



*ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE*

*FAKULTA DOPRAVNÍ*

*Ústav letecké dopravy*

*B3710 - LED - Ústav letecké dopravy*

*Hodnocení závislosti psychofyziologické kondice pilotů na typu manévru*

*Assessment of Pilots Psychophysiological Condition Dependence to*

*Maneuver Type*

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

SOFIIA PANKOVA

Praha 2020



**K621** .....**Ústav letecké dopravy**

**ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**  
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

**Sofia Pankova**

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

**B 3710 – LED – Letecká doprava**

Název tématu (česky): **Hodnocení závislosti psychofyzilogické kondice pilotů na typu manévru**

Název tématu (anglicky): **Assessment of Pilots' Psychophysiological Condition  
Dependence to Maneuver Type**

**Zásady pro vypracování**

Při zpracování bakalářské práce se řiďte následujícími pokyny:

- Vypracujte analýzu současného stavu v řešení dané problematiky, stanovte limitace současných studií a na základě získaných poznatků navrhněte vhodné metody pro hodnocení psychofyzilogické kondice pilotů
- Pomocí zvolených metod vyhodnoťte dostupná data z měření pilotů
- Vykonejte statistickou analýzu zpracovaných dat (psychofyzilogické kondice pilotů) vzhledem k typu realizovaného manévru
- Výsledky vhodně interpretujte



- Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucího bakalářské práce
- Rozsah průvodní zprávy: minimálně 35 stran textu (včetně obrázků, grafů a tabulek, které jsou součástí průvodní zprávy)
- Seznam odborné literatury: Regula M., et al. 2014. "Study of Heart Rate as the Main Stress Indicator in Aircraft Pilots." Proc. of 16th International Conference on Mechatronics, p. 639-643.  
Socha, V., et al. 2016. "Basic piloting technique error rate as an indicator of flight simulators usability for pilot training." Int. Rev. Aero. Eng. 9 (5): 162-172
- Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.**  
**Ing. Lenka Hanáková**

Datum zadání bakalářské práce: **20. října 2017**  
(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

Datum odevzdání bakalářské práce: **10. srpna 2020**

- a) datum prvního předpokládaného odevzdání práce vyplývající ze standardní doby studia a z doporučeného časového plánu studia  
b) v případě odkladu odevzdání práce následující datum odevzdání práce vyplývající z doporučeného časového plánu studia

doc. Ing. Jakub Kraus, Ph.D.  
vedoucí  
Ústavu letecké dopravy



doc. Ing. Pavel Hrubeš, Ph.D.  
děkan fakulty

Potvrzuji převzetí zadání bakalářské práce.

Sofiia Pankova  
jméno a podpis studenta

V Praze dne..... 28. listopadu 2019

## Čestné prohlášení

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon). Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o etické přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 10. srpna 2020

.....

*Podpis*

## **Poděkování**

Ráda bych zde poděkovala vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Bc. Vladimíru Sochovi, Ph.D., za jeho trpělivost, rychlost, neformální přístup a také za možnost osobních konzultací. Současně bych chtěla poděkovat své rodině a blízkým za neustálou podporu během celého mého vysokoškolského studia.

# Abstrakt

Zkoumání psychofyzilogického stavu (stresu) u leteckého personálu je neoddělitelnou součástí pro zajištění bezpečnosti v oblasti letecké dopravy. Na základě různých studií vyplývá, že hodnocení stresu pomocí biosignálů, zejména signálu srdeční aktivity se používá nejčastěji. Jeho zpracování v současné době je možné v časové, frekvenční a časově - frekvenční doméně. Tepová frekvence (HR) a variabilita srdeční frekvenci (HRV) jsou dva základní parametry EKG, které se obecně berou v úvahu ve studiích zaměřených na vztah mezi kardiovaskulární aktivitou a kognitivními schopnostmi. V této práci byli prozkoumány studie, které především zaměřené na metody analýzy HRV. Následně byli vybrány několik metod pro zpracování tepové frekvenci a získány parametry, prostřednictvím kterých proběhlo posouzení mentální zátěži u pilotů ve výcviku. Výsledky ukázaly, že chybovost manévrování byla větší při zvýšené psychické zátěže a jako náročnější manévr se předpokládá horizontální zatáčka o 360°. Získané poznatky a prezentovaný koncept by mohli být využité pro další studium.

**Klíčová slova:** tepová frekvence, variabilita srdečního rytmu, stres, Welchova metoda, vlnková transformace, Poincarého mapy

# Abstract

Research of the psychophysiological states (stress) of aviation crew is an integral aspect for ensuring safety in the field of aviation. Based on the various studies the assessment of stress using biosignals, especially the signal of the cardiac activity is used most often commonly. Its processing is currently possible in time, frequency and time-frequency domains. Heart rate (HR) and heart rate variability (HRV) are two basic parameters of the ECG that are generally considered in studies focusing on the relationship between cardiovascular activity and cognitive abilities. In this work, several studies were examined, which mainly focused on HRV analysis methods. Subsequently, some methods were selected for heart rate processing and obtained parameters were used for assess of the mental load of pilots in training. The results showed that the error rate of manoeuvring was higher with the increased level of mental load and the horizontal turn of 360 degrees was assumed as a more demanding manoeuvre. The obtained knowledges and the presented concept could be used for further study.

