu, vstupní hodnoty jsou v tučně ohraničené části. . . .	52
3.1 Detekce maxim R vln a signál variability srdečního rytmu z úseku signálu EKG, zobrazen jako schodovitá funkce.	54
3.2 Výsledná detekce maxim (červeně) a minim (zeleně) na původním signálu.	55
3.3 Artefakt komplikující detekci v celém rozsahu signálu.	55
3.4 Výstupy pro odhad vhodného parametru, parametr RF1 - průměrný výkon signálu respirace ve frekvenčním pásmu 0 až 0,5 Hz.	56
3.5 Trajektorie subjektu kopírující trajektorii ELA (nahore) a trajektorie subjektu nekopírující ELA (dole).	58
3.6 Signifikantní rozdíl v hodnotách parametru RF2 v první fázi letu (vlevo) a nesignifikantní rozdíl v hodnotách parametru RF2 ve druhé fázi letu (vpravo).	59
3.7 Výsledky analýzy rozptylu celé skupiny pro parametr s největším počtem signifikantních výsledků (RF3).	61
3.8 Výsledky analýzy rozptylu skupiny kopírující trajektorii ELA pro parametr RF3.	63
3.9 Výsledky analýzy rozptylu skupiny kopírující trajektorii ELA pro parametr RMSSD.	64

3.10	Výsledky analýzy rozptylu skupiny kopírující trajektorii ELA pro parametr SDS.	65
3.11	Grafické znázornění výsledků subjektivního hodnocení, zastoupení subjektivně vnímané míry stresu v jednotlivých fázích u skupiny využívajících ELA.	66
3.12	Výsledky analýzy skupiny nevyžívající ELA pro parametr RF3. . . .	67
3.13	Grafy středních hodnot a rozptylu hodnot parametru v dané dimenzi.	70

Seznam tabulek

2.1	Některé důležité údaje o subjektech v databázi.	28
2.2	Typy letů a způsob jejich zápisu do názvu souboru s daty.	34
2.3	Parametry snímání signálu EKG pomocí zařízení Biopac.	36
2.4	Parametry snímání signálu respirace pomocí tenzometrického pásu a zařízení Biopac.	37
2.5	Parametry snímání signálu respirace pomocí termistoru a zařízení Biopac.	37
2.6	Parametry snímání signálu elektrodermální aktivity pomocí zařízení Biopac.	38
2.7	Parametry signálu variability srdečního rytmu.	45
2.8	Parametry záznamu respirace.	49
3.1	Shrnutí signifikantních výsledků jednorozměrné analýzy rozptylu pro celou skupinu subjektů.	60
3.2	Shrnutí signifikantních výsledků jednorozměrné analýzy rozptylu pro skupinu subjektů kopírující trajektorii ELA.	62
3.3	Signifikantní výsledky analýzy pro skupinu nevyužívající ELA.	67
3.4	Parametry odlišující první fázi letu (označeny: "+").	68
3.5	Parametry se signifikantní interakcí fáze letu spolu se subjektivním hodnocením (označeny: "+").	68
3.6	Přehled četností tříd uvažovaných parametrů.	71

A Dokumenty k provedení experimentu

A.1 Informovaný souhlas

Fakulta elektrotechnická ČVUT v Praze

Analýza biologických signálů pilotů za účelem zjištění míry jejich stresu

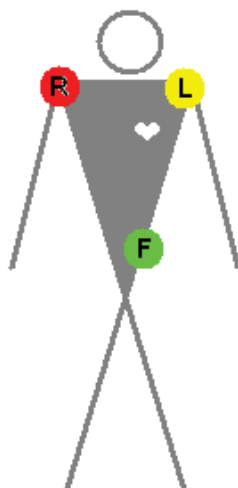
Písemný informovaný souhlas s podmínkami snímání biologických signálů

- 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 svalu, 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 1: Připojení elektrod

Měření dechové frekvence

Výsledkem monitorování plicní ventilace je zjištění počtu nádechů a výdechů za minutu. Měření 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 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 snímáných 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.

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 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.

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

Identifikační číslo biosignálů pilota:

Datum měření:

Věk: _____ Výška: _____ Váha: _____

- ☐ Hubená
- ☐ Normální
- ☐ Nadváha
- ☐ pozn.

- Sportujete?
 - Vůbec
 - Nárazově
 - Jenou v týdnu
 - Dvakrát v týdnu
 - Tři a více dnů v týdnu
 - Jiná varianta:
- 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

 jaká:
 - neurologické poruchy:
 - známé nálezy v EKG:
 - známé nálezy v EEG:
 - vady zraku:
 - jiné choroby:

B Synchronizace a párování dat

Letová data a biologická data byla zaznamenávána nezávisle na sobě. Přičemž bylo kvůli segmentaci signálu potřeba tato data spárovat a synchronizovat. Letová data byla zaznamenávána dříve než začne simulovaný let. Biologická data byla pořizována od chvíle, kdy začal simulovaný let. Tento problém byl řešen tak, že z matice letových dat byly vybrány pouze ty instance, u kterých se měnila zeměpisná šířka a zeměpisná délka.

Aby bylo možné data segmentovat podle doby výpadku motoru, byl řešen problém párování letových a biologických dat. Jeden pár biologických a letových dat se vztahuje vždy k jednomu typu letu. Biologická data nesou typ letu přímo v názvu datového souboru. Letová data mají jako název souboru uvedenou časovou značku. Časová značka v názvu datového souboru s letovými daty neodpovídala času vytvoření biologických dat, ale ani času vytvoření letových dat. Ačkoli je v binárních letových datech zapsána hlavička s typem letu a jménem subjektu, není možné pomocí hlavičky párovat data. Hlavičky v binárních souborech jsou zapsané špatně, jsou často duplicitní a svůj původní účel až na výjimky neplní. Takže není možné letová a biologická data spárovat podle plánovaného postupu.

Tento problém byl řešen pomocí data vytvoření souboru. Podle času vytvoření souboru biologických dat, kde je typ letu a kód subjektu zapsán správně, byl vyhledán soubor s letovými daty s nejbližším časem vytvoření. Předpokladem načítání je, že všechny letové záznamy daného subjektu jsou v jedné složce „*flight*“ a všechny biologické záznamy téhož subjektu jsou ve složce „*biodat*“. Obě tyto složky musí být v jedné složce označené kódem subjektu. Kód subjektu je tvořen čtyřmi znaky, písmenem *s* a třímístným číslem. Postupně v jednotlivých složkách subjektů probíhá párování biologických a letových dat, typ letu je určen z názvu souboru s biologickými daty.

Pro načtení a spárování dat všech subjektů je zapotřebí jen označit složku, která obsahuje složky jednotlivých subjektů. Následně jsou vytvořeny, uloženy a znovu načteny binární soubory proměnných (soubory s příponou *.mat*). Ty obsahují data jednotlivých subjektů jako struktury s daty, jejich název je kód subjektu. Binární

soubory proměnných se tvoří z původních dat zapsaných buď v binárním nebo textovém souboru. Ukládají se do kořenového adresáře, který obsahuje složky s daty všech pilotů, původní data jsou odstraněna z operační paměti. Následně se načtou do operační paměti vytvořené binární soubory proměnných, které mají nižší nároky na operační paměť než kompletní data. To je způsobeno vhodnějším formátem, odstraněním poškozených letových dat a dat netvořících pár.

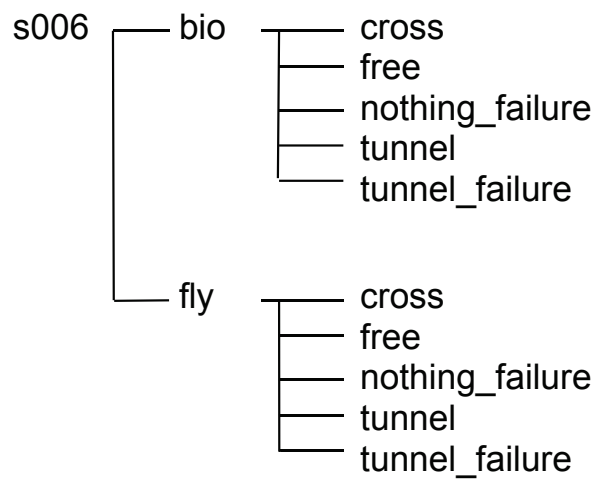
Data je možné posléze jednoduše spárovat. Například letová i biologická data subjektu s kódem s003 k letu s výpadkem motoru bez použití ELA jsou volána níže uvedeným způsobem. Je evidentní, že pomocí cyklu je tedy možné načíst například všechny lety bez použití ELA. Následně všechny lety segmentovat, segmenty parametrizovat a připravit data pro další zpracování.

```
bio_data = s003.bio.nothing_failure.data;
fly_data = s003.fly.nothing_failure.data;
```

Pro kontrolu byl vytvořen výpis z funkce pro načítání. Tento výpis je zároveň prezentován jako výsledek a je uveden níže. Výsledkem načítání jsou však binární soubory proměnných obsahující struktury s daty, což usnadní průchod daty podle typu letu a sníží objem dat na třetinu původního objemu. S celým objemem původních dat není možné pracovat z důvodu omezené operační paměti na 4 GB. Zjednodušené schéma struktury v ukládaném binárním souboru proměnných jednoho subjektu je na obrázku B.1 popis zápisu názvu letu je v tabulce 2.2. Páry letových a biologických dat jsou vytvářeny automaticky pro kompletní databázi subjektů.