**Keywords:** heart rate, heart rate variability, stress, Welch's method, Wavelet transform, Poincaré maps

# Obsah

Úvod . . . . .	1
1 Analýza současného stavu . . . . .	2
1.1 Teoretické základy práce . . . . .	2
1.1.1 Stres . . . . .	2
1.1.2 Nervová soustava a její funkce . . . . .	3
1.1.3 Biosignály . . . . .	4
1.1.4 Srdce a vznik impulsu v srdci . . . . .	4
1.1.5 EKG a elektrokardiografické svody . . . . .	5
1.1.6 Křivka EKG . . . . .	6
1.2 Literární rešerše . . . . .	8
1.3 Limitace současného stavu . . . . .	11
1.4 Metody zpracování signálu EKG . . . . .	12
1.4.1 Analýza v časové oblasti . . . . .	13
1.4.2 Spektrální analýza . . . . .	15
1.4.3 Časově-frekvenční oblast . . . . .	18
2 Metodika výzkumu . . . . .	23
2.1 Subjekty . . . . .	23
2.2 Metodika sběru dat . . . . .	23
2.3 Hodnocení dat . . . . .	24
2.4 Statistická analýza . . . . .	26
3 Výsledky . . . . .	30
4 Diskuse . . . . .	38
5 Závěr . . . . .	40



# Seznam obrázků

1	Yerkes - Dodsonův zákon [31] . . . . .	3
2	Celková elektrická aktivita myokardu [5] . . . . .	5
3	Umístění elektrod hrudních unipolárních svodů [17], [19] . . . . .	6
4	Parametry signálu EKG [19] . . . . .	7
5	Výpočtové schéma Welchovy metody [upraveno] [10] . . . . .	17
6	Ukázkový vlnkový scalogram [28] . . . . .	21
7	a) Vlnka mexický kloubok; b) Meyerova vlnka; c) Haarova vlnka; d) Mortletova vlnka se zobrazením imaginární části (čárkovaně); e) Vlnka Daubechies3; f) Vlnka Daubechies2 [12] . . . . .	21
8	Ukázkový Poincarého diagram s ukazateli SD1 a SD2 [autor] . . . . .	22
9	(vlevo) Nastavení parametrů v aplikaci HRVAS před začátkem zpracování souboru; (vpravo) Zpracování souboru dat ve frekvenční oblasti pomocí nástroje HRVAS. [14] . . . . .	25
10	Ukázková tabulka zpracovaná pomocí nástroje HRVAS . . . . .	25
11	Ukázka parametrů převzatých ze zápisků instruktora . . . . .	26
12	Ukázka krabicového diagramu [autor]. . . . .	28
13	Distribuce parametru RMSSD pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	30
14	Distribuce parametru nLF získaného Welchovou metodou pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	31
15	Distribuce parametru nHF získaného Welchovou metodou pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	31

16	Distribuce parametru LFHF získaného Welchovou metodou pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	32
17	Distribuce parametru peakLF získaného Welchovou metodou pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	32
18	Distribuce parametru peakHF získaného Welchovou metodou pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	33
19	Distribuce parametru SD1 z Poicarého grafu pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	33
20	Distribuce parametru SD2 z Poincarého grafu získaného Welchovou metodou pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	34
21	Distribuce parametru nLF získaného metodou Wavelet pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	35
22	Distribuce parametru nHF získaného metodou Wavelet pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	35
23	Distribuce parametru LFHF získaného metodou Wavelet pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	36
24	Distribuce parametru peakLF získaného metodou Wavelet pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	36
25	Distribuce parametru "kumulativní chyba" pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť prezentovaná formou boxplotu . . . . .	37

## Seznam zkratek

AgCl	Argentchloridová elektroda
ANS	Autonomní nervový systém
ATC	Řízení letového provozu
AV	Atrioventrikulární uzel
AVNN	Průměr RR intervalů
CNS	Centrální nervová soustava
DFT	Diskrétní Fourierová transformace
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
FFT	Rychlá Fourierova transformace
H360	Horizontální zatáčka o 360°
HF	Vysokofrekvenční pásmo
HPL	Horizontální přímočarý let
HR	Tepová frekvence
HRV	Variabilita srdeční frekvence
ICAO	Mezinárodní organizace pro civilní letectví
IFR	Let podle přístrojů
K180	Klesavá zatáčka o 180°
LF	Nízkofrekvenční pásmo
LZKZ	Letiště Košice
MEM	Princip maximální entropie
NASA	Národní úřad pro letectví a kosmonautiku
PNS	Periferní nervová soustava
PSD	Spektrální výkonová hustota
RMSSD	Druhá odmocnina průměrů rozdílů mezi sousedními RR intervaly
S180	Stoupavá zatáčka o 180°
SC	Vodivost kůže
SD1	Popisuje krátkodobou variabilitu
SD2	Popisuje dlouhodobou variabilitu
SDANN	Směrodatná odchylka průměrů RR intervalů
SDNN	Směrodatná odchylka intervalu RR
STFT	Krátkodobá Fourierova transformace
SVM	Metoda podpůrných vektorů
TINN	Šířka základny interpolovaného trojúhelníku
VLF	Velmi nízkofrekvenční pásmo
WT	Vlnková transformace

# Úvod

V současné době není možné si představit moderní svět bez letecké dopravy. Mezinárodní organizace pro civilní letectví (ICAO) předpokládá, že počet cestujících letadlem k roku 2030 bude činit 6 nebo více miliard. S navyšujícím se trendem leteckého provozu se zpřísnují i požadavky na bezpečnost. Jednou ze složek zajišťujících spolehlivé fungování bezpečnostního systému jsou lidé a vyplývající termín *lidský faktor*, který je komplexem psychofyziologických charakteristik člověka. Jak definuje Mezinárodní organizace pro civilní letectví (ICAO): „Lidské faktory jsou o lidech v jejich životních a pracovních situacích, o jejich vztahu ke strojům, o postupech a prostředí kolem nich a také o vztazích s lidmi v práci. V letecké dopravě lidský faktor zahrnuje řadu jak osobních, tak i lékařských a biologických aspektů pro optimální operace řízení letadel a letového provozu.”

Zkoumání psychofyziologického stavu je důležité ve mnoha oblastech, v oblasti letecké dopravy to platí dvojnásobně. Letecký personál se běžně setkává s různými zdroji psychofyziologické zátěže. Stupeň jejich emocionálního napětí v mnoha případech závisí na hodnocení své připravenosti vzhledem k vzniklým okolnostem. Projevem psychické zátěže může být nadměrná nervozita neboli stres, a následné zhoršení výkonnosti a nárůst pravděpodobnosti chybných činností. Jedním z fyziologických markerů reagujících na zvýšenou duševní zátěž je tepová frekvence, která je biosignálem a její regulace se realizuje autonomní nervovou soustavou.