UKÁZKA SYSTÉMU KONTROLY PÁROVÁNÍ DAT

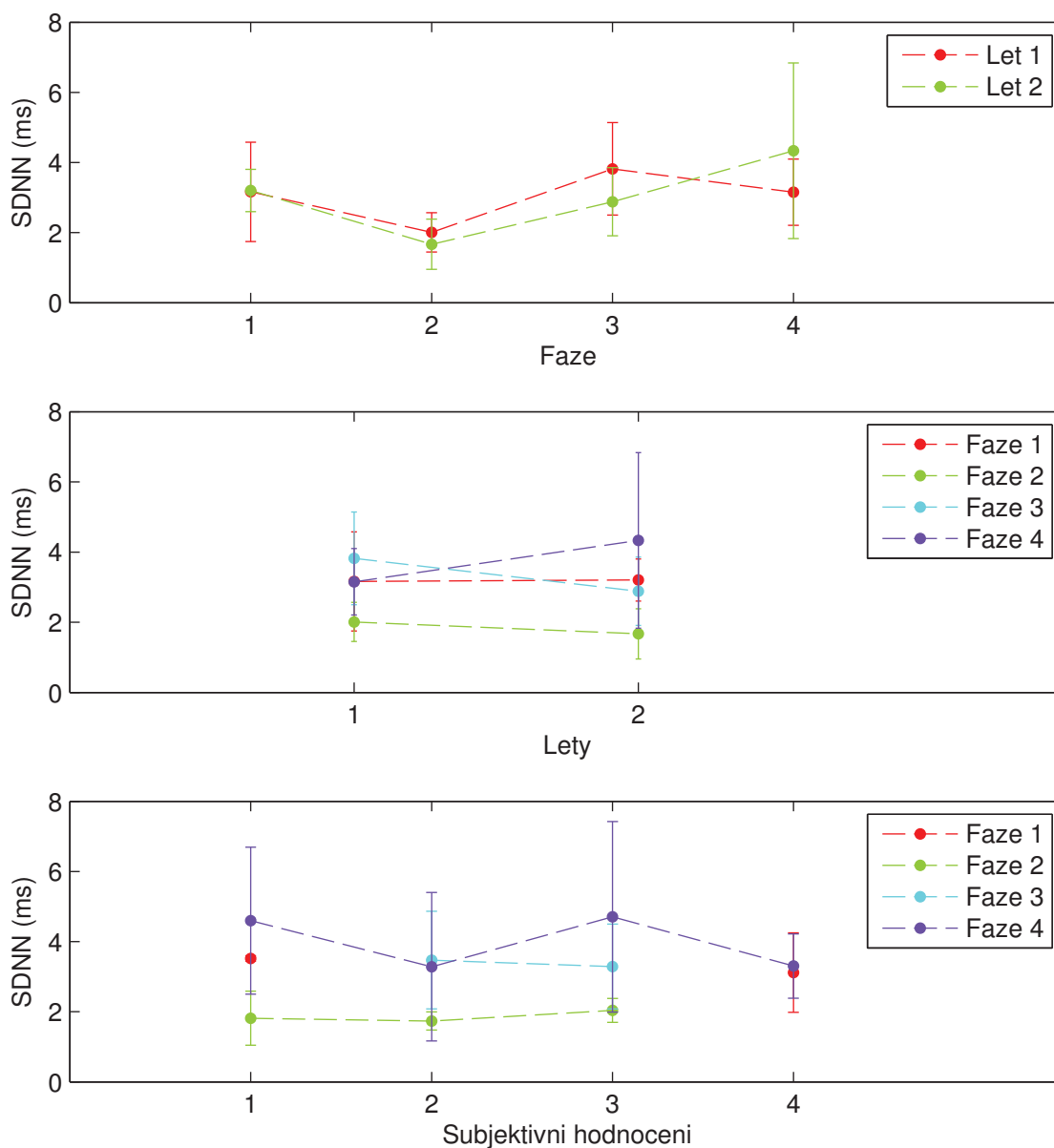
```
>>> SUBJEKT "s006" <<<<<<<<
Biodata: "cross"nacten z "s006_cross.txt".
Biodata: "free"nacten z "s006_free.txt".
Biodata: "nothing_failure"nacten z "s006_nothing_failure.txt".
Biodata: "tunnel"nacten z "s006_tunnel2.txt".
Biodata: "tunnel_failure"nacten z "s006_tunnel_failure2.txt".
Flydata: "cross"nacten z "log_2012_08_28_18_04_38.bin" (cross), rozdíl 2.9167 min.
FLYDATA: "free" NENALEZENA DATA DO 10 min OD BIODAT!!!!!!
FLYDATA: "nothing_failure" NENALEZENA DATA DO 10 min OD BIODAT!!!!!!
Flydata: "tunnel"nacten z "log_2012_08_28_17_49_15.bin" (tunnel), rozdíl 0.85 min.
FLYDATA: "tunnel_failure" NENALEZENA DATA DO 10 min OD BIODAT!!!!!!
```



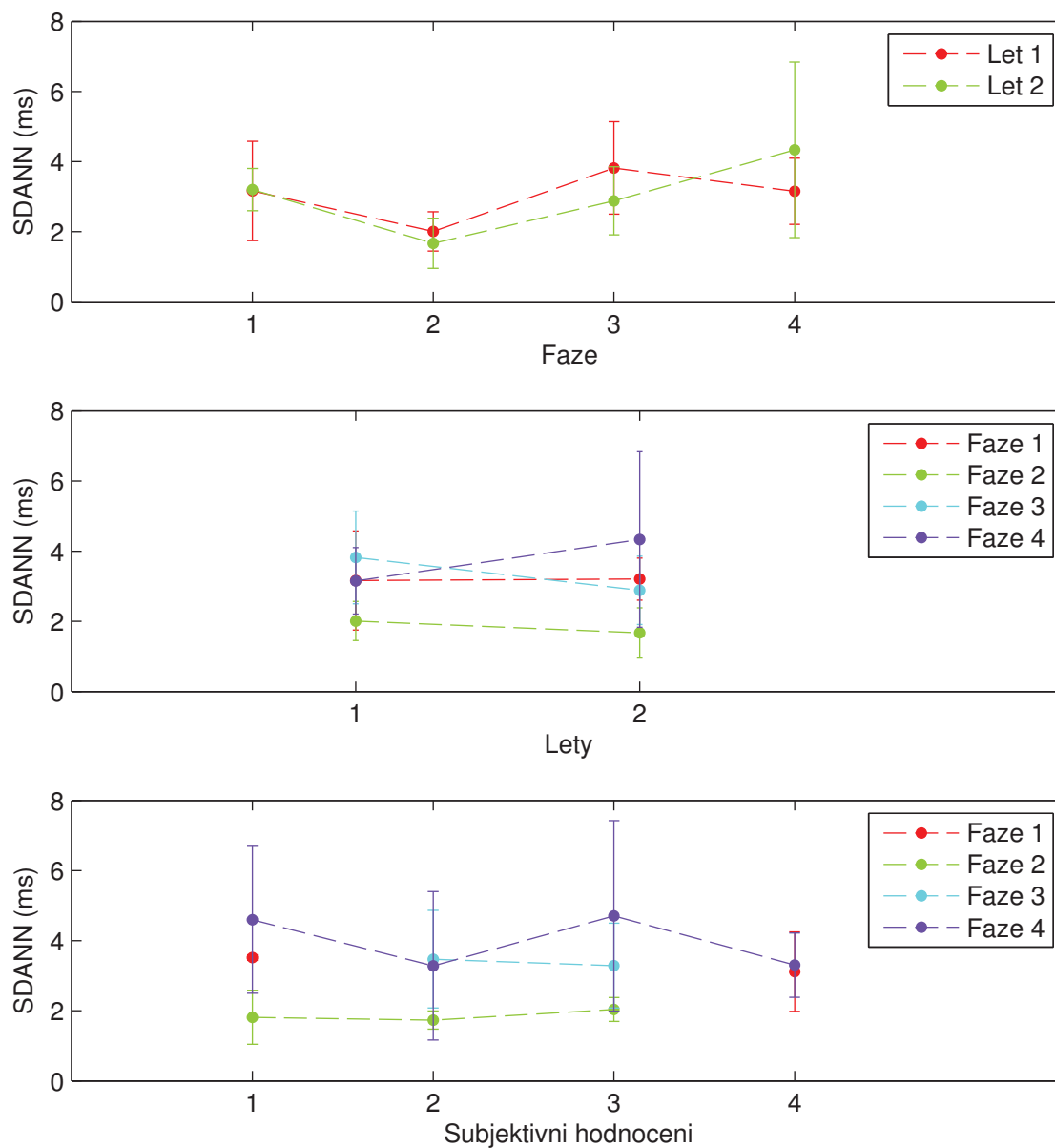
Obr. B.1: Zjednodušené schéma struktury v ukládaném binárním souboru proměnných

C Grafy předběžného hodnocení - skupina kopírující ELA

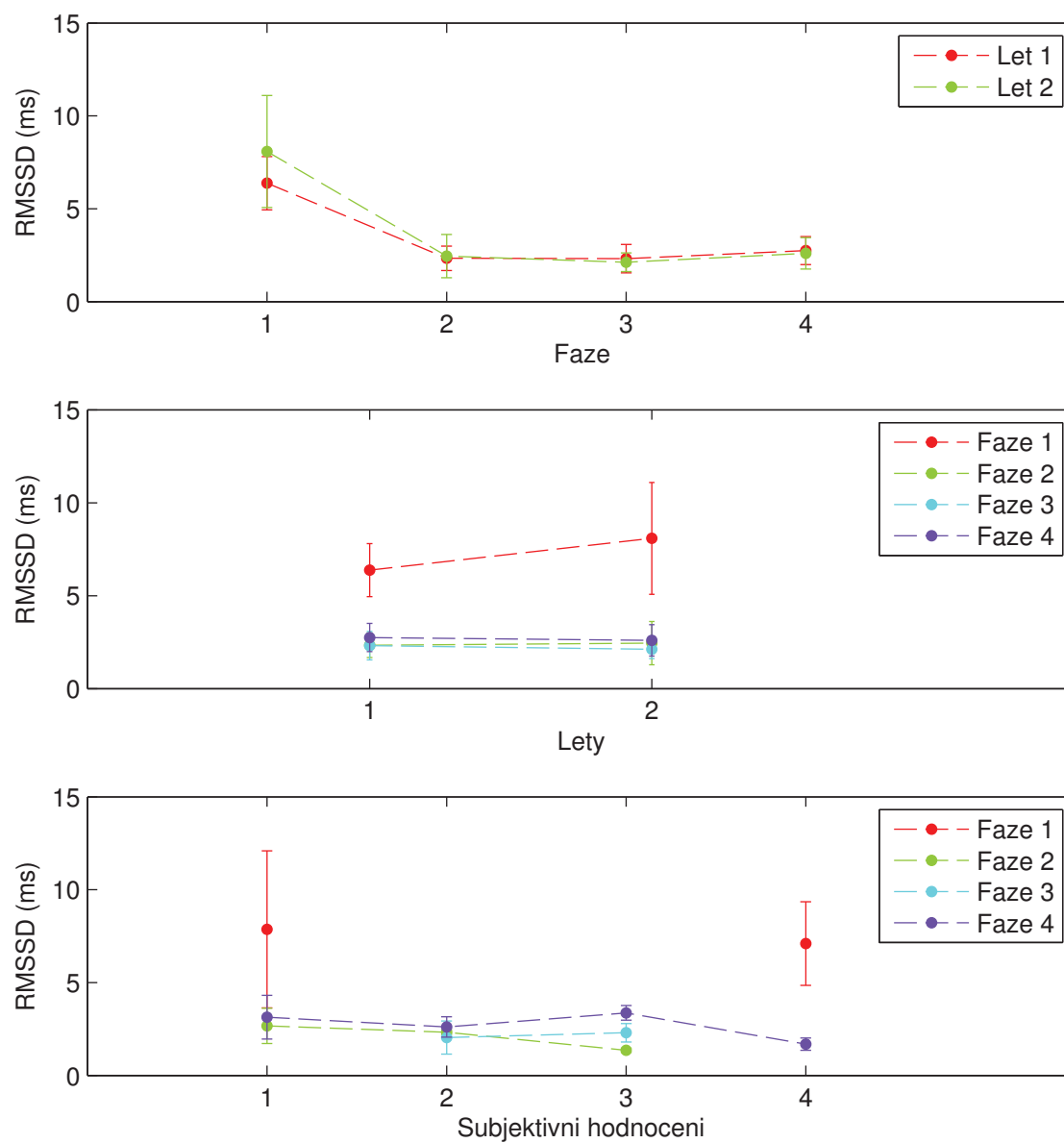
C.1 Grafy - parametry HRV



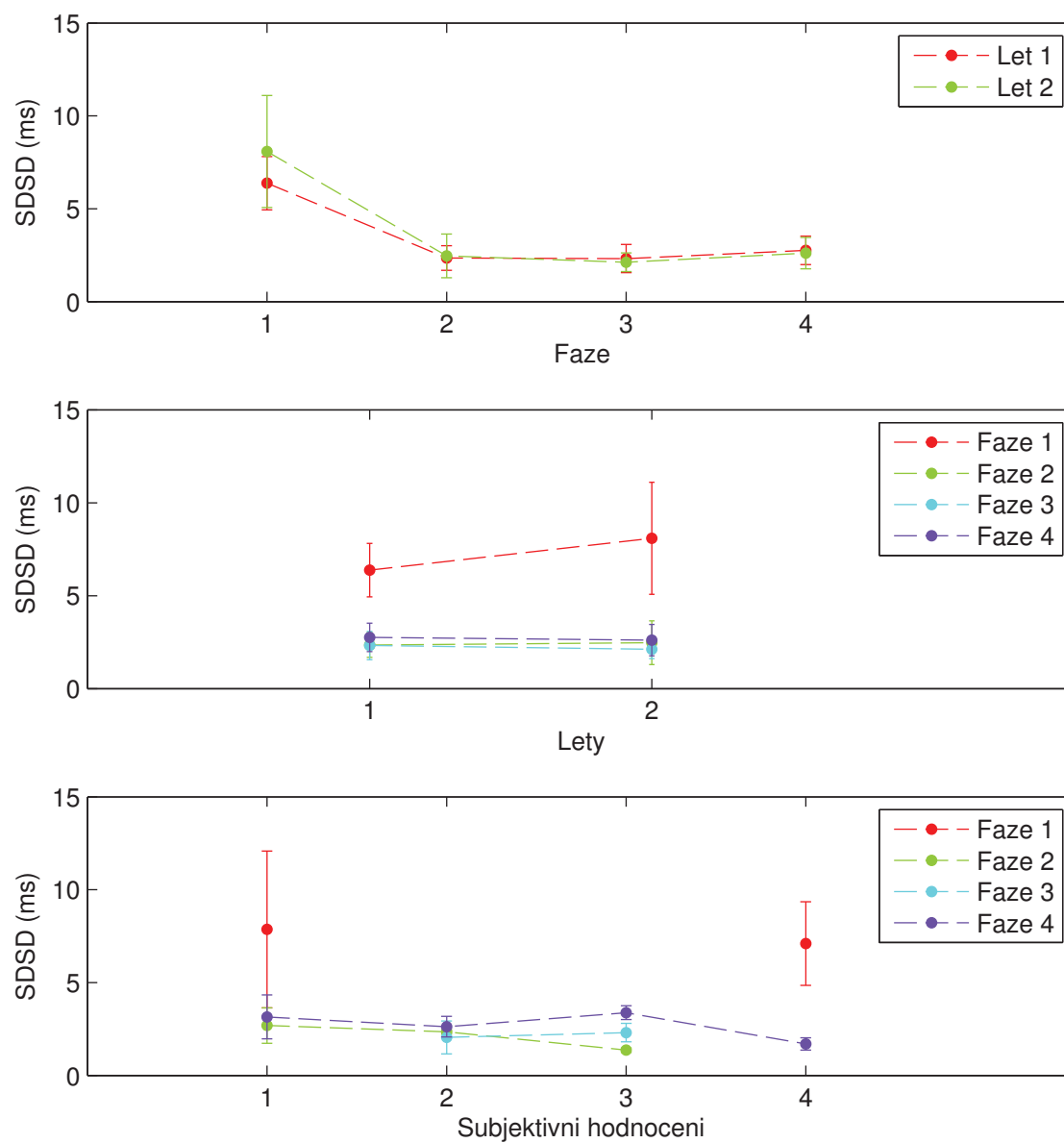
Obr. C.1: Směrodatná odchylka všech RR intervalů v segmentu



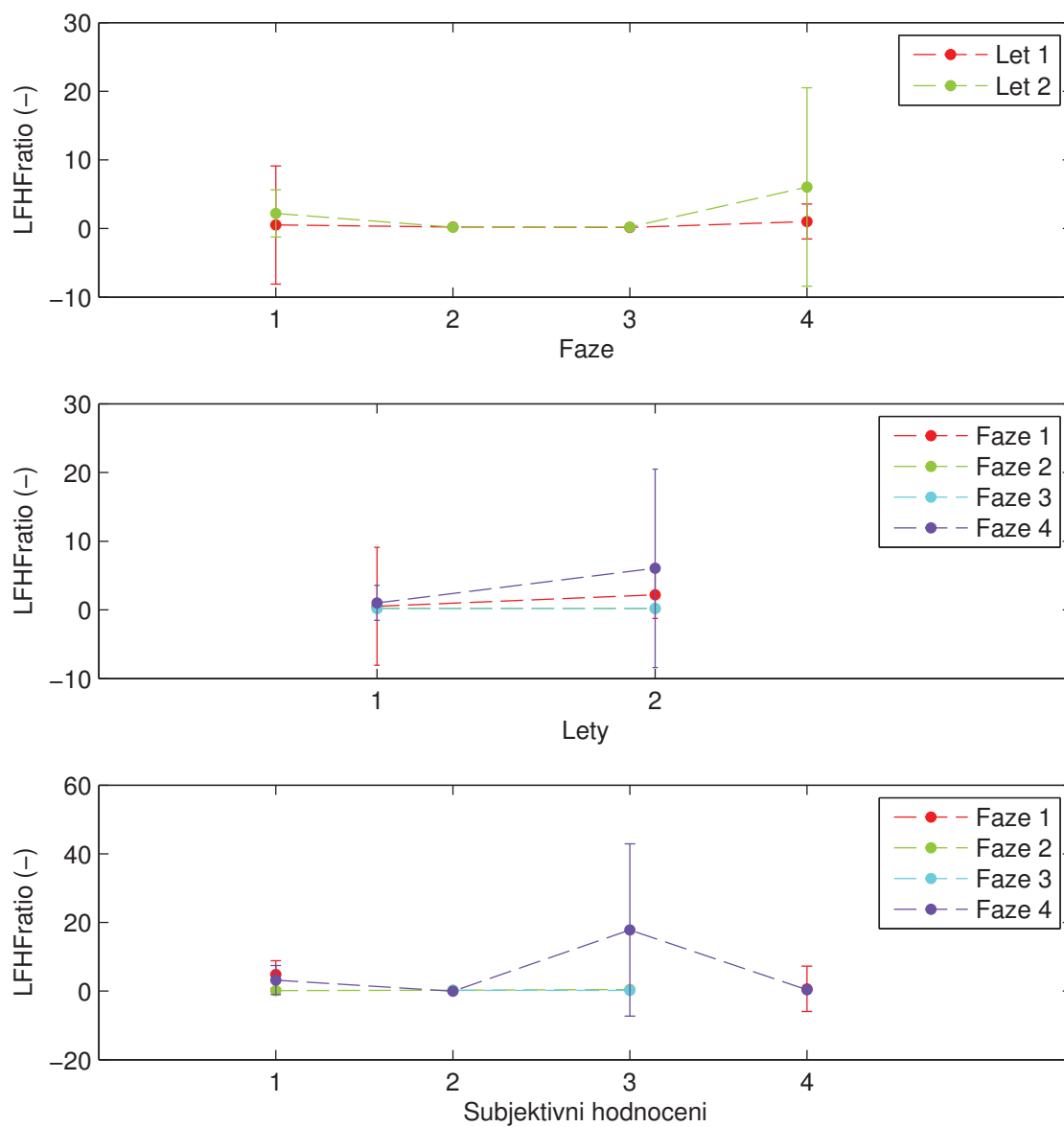
Obr. C.2: Směrodatná odchylka průměrů RR intervalů v 10-ti sekundových úsecích segmentu



Obr. C.3: Druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů

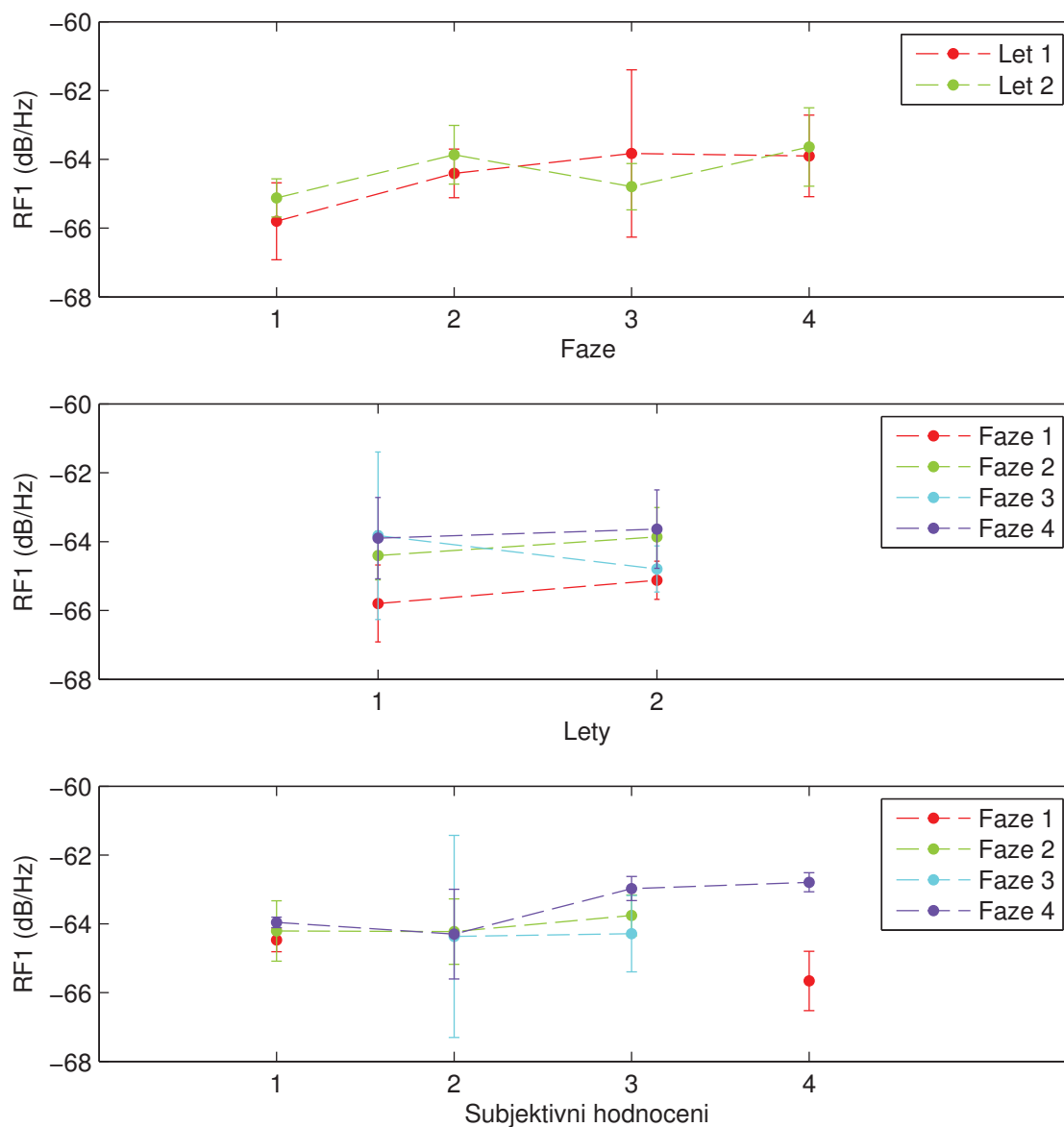


Obr. C.4: Směrodatná odchylka rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů

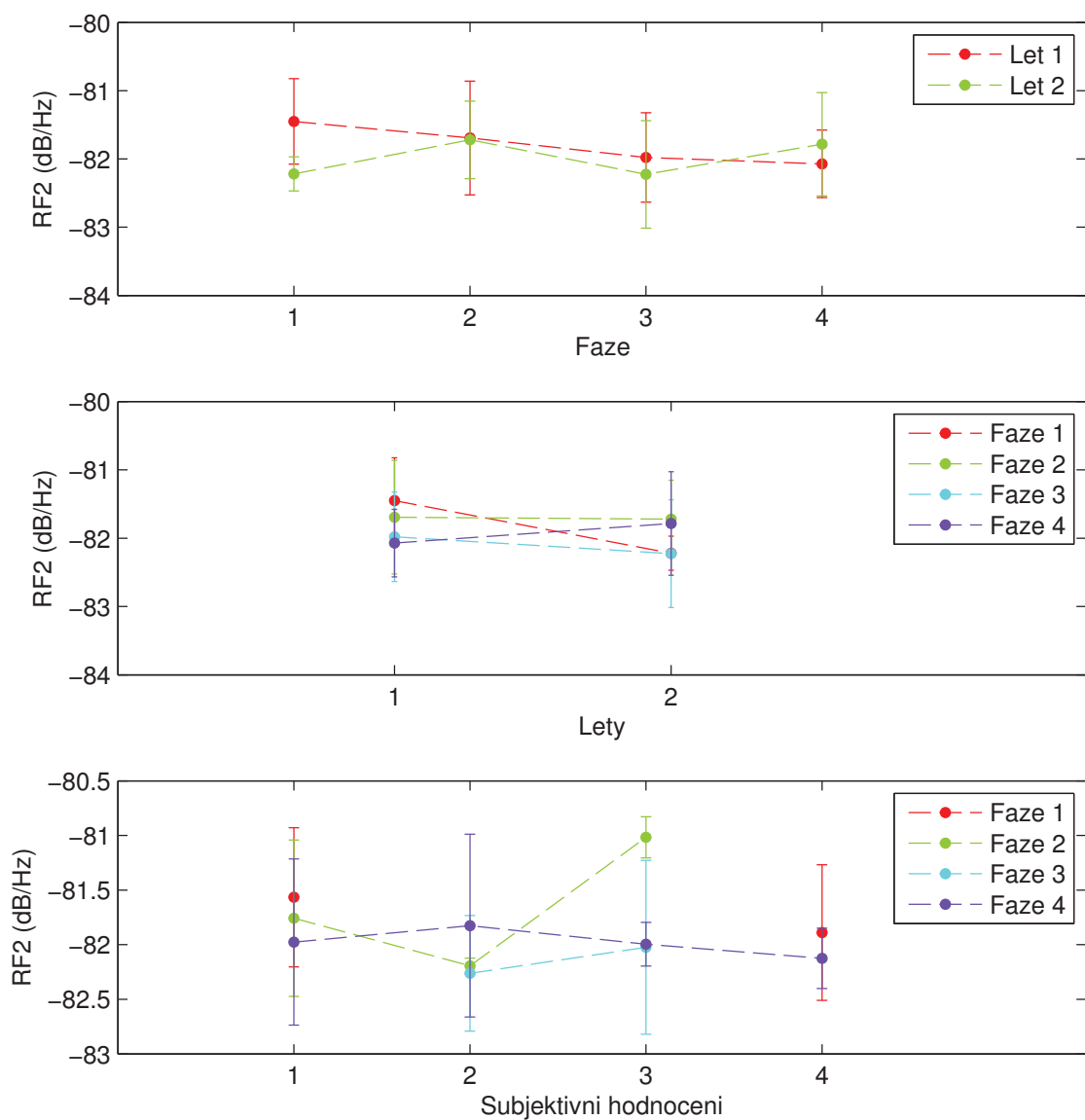


Obr. C.5: Poměr výkonu v pásnu nízké a vysoké frekvence HRV

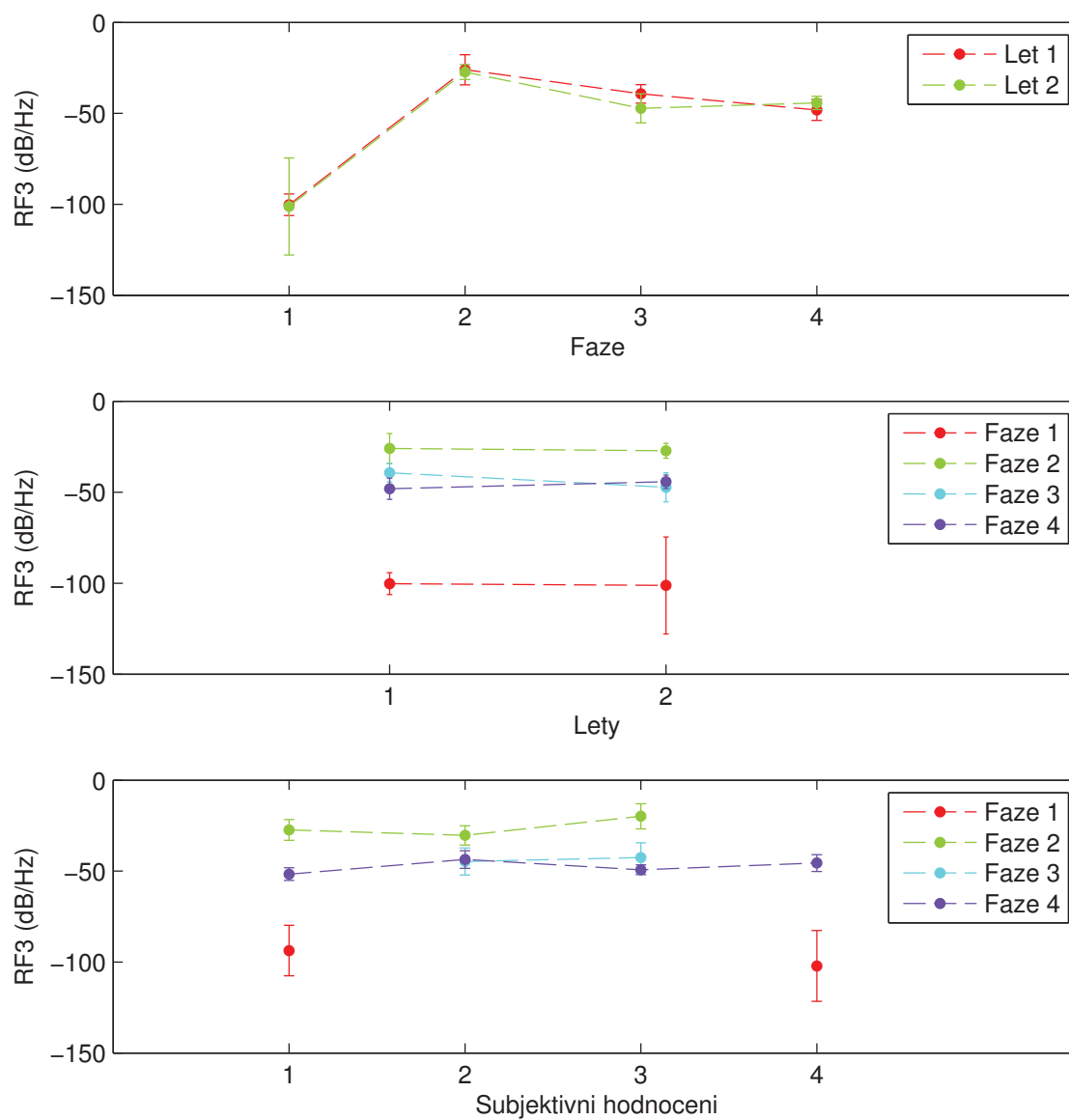
C.2 Grafy - parametry respirace



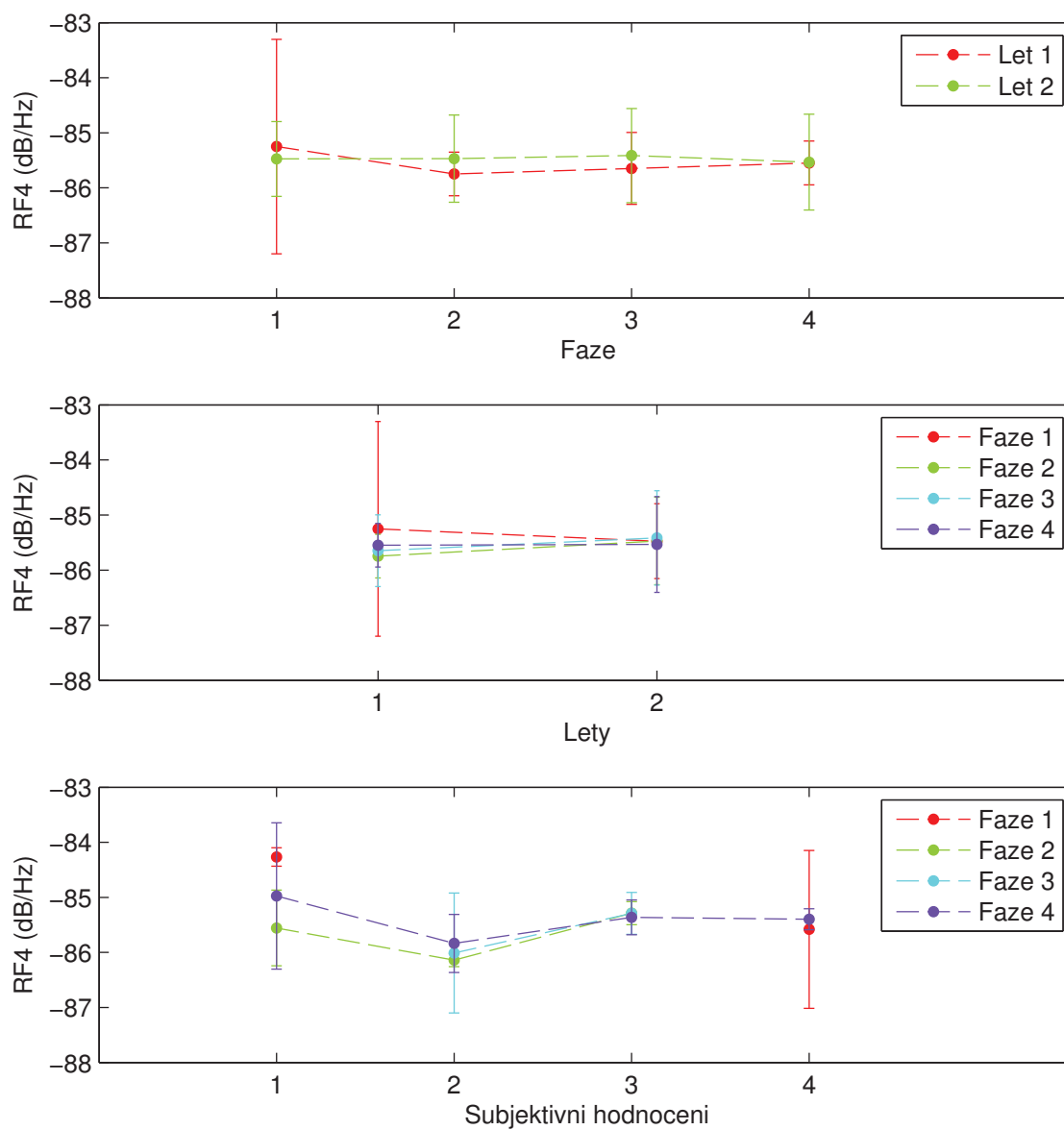
Obr. C.6: Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 0 až 0,5 Hz