Předložená práce se v první části zabývá analýzou současného stavu v problematice zpracování biosignálů, zejména elektrického signálu srdeční aktivity. V další části jsou popsány metody hodnocení variability tepové frekvence, které byly aplikovány na naměřený soubor dat, získaný během experimentu, jehož se zúčastnilo 20 pilotů. Cílem práce je posoudit psychofyziologickou kondici pilotů při plnění jednotlivých manévru (HPL, H360, S180, K180) pomocí analýzy signálu EKG a následně se pokusit najít nejtěžší z daných čtyř manévru v kontextu přesnosti manévrování.

# 1 Analýza současného stavu

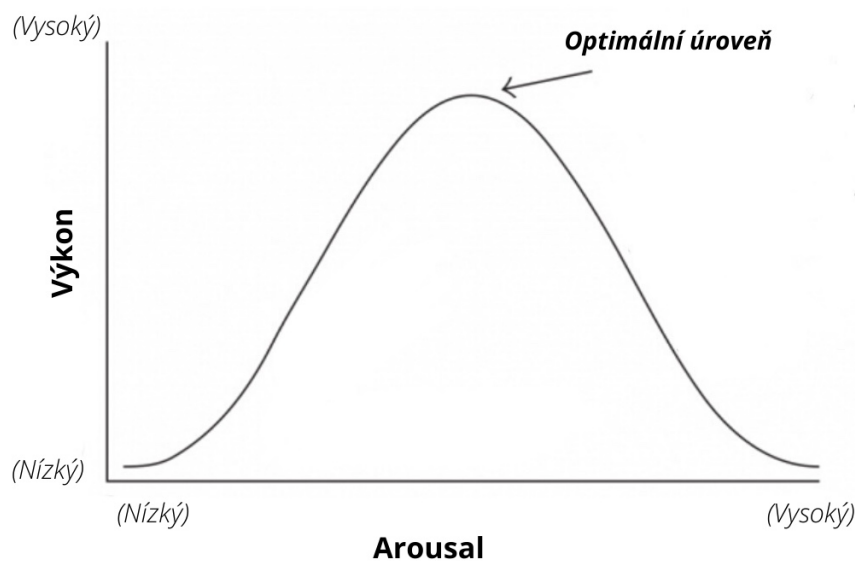
## 1.1 Teoretické základy práce

Tato bakalářská práce se primárně zabývá hodnocením psychologického stavu. Vysoká úroveň vzrušení u pilotů může vést k nižší koncentraci a neschopnosti správně se rozhodnout v kritických situacích. To může být ovlivněno řadou činitelů, například nedostatek spánku, únava, pracovní zátěž, užívání různých léků nebo toxických látek a samozřejmě stres. Přítomnost více, nebo dokonce i jen jednoho z výše zmíněných činitelů může zapříčinit těžké následky, např. smrt velkého množství lidí.

### 1.1.1 Stres

V dnešní době je téměř každý člověk vystaven stresovým situacím. Více než polovina nemocí z povolání (z ang. work-related illnesses) je přímo spojená s duševním stresem [7]. Zakladatel nauky o stresu maďarsko-německo-kanadský fyziolog Hans Selye definoval stres jako „*Nespecifická (tj. nastávající po různých zátěžích stereotypně) fyziologická reakce na jakýkoliv nárok na organismus kladený*” [2]. Psychologové Robert M. Yerkes a John Dodson v roce 1908 popsali zákon [31], který ukazuje závislost výkonu na stresu. Zákon říká, že se zvyšující se úrovni fyzického nebo mentálního arousalu, tj. stupněm nabuzení, zvyšuje se výkonnost, ale pouze do určité míry. Graf znázorněný na obrázku 1 na str.3 ukazuje, že při překročení optimálního úrovně nabuzení výkon se začíná snižovat.

Během stresového stavu je lidské tělo vyřazeno z homeostatické rovnováhy, tj. jeho fyziologické parametry nejsou udržovány na optimální úrovni. Mezi tyto parametry patří například optimální úroveň saturace krve kyslíkem, optimální kyselost, tělesná teplota atd.[20]. Stálé vystavení stresorům může vést k vážným fyzickým onemocněním, zejména ke kardiovaskulárním chorobám. Chronický stres v pracovních situacích, může vést k přetížení a vyčerpání hormonálních, nervových a svalových systémů v důsledku jejich nedostatečné obnovy a opravy. Kromě toho stres ovlivňuje několik fyziologických procesů v organismu člověka a to jsou zvýšené svalové napětí v krku, změna koncentrace některých hormonů, změna srdečního rytmu (HR) a variability srdeční frekvence (HRV) [7, 20]. Pojem „stres” je neoddelitelně spojen s autonomním nervovým systémem.



Obrázek 1: Yerkes - Dodsonův zákon [31]

### 1.1.2 Nervová soustava a její funkce

Nervový systém hraje klíčovou roli v regulaci tělesných funkcí. Jeho hlavní funkce spočívají v řízení všech životně důležitých procesů v těle, tj. zajištění koordinované práce buněk, tkání, orgánů a jejich systémů. Díky nervové soustavě je tělo spojeno s vnějším prostředím. Její činnost je základem pocitů, učení, paměti, řeči a myšlení - mentálních procesů, s jejichž pomocí se člověk nejen učí prostředí, ale může jej také aktivně měnit.

Funkční a strukturální jednotka nervového systému je neuron - nervová buňka. Neuron se skládá z těla, dendritů, jejichž počet se může lišit, a axonu. Přenos impulsů podél neuronů vždy probíhá v určitém směru - podél dendritů do buňky a podél axonu - z buňky. Spojení mezi jednotlivými neurony se nazývají synapsy [4, 5].

Obecně nervovou soustavu člověka rozdělujeme *podle stavby* na centrální (CNS) nervovou soustavu a periferní (PNS) nervovou soustavu.

CNS se skládá ze dvou oddělení: mozku a míchy. PNS je úzce spojena s CNS. Prostřednictvím periferního nervového systému CNS reguluje funkce všech systémů a aparátů těla.

*Podle funkční činnosti* se nervový systém dále dělí na somatický a vegetativní, tzv. autonomní. Somatická část periferní nervové soustavy je přímo spojena s lidským tělem a zodpovídá za svobodný (samostatný) pohyb. Autonomní část na rozdíl od somatické nepodléhá vůli člověka a zodpovídá za činnost vnitřních orgánů, lymfatických a krevních

cév [20].