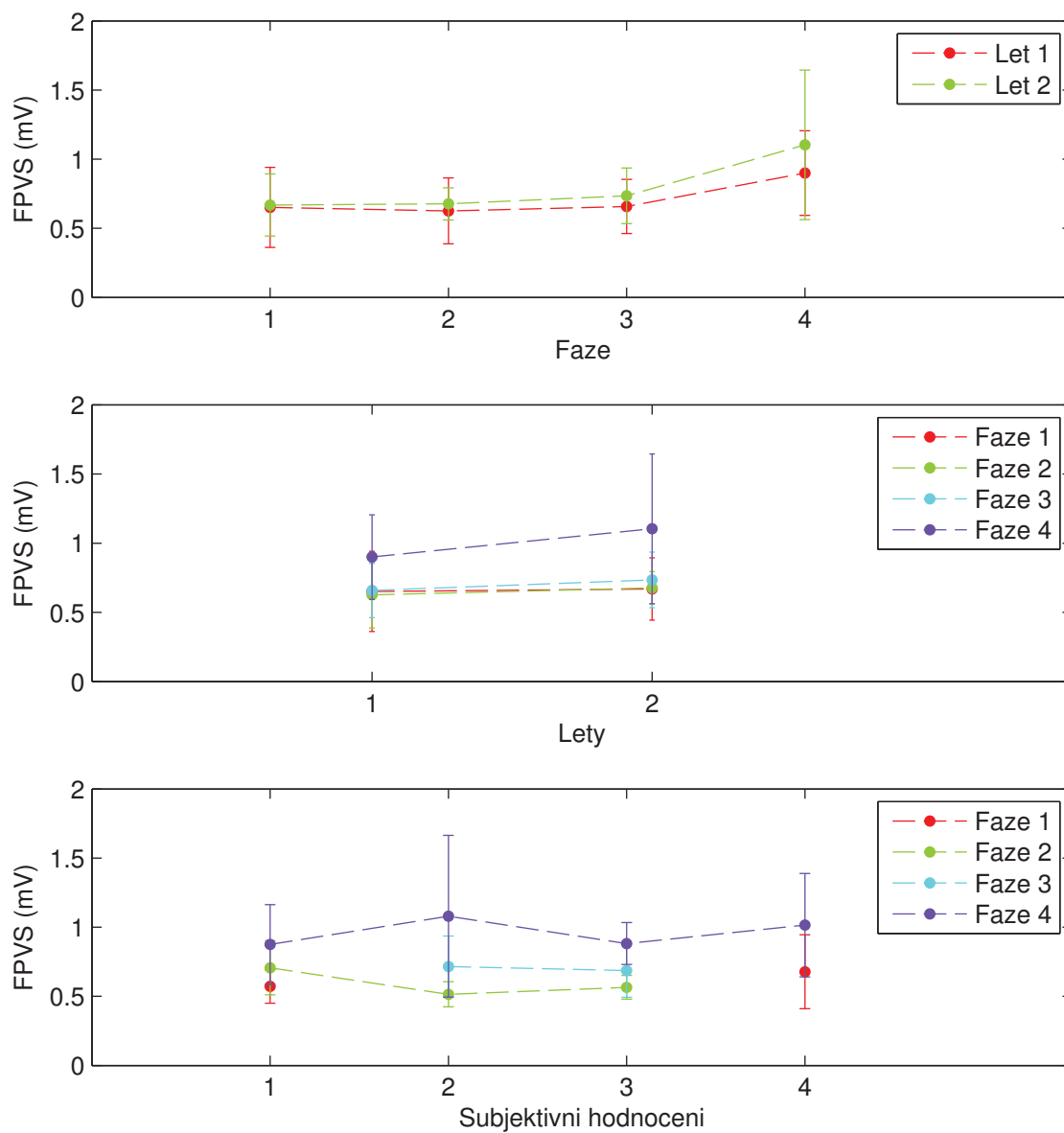
Obr. C.7: Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 0,5 až 1 Hz



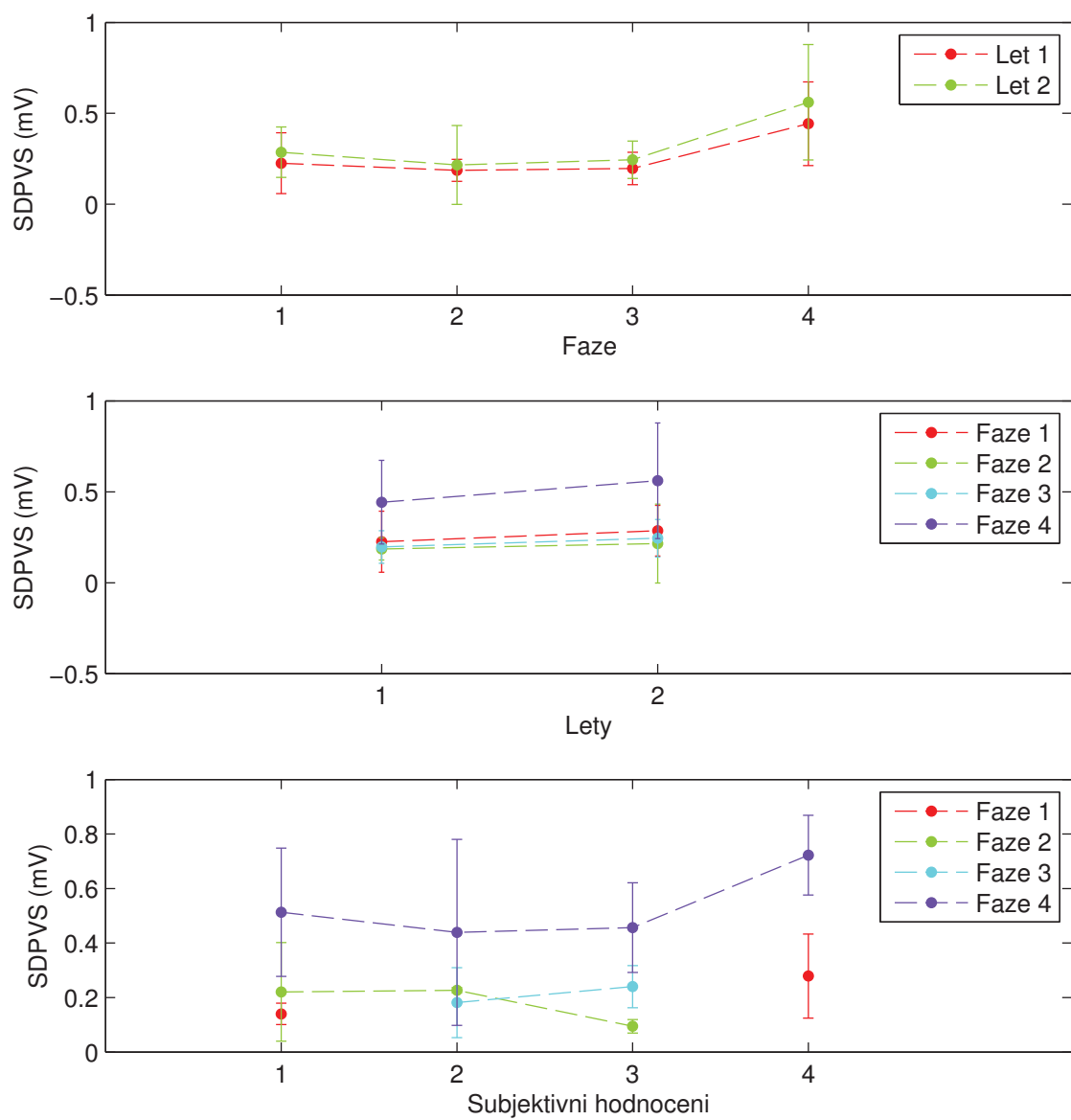
Obr. C.8: Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 1 až 1,5 Hz



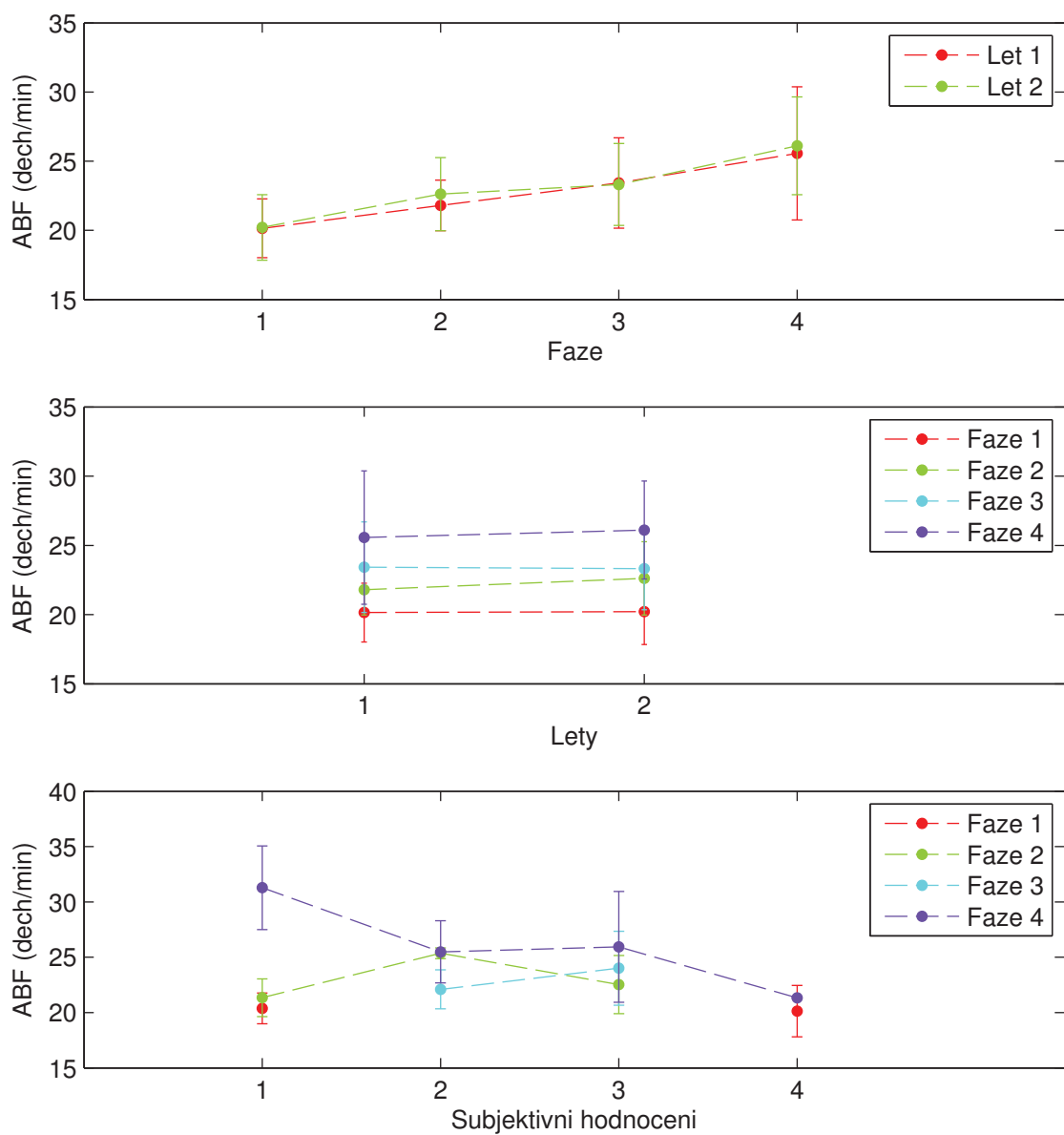
Obr. C.9: Průměrný výkon ve frekvenčním pásmu 1,5 až 2 Hz