Autonomní (vegetativní) nervový systém (ANS) vyvolává reakci na stresor<sup>1</sup>, prostřednictvím aktivace sympatiku a potlačení parasympatiku. Tyto dva systémy obvykle pracují protikladně. Sympatikus přichází do činnosti během nouzových situací – zátěží. Jeho aktivita vede ke zvětšení průměru zornice, zrychlení srdečního tepu a zvýšení průtoku krve do svalů. Nervová zakončení tohoto systému vylučují do krevního oběhu adrenalin (epinefrin) a další látku – norepinefrin. Kromě výše uvedeného spouští sympatikus známou reakci „boj, nebo útěk“ (z ang. fight or flight), popsanou americkým fyziologem Walterem B. Cannonem v roce 1915 [20]. Druhá polovina ANS – parasympatikus hraje opačnou roli, ta zklidňuje účinek vyvolány sympatickým nervovým systémem. Navíc parasympatikus pomáhá obnovovat zásoby energií a podporuje spousta optimistických procesů v organismu [20]. Účinnost regulace ANS se dá měřit pomocí tzv. *biosignálů*.

### 1.1.3 Biosignály

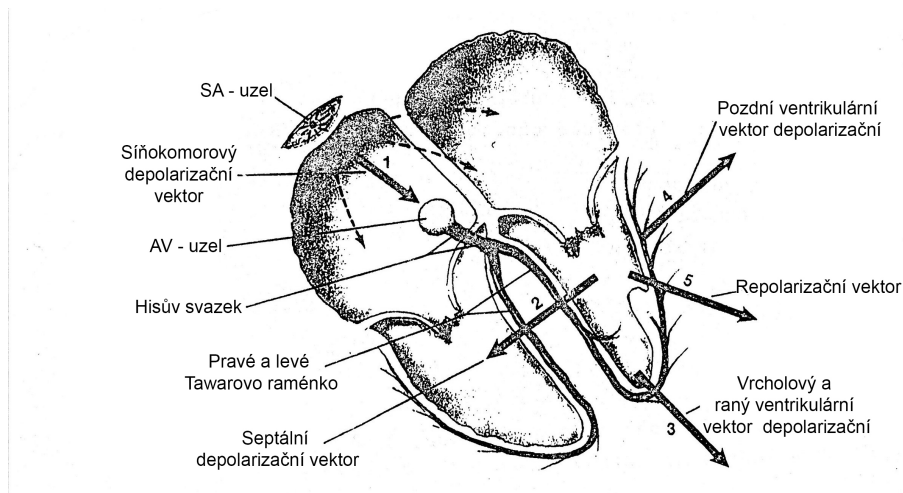
Biosignál – je jakýkoliv signál, který se vyskytuje v živém organismu. Na rozdělení biosignálů nemá vliv postup jejich měření, obecně je odvozeno z měřených veličin. Existují jejich různé typy: bioelektrické, biomagnetické, bioimpedanční, bioakustické, biomechanické a biochemické. V literatuře je termín biosignálů nejčastěji spojen s elektrickými jevy v těle člověka, které jsou generované nervovými a svalovými buňkami nebo vyvolané působením na organismus z vnějšku. Vyšetření elektrických signálů umožňuje sledování některých funkcí organismu a také slouží k vyjádření informace pro vlastní potřeby uvnitř samotného organismu [1, 3]. Jedním z příkladů elektrických biosignálů je tepová frekvence, která vyjadřuje srdeční činnost.

### 1.1.4 Srdce a vznik impulsu v srdci

Srdce je dutý orgán, jehož stěna je tvořena speciálním typem svaloviny, tzv. myokardem. Skládá se ze čtyř dutin: pravé komory a předsíně, levé komory a předsíně. Celá čerpací činnost srdce je založena na rytmickém střídání relaxace (diastola) a kontrakce (systola) svaloviny komor [4]. Při normálních podmínkách vzniká spontánní tvorba vzruchů v sinusovém uzlu, který je umístěn pod epikardem ve stěně pravé předsíně blízko ústí horní duté žíly. Akční potenciály se šíří rovnoměrně všemi směry a rychlost jejich

---

<sup>1</sup>Stresor - je jakýkoli faktor ve vnějším prostředí, který vyvádí lidský organizmus z homeostatické rovnováhy [20]



Obrázek 2: Celková elektrická aktivita myokardu [5]

šíření po myokardu je od 0,3 do 1 m/s [5, 4]. Vzniklé impulsy dále pokračují do atrioventrikulárního (AV) uzlu a jdou do svazku svalových vláken (Hisův svazek), který se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko přes tzv. Purkyňova vlákna. Takový srdeční cyklus, viz. obrázek 2, u mužů v klidu se opakuje 60-80 krát za minutu (u žen o 6-8krát více) a rytmus tlakových vln (pulsů) odpovídá frekvenci srdečních kontrakcí [5, 4].

Nejvýznamnějším způsobem nárůstu minutového srdečního výdeje při zátěži je nárůst srdeční frekvence. Při maximální zátěži může srdeční tep stoupat až na 180-220 tepů za minutu a současně se bude měnit poměr mezi trváním systoly a diastoly. S rostoucí srdeční frekvencí se systola zkracuje méně než diastola [4].

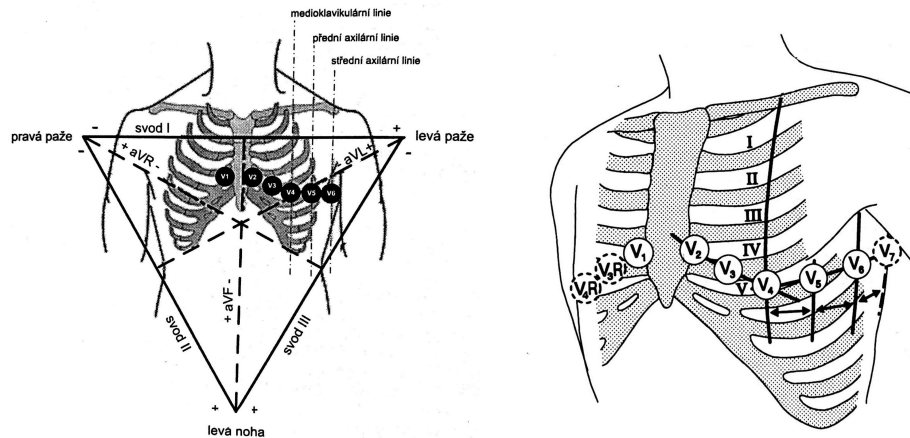
### 1.1.5 EKG a elektrokardiografické svody

Elektrokardiografie (EKG) – je základní metoda vyšetření elektrické aktivity srdce. EKG signál se šíří všemi směry do celého těla, a proto je můžeme zaznamenat téměř na libovolném místě tělesného povrchu. Tkáně lidského těla jsou vodivé z důvodu obsahu velkého množství elektricky nabitých iontů. Takovým způsobem vzniká mezi různými místy povrchu těla elektrické napětí. Průběh sumací elektrických projevů srdečních buněk v čase zaznamenává elektrokardiografie [4].