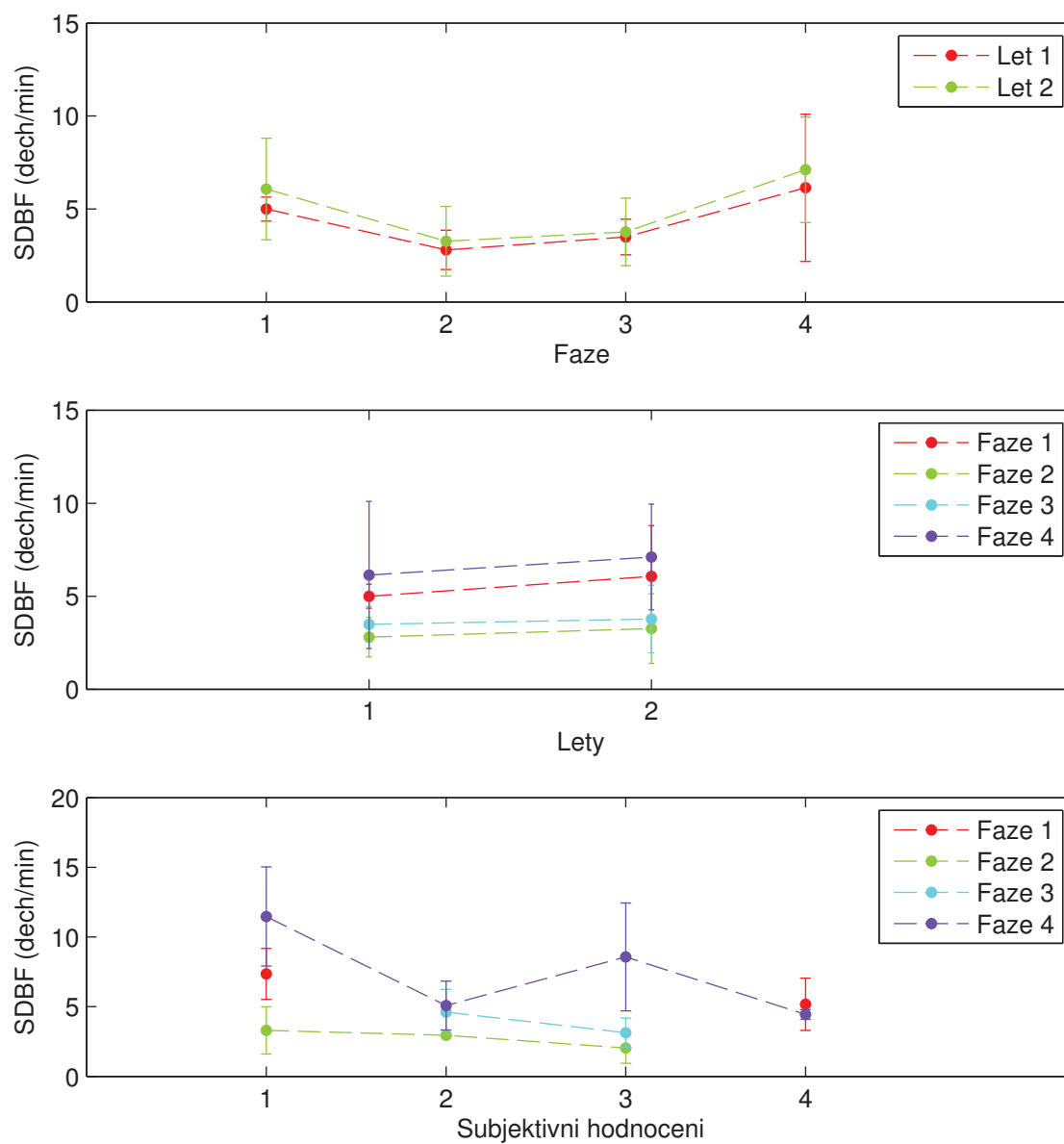
Obr. C.10: Průměrná amplituda jednotlivých párů maxima a minima v jednom dechovém cyklu



Obr. C.11: Směrodatná odchylka hodnot amplitudy jednotlivých dechových cyklů



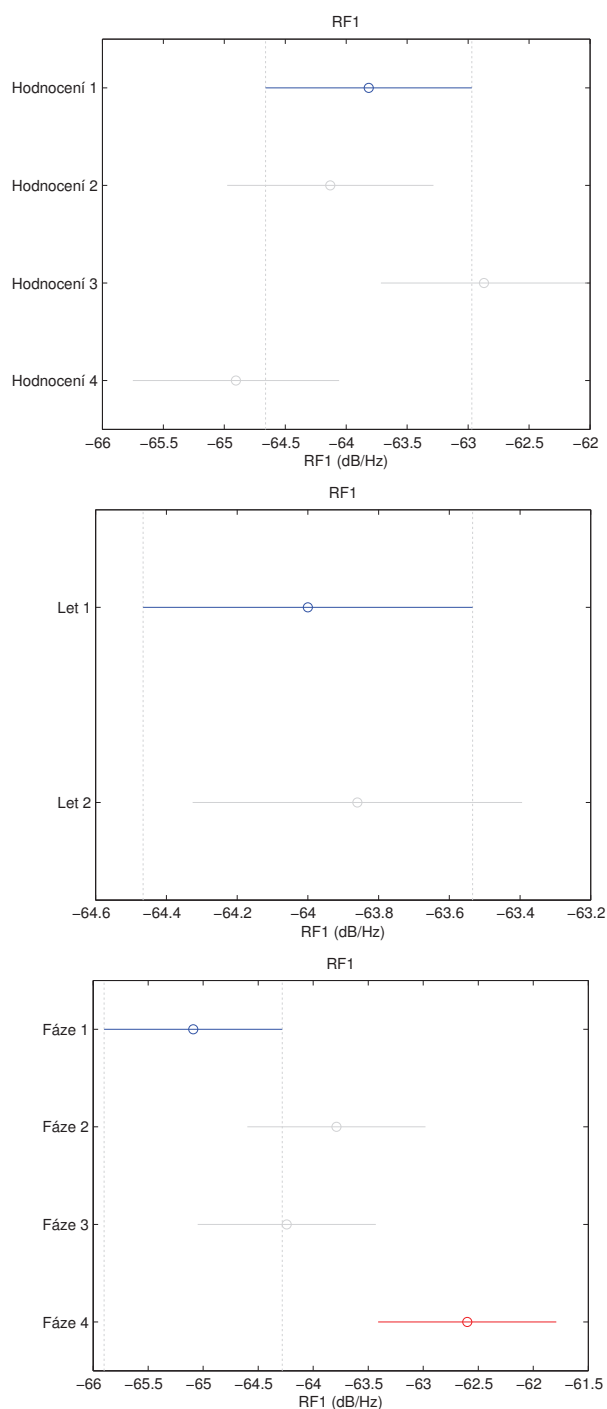
Obr. C.12: Průměr dechové frekvence



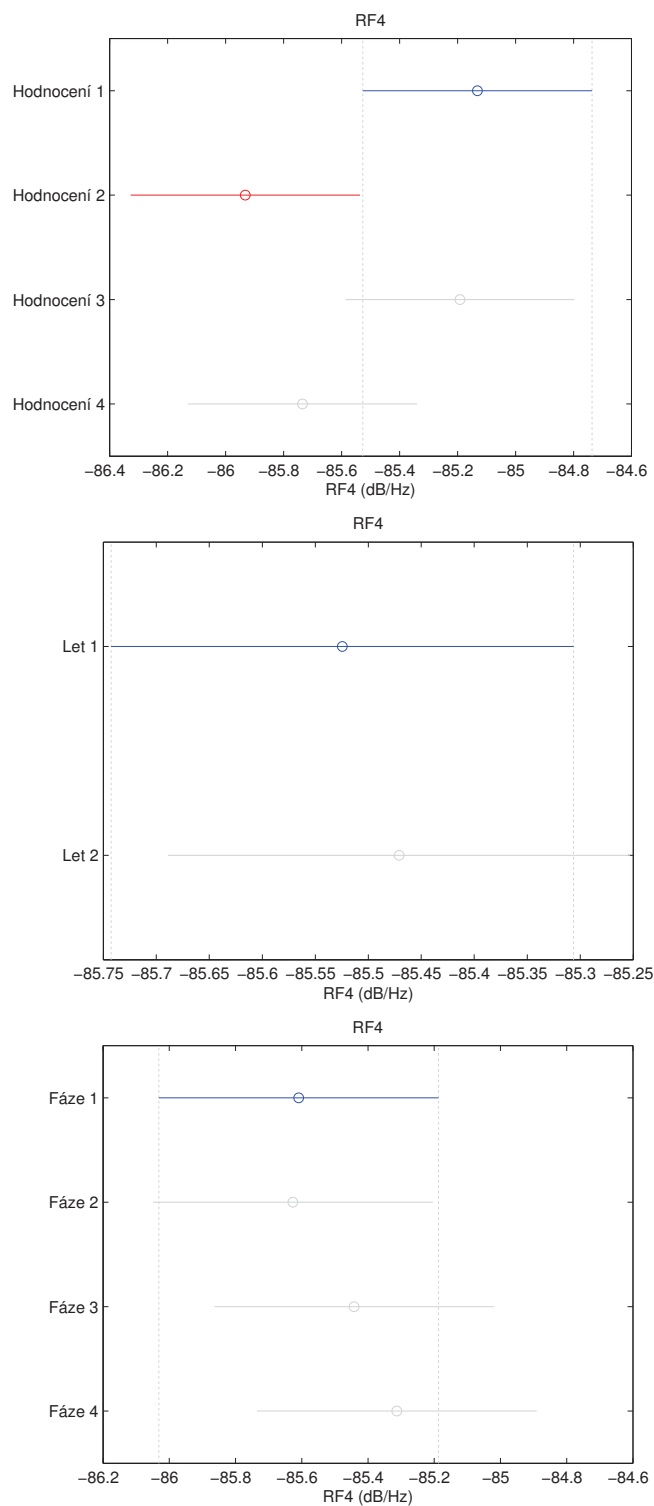
Obr. C.13: Směrodatná odchylka hodnot dechové frekvence