Při snímání signálu elektrické aktivity srdce prostřednictvím přístrojů je nutné použití elektrod. Dnes se nejčastěji používá metoda 12 elektrokardiografických svodů, které se rozdělují do 3 skupin [4]:

- Einthovenovy (bipolární) svody : při bipolárním zapojení se měří rozdíl potenciálů





Obrázek 3: Umístění elektrod hrudních unipolárních svodů [17], [19]

mezi dvěma aktivními elektrodami, svody jsou označovány římskými číslicemi I, II, III. Elektrody se umisťují na obě horní končetiny (zápěstí) a levé dolní končetiny. Takové uspořádání svodu tvoří tzv. *Einthovenův trojúhelník*.

- Goldbergovy (unipolární) zvětšené končetinové svody aVR, aVL, aVF : každý svod představuje potenciál jen jedné elektrody. Písmeno ‘a’ v názvech svodů znamená augmentovaný, tj. zesílený.
- Wilsonovy (unipolární) hrudní svody (viz. obrázek 3): zobrazují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Šest elektrod V1- V6 se umisťuje přímo na hrudníku.

### 1.1.6 Křivka EKG

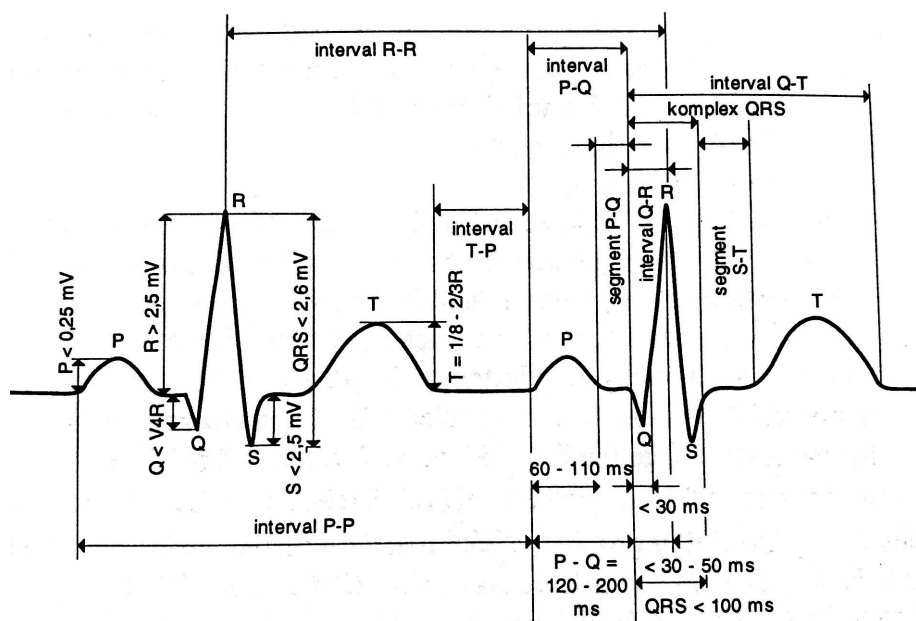
Výsledek elektrokardiografie viz. obrázek 4 obsahuje vlny (P, T, U), kmity (Q, R, S) a intervaly (PQ, ST a QT) [4].

**Vlna P** – je kulovitá vlna, která reprezentuje depolarizaci síní. Doba trvání je 0,08 - 0,10 s.

**Vlna T** – je asymetrická vlna, projevuje se při repolarizaci komor. Normální doba trvání je 0,20 s při srdečním rytmu 70 tepů za 1 minutu.

**Vlna U** – je plochá vlna, která následuje za vlnou T. Příčinou jejího vzniku je nejspíše repolarizace Purkyňových vláken. Není viditelná na všech EKG.

**Interval PQ** – je doba potřebná pro depolarizaci síní a šíření vzruchu do AV uzlů. Čas trvání záleží na srdeční frekvenci [5].



Obrázek 4: Parametry signálu EKG [19]

**Interval ST** – je doba, při které probíhá ukončování depolarizace komor a začíná repolarizace.

**Interval QT** – je doba, kde dochází k elektrické systole (smršťování srdce). Trvání tohoto úseku závisí na srdeční frekvenci. Normální maximální trvání je 0,42 s.

Kmity **QRS** zobrazují komplex, s jehož pomocí se určuje pravidelnost srdečního rytmu. V QRS-komplexu se pozitivní kmit R nachází nad izoelektrickou linií a negativní kmity Q, R pod izoelektrickou linií. Doba trvání normálního komplexu je 0,06-0,10 s.

**Interval RR** je definován jako vzdálenost mezi každým „R” kmitem v milisekundách v případě několika srdečních tepů vedle sebe. Pro zdůraznění normálního srdečního rytmu interval RR také označují jako **interval NN**.

Variabilita srdečního rytmu (**HRV**) je indikátor sloužící pro popis změn trvání RR intervalů mezi sousedními srdečními cykly, což je odrazem autonomního nervového systému.

## 1.2 Literární rešerše

V současné době se k hodnocení úrovně stresu používají různé metody. Kupříkladu psychologové ho hodnotí pomocí otázek nebo dotazníků při konzultaci nebo rozhovoru s klientem, zatímco badatelé používají fyziologické signály nebo biochemické vzorky. V případě použití biochemických vzorků k identifikaci stresu se nejprve odebírají vzorky tělesných tekutin (slina, moč, krev), ale takový invazivní způsob ve srovnání se sběrem fyziologických parametrů není komfortní [36]. Ve studii [42] se zúčastnili řidiče, u nichž se pomocí bezdrátového jednokanálového zařízení EEG zkoumala proveditelnost použití krátkodobého frontálního EEG jako prostředku k vyhodnocení dynamických změn duševní pracovní zátěže. Frontální EEG signály byly zaznamenány od 20 zdravých subjektů provádějících čtyři kognitivní a motorické úkoly, včetně aritmetické operace, klepání prstem, mentální rotace a lexikálního rozhodovacího úkolu. V rámci experimentu bylo zjištěno, že theta aktivita je běžná funkce EEG, která se zvyšuje při zvýšení složitosti během čtyř úkolů a že pomocí krátkodobé analýzy lze klasifikovat úroveň duševní pracovní zátěže z parametrů EEG s přesností 65% – 75% napříč subjekty pomocí modelu SVM. Z těchto výsledků vychází, že frontální EEG lze použít k vyhodnocení dynamických změn duševního pracovního vytížení.

Ve studii [40] se výzkumníci také zabývali stanovením relativní úrovně stresu řidičů pomocí parametrů z elektrokardiogramu, elektromyogramu, vodivosti kůže a respirace. Výsledky experimentu ukázaly, že u většiny sledovaných řidičů vodivost kůže a srdeční frekvence těsně korelují s úrovní stresu u řidiče.

Tato studie [41] zkoumá vliv duševní pracovní zátěže na elektrokardiogram (EKG) řidičů, které splňují úlohu Lane Change Task (LCT). Různé úrovně duševní pracovní zátěže byly vyvolány sekundárním úkolem (n-back task) se třemi úrovněmi obtížnosti. Subjektivní údaje ukázaly výrazné zvýšení pracovní zátěže na všech třech úrovních. Byl vybrán explorativní přístup k extrahování velkého počtu rytmických a morfologických znaků ze signálu EKG, čímž byly identifikovány ty, které se nejlépe lišily mezi úrovněmi duševní pracovní zátěže. Žádný rytmický nebo morfologický znak nebyl schopen rozlišit mezi všemi třemi úrovněmi. Byla extrahována skupina parametrů, které byly schopny rozlišit alespoň dvě úrovně. Obecně platí, že zvyšující se úroveň duševní pracovní zátěže vede ke zvýšení HR, ke snížení HRV a ke změně T vlny. Podle autoru této studie se pro budoucí výzkum doporučuje kombinace funkcí k dosažení nejlepší diagnostiky pro

různé úrovně duševní pracovní zátěže. Ve studii [45] byl také použit elektrokardiogram pro sledování srdeční činnosti jako psychologického markeru u třinácti dobrovolníků s intelektuálními poruchami. Sběr dat byl realizován prostřednictvím senzorů umístěných v tričkách probandů. Změny HRV v závislosti na úrovni nabuzení byly zaznamenány jenom u parametrů RMSSD, jeho pokles byl pozorován v případě nárůstu úrovně zátěže.

Prezentovaná studie [43] byla provedena v laboratorních podmínkách a vyžadovala, aby účastníci prováděli vizuálně motorické úkoly různé obtížnosti. Nasbíraná data se skládala z fyziologických měření (srdeční variabilita, dechová frekvence, průměr zornice, termografie obličeje), subjektivní hodnocení pracovní zátěže (okamžité sebehodnocení pracovní stupnice [ISA] a index zatížení NASA) a výkonu. Ukázalo se, že obličejová termografie a průměr zornice jsou dobrými indikátory pro neinvazivní měření pracovní zátěže. U sedmi z 10 účastníků průměr zornice vykazoval silnou korelaci s normalizovaným průměrem ISA hodnoty. Stejně jako u hodnocení ISA vykazoval vztah mezi fyziologickými parametry a výkonem výrazný rozdíl mezi účastníky, přičemž někteří jednotlivci prokázali mnohem silnější vztah mezi pracovním zatížením a měřením výkonu než ostatní. Další studie [37] hodnotí psychickou zátěž námořníků na lodním simulátoru. V rámci experimentu měli účastníci provést plavbu podle tří scénářů odlišujících se úrovněmi náročnosti (snadný, těžký, velmi těžký). Byla měřena tepová frekvence a RR intervaly pomocí senzoru. S použitím spline interpolace byly získány časové řady dat srdeční fluktuace, na něž byl následně aplikován princip maximální entropie (MEM) a získán poměr LF/HF, který dále autor studie hodnotil jako psychickou zátěž námořníků. Závěrem výzkumu bylo to, že poměr LF/HF se výrazně zvyšoval s náročností úkolu.

V letecké dopravě se měřením psychické zátěže a stresu zabývalo několik studií. Ve studii [33] byla použita tepová frekvence pro posouzení duševního pracovního zatížení a stresu při nízké a vysoké hustotě provozu. Experimentů se zúčastnili čtyři řídicí letového provozu (ATC). Pro měření HR byl použit systém FlexiGuard umístěný na hrudníku participantů. Kvůli nesprávné detekci intervalu RR byla pro hodnocení použita data pouze od 2 účastníků. Výstupní data ze systému zahrnovala délky RR intervalů, které byly vnitřně stanoveny z EKG. Z těchto delek dále byli určeny parametry SDNN, AVNN (average values of the RR intervals - průměry RR intervalů), RMSSD s 5-minutovou okenní délkou (4 min překrytí) a 60-minutovou okenní délkou bez překrytí. Následně pro test normality s