D Signifikantní výsledky jednorozměrné analýzy ANOVA

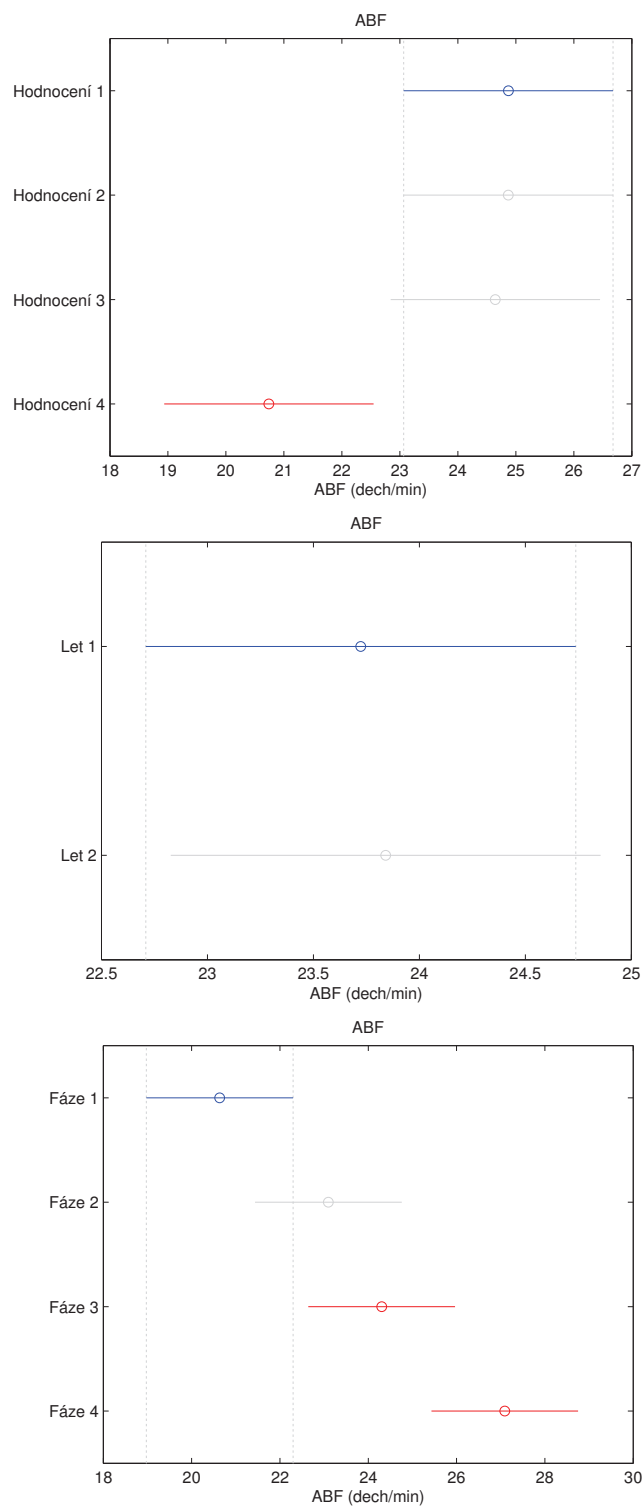
D.1 Výsledky ANOVA - celá skupina



Obr. D.1: Výsledky analýzy rozptylu celé skupiny pro parametr RF1

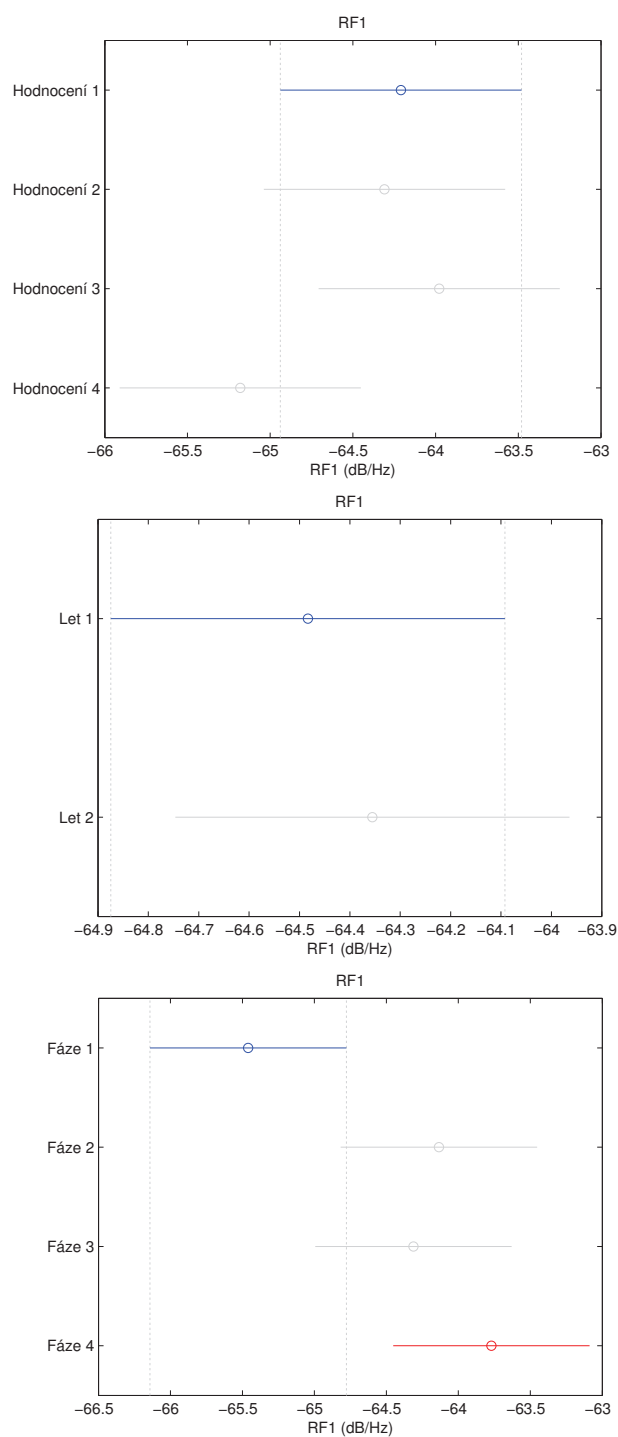


Obr. D.2: Výsledky analýzy rozptylu celé skupiny pro parametr RF4

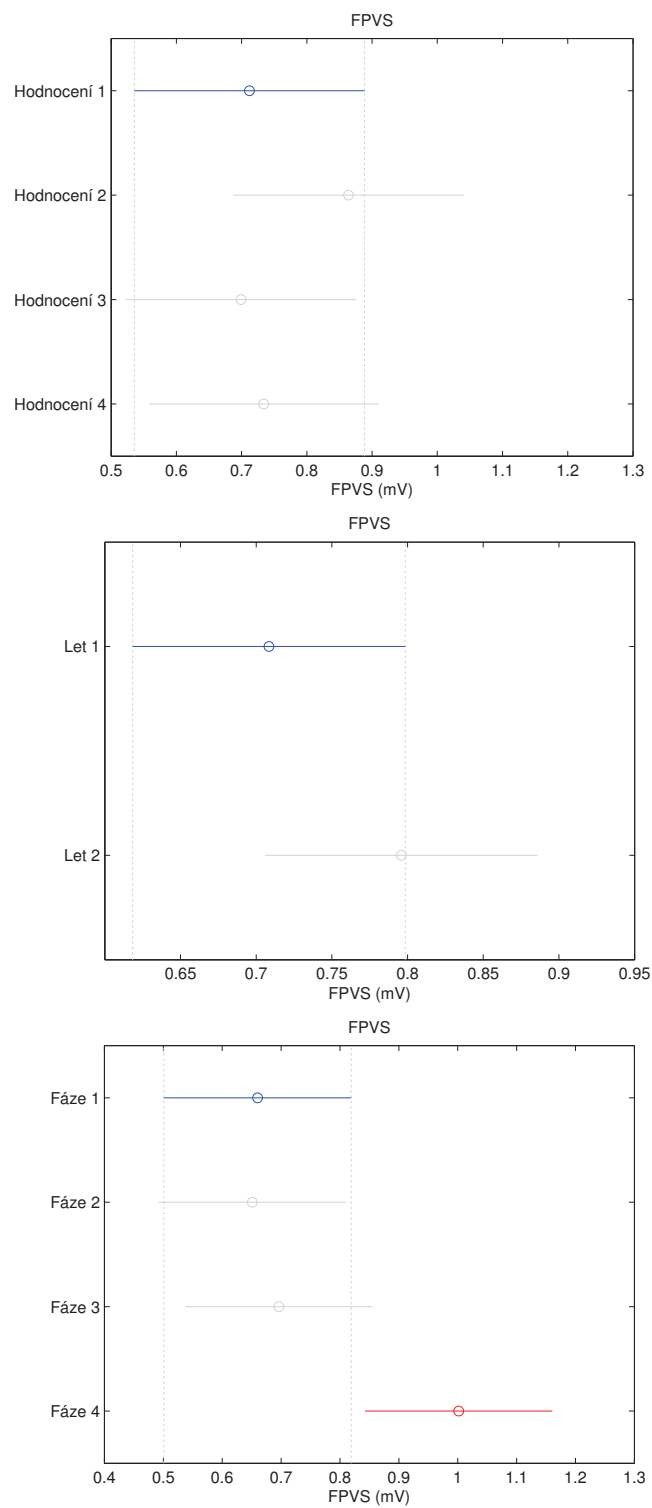


Obr. D.3: Výsledky analýzy rozptylu celé skupiny pro parametr ABF

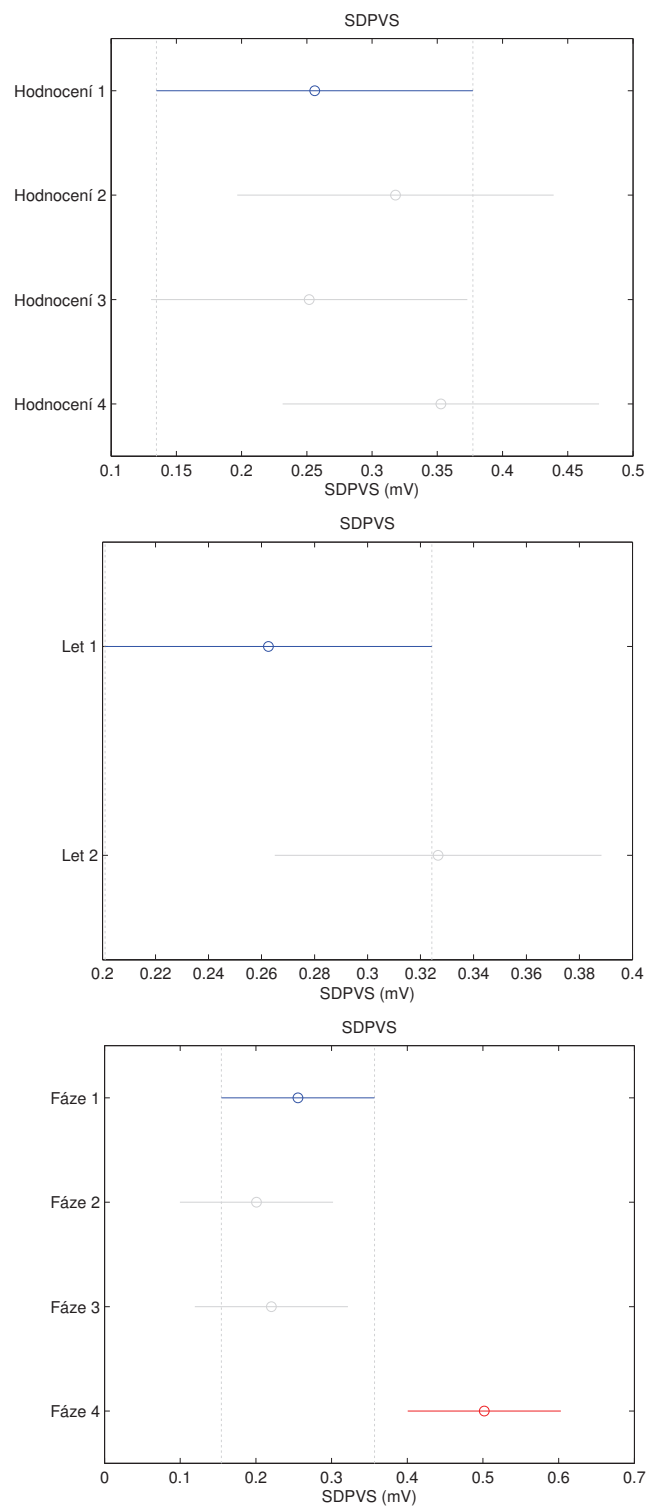
D.2 Výsledky ANOVA - skupina kopírující trajektorii ELA