5% hladinou významnosti byl realizován Jarque-Bera test. Pro porovnání hodnot mediánů byl použit Mann-Whitney-Wilcoxonův test. Dále byla aplikována nelineární geometrická metoda Poincaré. Studie prokázala schopnost navrhované metody kvantifikovat duševní pracovní zatížení, stres a únavu během dlouhodobých měření. Výsledky ukázaly statisticky významný interindividuální rozdíl v pozorovaných HRV ukazatelích v průběhu nízkého a vysokého pracovního zatížení. V další studii [30] byla taktéž použita srdeční frekvence pro reakci pilotů na psychickou zátěž. Cílem této studie bylo ověření použití HRV k posouzení úrovně stresu v reálném letovém prostředí. Experimentu se zúčastnili dva piloti s různou úrovní zkušeností, kteří provedli dva lety v rámci výzkumu. První let byl uskutečněn bez výškové signalizace, druhý byl naopak s výškovým signalizačním systémem nad terénem. Samotné měření HRV proběhlo ve čtyřech fázích: klid, horizontální let, přistání se signalizací a přistání bez signalizace. Pro účely analyzování získaných záznamů 3minutových segmentů byla vybrána nelineární metoda Poincaré, použitá v předešlé studii [33], a z ní odvozený poměr  $SD1/SD2$  jako indikátor duševního stresu. Tento parametr se měnil se zátěží během letu pro oba piloty. V případě horizontálního letu byl pozorován vyšší poměr u obou pilotů než při přistání. Nižší poměr je spojen s vyšším stresovým napětím, což je v souladu s předpokladem, že přistání je více stresující než horizontální let. Jak uvádí autor studie, počet pilotů účastnících se experimentu je příliš malý pro statistické ověření teorie, ale výsledky experimentu ukazují, že HRV lze použít k posouzení zatížení pilota i v reálném prostředí. Výzkumníci další studie [32] také analyzovali tepovou frekvenci a HRV u 20 soukromých pilotů při realizování letu za přítomnosti a bez přítomnosti stresoru. Hodnocenými parametry byly SDRR, RMSSD, pNN-x. Výsledky potvrdily předpoklad zvýšení srdeční aktivity a snížení výkonu při složitějším úkole, který způsobuje zvýšení kognitivní pracovní zátěže. Podle autorů této studie by online monitorování duševního stavu pilota mohlo zabránit nehodám a incidentům vzniklým z důvodu pracovního přetížení. V následující studii [34] byly využívány jak fyziologické parametry, tak i subjektivní měření během reálného letu pilotů. Vnímání pracovní zátěže bylo měřeno pomocí Bedfordovy stupnice (Bedford Workload Scale). Tento analytický nástroj používá rozhodovací strom se zvyšující se úrovní pracovní zátěže, která je dále spojená s hodnocením 1 až 10. Záznam srdeční aktivity byl prováděn pomocí AgCl elektrod. Výsledky ukázaly snížení vysoko-frekvenčních složek během fáze přiblížení a přistání, kromě toho bylo pozorováno snížení průměru RR intervalů během období zvýšené provozní zátěže. Na konci letové úlohy se

tyto komponenty vrátily na základní úroveň. V další studii [38] byl analyzován výkon u dvaceti čtyř pilotů stíhacích letounů a jejich psychické zatížení (PMWL - Pilot mental workload) během reálné zkoušky způsobilosti dle pravidel letu IFR na simulátoru. Subjektivní hodnocení výkonu bylo posouzeno pomocí oficiální stupnicí finského letectva (Finnish Air Force's official rating scales). Záznam srdeční činnosti použitý pro hodnocení psychické zátěže byl získán měřením EKG prostřednictvím tří elektrod umístěných pod levou a pravou klíční kostí a levou kostní chrupavkou (left costal cartilage). Na všechny 5minutové segmenty EKG byla použita vzorkovací frekvence 1024 Hz a pro rychlou Fourierovu transformaci (FFT) šířka okna 256s s 50% překrytím. Spline interpolace byla využita pro korekci artefaktů. Normalita rozdělení parametrů výkonu a HR/HRV komponenty<sup>2</sup> byly ověřeny pomocí Shapiro-Wilkova testu. Dále byla aplikována analýza ANOVA pro zjištění významných hodnot a následné výsledky ANOVA byly analyzovány pomocí párového t-testu pro následná párová srovnání. Z výsledku vyplývá, že pomocí HR a HRV je možné měřit psychickou zátěž během zkoušky odborné způsobilosti pilotů. Samostatné měření výkonu bez měření fyziologických parametrů nedává úplný přehled o duševní zátěži.

Kromě tepové frekvence se používají i další fyziologické markery pro stanovení úrovně psychické zátěže. Ve studii [35] autoři použili kombinovanou analýzu fyziologických a psychologických markerů pro přesnější analýzu adaptačních schopností pilotů vrtulníků. V rámci experimentu se hodnotila úroveň pracovní zátěže, vodivost kůže (SC – skin conductance), parametr RMS z elektromyografie (EMG) a emoční stav podle emocionální stupnice Izard (Izard differential emotions scale). Aktuální studie [39] se zabývá hodnocením psychofyziologického stavu pilotů během letového tréninku na simulátoru a v letadle. V rámci výzkumu byly porovnané metody analýzy HRV v časové a frekvenční oblasti a neparametrické metody. Z výsledků vyplývá, že ne každý výsledný parametr z analýz může být použit pro popsání stresu pilotů. Podle autora studie jsou nejlepšími parametry pro hodnocení stresu ukazatele z vlnkové transformace a poměr LF/HF.

### 1.3 Limitace současného stavu

Zpracování a hodnocení biosignálů v současné době je limitováno řadou faktorů. Ve většině případů naměřené fyziologické parametry jsou vyhodnocovány až po ukončení experimentu, tedy signál není hodnocen v reálném čase. Tohle se dělá pro filtraci rušivých

---

<sup>2</sup>MEANRR, SDNN, RMSSD, NN50, pNN50, HRVTRI, LF<sub>nu</sub>, HF<sub>nu</sub> a poměr LF/HF

složek a případnému omezení poruchy užitečného signálu. Dalším faktorem ovlivňujícím spolehlivé hodnocení parametrů je nedostačující počet účastníků a to, že trvání experimentů často zahrnuje pouze krátkou dobu. Málokdo provádí dlouhodobé, např. 24 hodinové experimenty, z důvodů získání velkého množství dat a následné obtížnosti jejich zpracování a uložení. Kromě toho pro provedení experimentu na lidech je potřeba sebrat spoustu podkladů pro studie: informovaný souhlas, souhlas etické komise, protokol experimentu atd. Pro měření fyziologických parametrů se vyžaduje lepší mobilnost zařízení. Současně existující zařízení neposkytuje potřebnou úroveň pohodlí při experimentu a pro případ dlouhodobých výzkumů je potřeba neustálé dobíjení měřící přístrojů. Dalším problémem při zpracování biosignálů, zejména srdeční činnosti je analýza výkonného spektra. Změna srdečního tepu v závislosti na dne a noci a neefektivní algoritmus pro detekci R kmitů (R peaks) způsobují nerovnoměrné vzorkování signálu a výskyt ektopických rytmu.