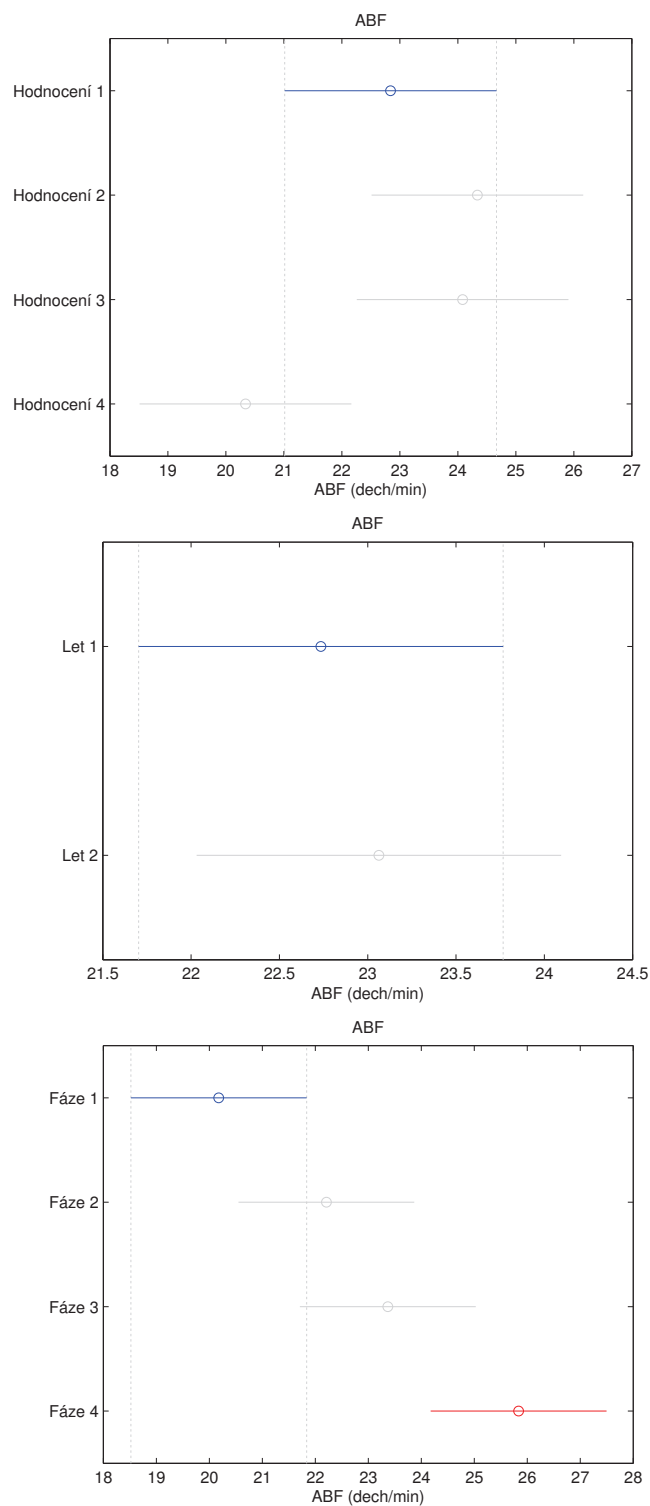
Obr. D.4: Výsledky analýzy rozptylu části skupiny, která letěla podle navigace, pro parametr RF1



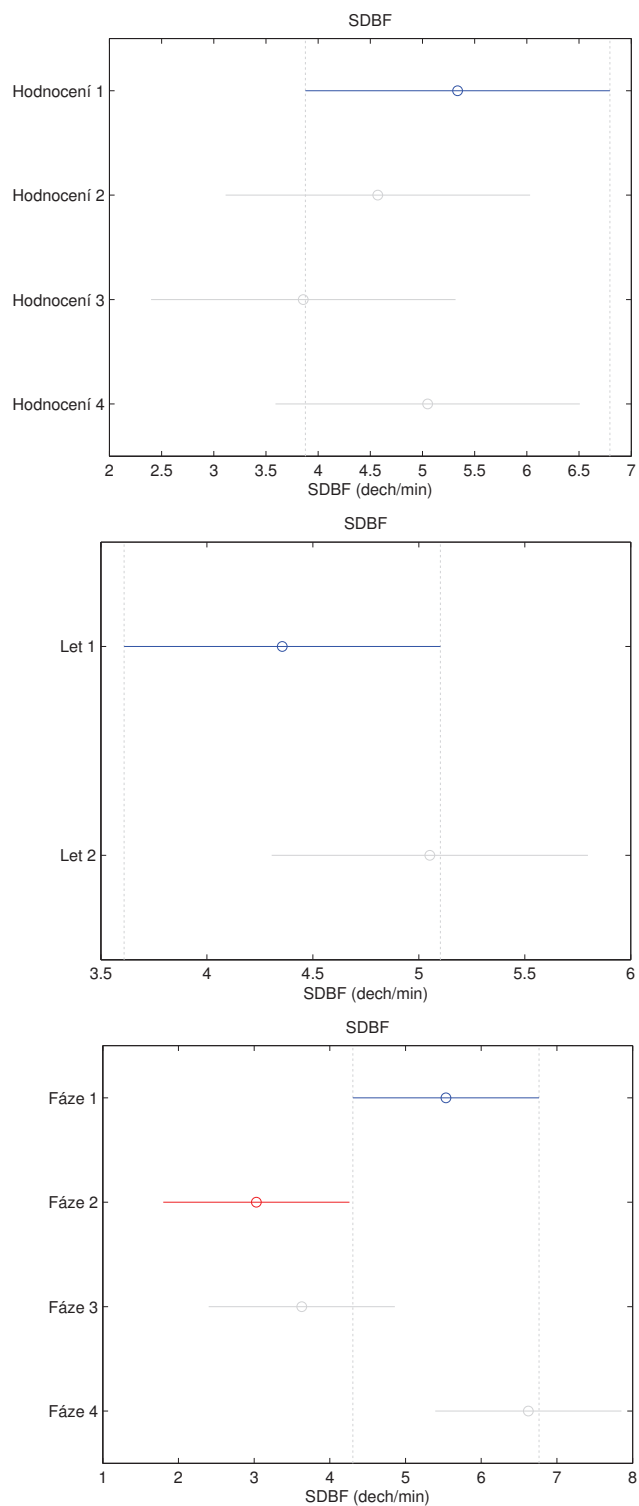
Obr. D.5: Výsledky analýzy rozptylu části skupiny, která letěla podle navigace, pro parametr FPVS



Obr. D.6: Výsledky analýzy rozptylu části skupiny, která letěla podle navigace, pro parametr SDPVS

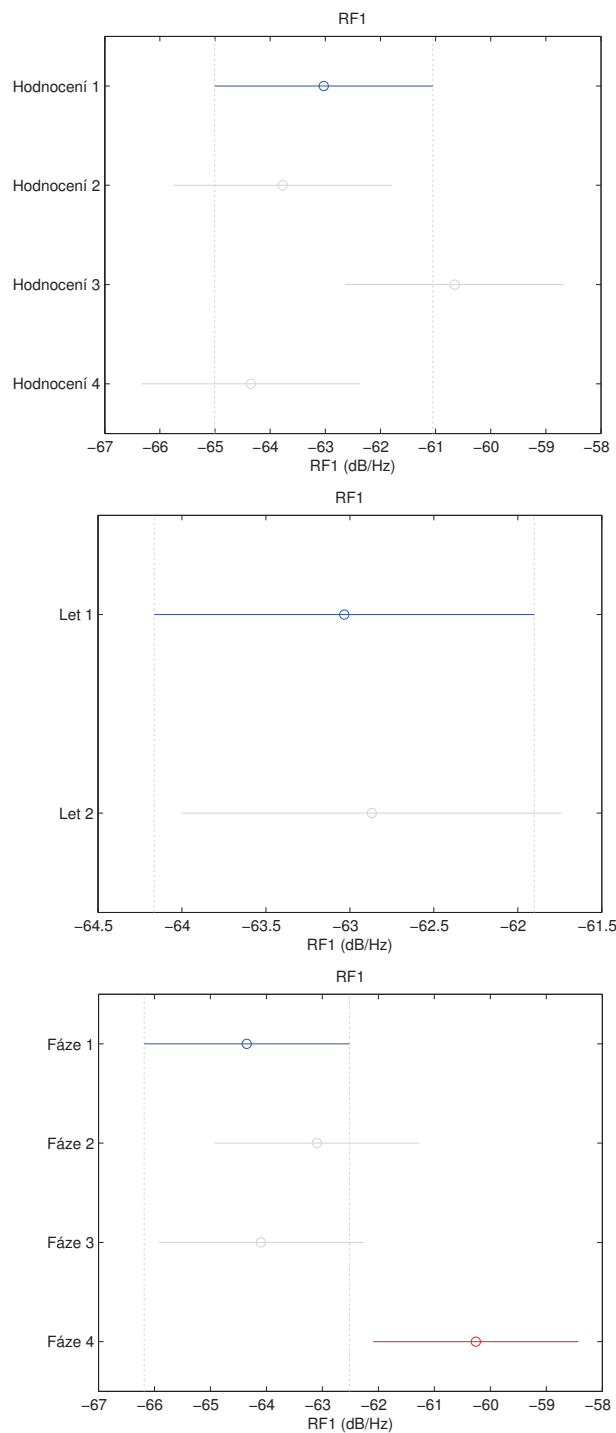


Obr. D.7: Výsledky analýzy rozptylu části skupiny, která letěla podle navigace, pro parametr ABF

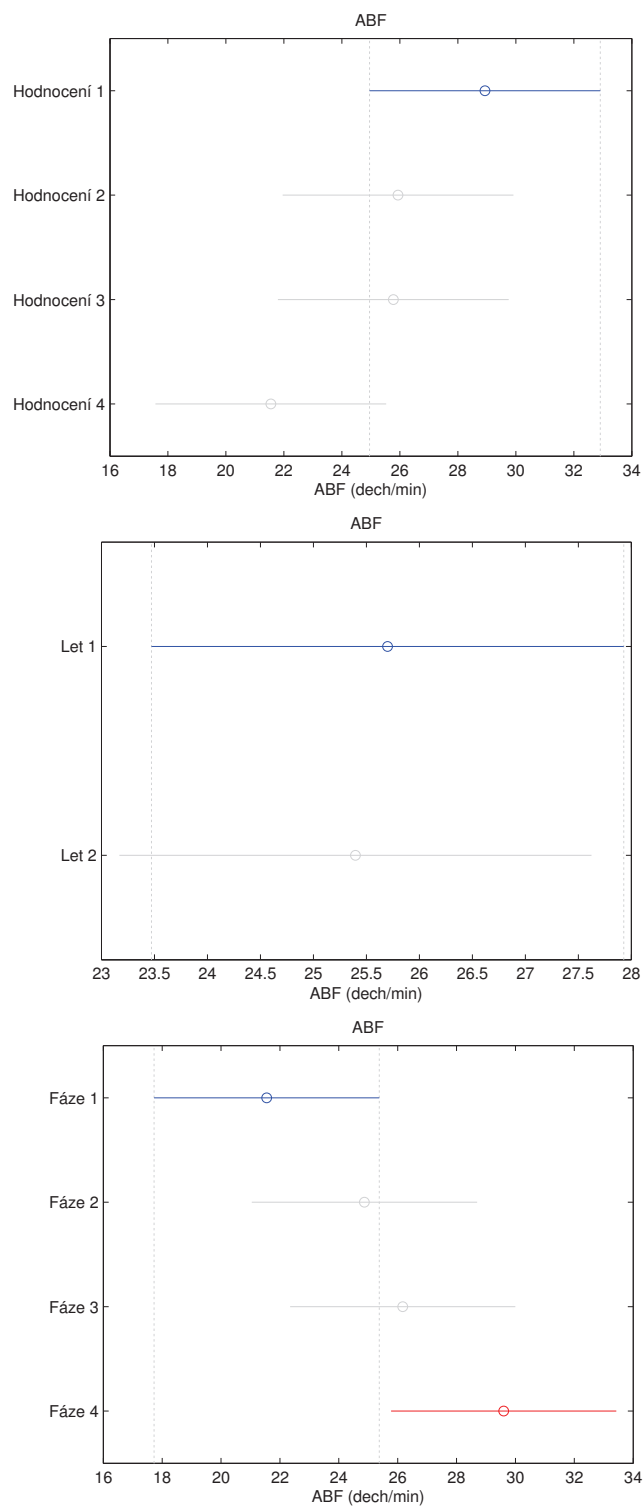


Obr. D.8: Výsledky analýzy rozptylu části skupiny, která letěla podle navigace, pro parametr SDBF

D.3 Výsledky ANOVA - skupina nekopírující traektorii ELA



Obr. D.9: Výsledky analýzy rozptylu části skupiny, která neletěla podle navigace, pro parametr RF1



Obr. D.10: Výsledky analýzy rozptylu části skupiny, která neletěla podle navigace, pro parametr ABF