## 1.4 Metody zpracování signálu EKG

Vzhledem k analýze současného stavu lze usoudit, že během posledních několika desetiletí výzkumníci používají RR intervaly a HRV pro měření psychického stresu. Tyto důležité parametry budou také použity pro hodnocení psychofyziologického stavu pilotů v rámci této balalářské práce.

V současné době existuje mnoho vizuálních a kvantitativních metod vyhodnocení HRV. Mezi standardní patří metody v časové, frekvenční a časově-frekvenční doméně. Pro minimalizaci chyb při hodnocení variability srdeční frekvence zveřejnili odborníci z Evropské kardiologické společnosti a Severoamerické společnosti pro stimulaci a elektrofyziologii v roce 1996 dokument [23], který popisuje úplnou metodiku analýzy variability srdeční frekvence. Tento dokument obsahuje veškeré potřebné informace pro účely klinických a fyziologických studií. Navíc jsou publikovány standardní časy pro měření EKG záznamu. Pro zpracování signálu ve frekvenční doméně by měl být použit krátkodobý 5minutový záznam a pro zpracování záznamů metodami v časové oblasti se doporučují nominální 24hodinové záznamy. Tyto dva typy záznamů by měly být získány za fyziologicky stabilních podmínek [23].

### 1.4.1 Analýza v časové oblasti

Časová oblast patří k nejjednoduššímu způsobu pro hodnocení HRV. Srdeční variabilita odráží nejenom proces regulaci srdce a také autonomní rovnováhy, krevního tlaku a cév [24]. Základním principem metod v časové oblasti je určení změny srdeční frekvence (HR) v závislosti na parametru času [21] a určení průměru po sobě jdoucích  $RR^3$  (resp.  $NN^4$ , *normal to normal*) intervalů mezi QRS komplexy, které charakterizují pravidelnost srdeční aktivity. Časová doména je dokonalá pro analýzu dlouhodobých souborů, které obsahují alespoň 18 hodin analyzovatelných EKG dat [23].

#### *Statistické metody*

V případě použití statistické metody lze statistické ukazatele časové domény rozdělit do dvou kategorií. Parametry mohou být odvozené z přímých měření RR intervalů (resp. okamžitého HR) nebo z rozdílů mezi RR intervaly [23].

V časové oblasti se kromě srdečního tepu a maximální (*max*) nebo minimální (*min*) délky RR intervalů počítají následující statistické parametry [7, 21, 23]:

- SDNN – směrodatná odchylka intervalu RR neboli druhá odmocnina rozptylu (square roof of variance), která znázorňuje celkovou variabilitu HR v průběhu záznamu. Kromě toho je tento parametr je závislý na délce hodnoceného signálu, z toho důvodu nelze porovnávat hodnoty SDNN získané ze záznamů o různých délkách [23]. Jednotkou parametru je ms a počítá se pomocí vzorce:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2}, \quad (1)$$

kde  $N$  je celkový počet po sobě jdoucích RR intervalů a  $\overline{RR}$  je střední hodnota RR intervalů v *ms* podle vzorce:

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i. \quad (2)$$

- SDANN - směrodatná odchylka průměrů RR intervalů vypočítaná za krátký interval pozorování, obvykle 5 minut. Měří se v ms stejně jako SDNN.

---

<sup>3</sup>RR intervaly – jsou interbeat intervaly mezi všemi po sobě jdoucími srdečními cykly. [24]

<sup>4</sup>NN intervaly – jsou interbeat intervaly (IBI), ze kterých byly odstraněny artefakty [24]



- SDNN index – průměr všech směrodatných odchylek RR intervalů v *ms*.
- RMSSD - druhá odmocnina průměrů rozdílů mezi sousedními RR intervaly. Počítá se podle vztahu:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (3)$$

- NN50 – počet sousedních RR intervalů, které se liší o více než 50 ms.
- pNN50 (%) – poměr počtu sousedních RR intervalů lišících se o více než 50 ms (NN50) k celkovému počtu RR intervalů vynásobených 100.

### ***Geometrické metody***

Pro geometrickou analýzu se používá série RR intervalů, které je možné graficky zobrazit pomocí geometrického vzoru, následně lze provést jeho hodnocení pomocí takových parametrů jako [23]:

- HRV triangular index – je poměr mezi celkovým počtem všech intervalů RR a maximem distribuce histogramu;
- TINN – šířka základny interpolovaného trojúhelníku.

Jako příklad geometrického vzoru pro sestavení histogramu mohou posloužit: vzor hustoty distribuce délky RR intervalu (resp. vzor hustoty distribuce rozdílů délek mezi sousedními RR intervaly) a Poincarého graf RR nebo NN intervalů [23].

### 1.4.2 Spektrální analýza

V současné době spektrální analýza prezentuje soubor postupů a metod, které lze použít pro určení a detekci periodicity v signálu [9]. Z matematického hlediska jsou základem těchto metod ortogonální transformace, které přiřazují časovému průběhu signálu spektrum a naopak spektru signál [9, 6].

Spektrální (frekvenční) analýza biologických signálů umožňuje získat spektrum, nebo v případě náhodných signálů určit spektrální výkonovou hustotu (PSD) [6]. Spektrální výkonová hustota graficky znázorňuje rozložení hustoty energie signálu v závislosti na frekvenci. Hodnocení srdeční aktivity probíhá ve třech kmitočtových pásmech: HF – vysokofrekvenční (0,15–0,4 Hz) představující aktivitu parasympatické soustavy, LF – nízkofrekvenční (0,04–0,15 Hz), které ukazuje na aktivitu v sympatiku a VLF – velmi nízkofrekvenční (0,0033–0,04 Hz) pásmo. Parametry, které lze získat pomocí spektrální analýzy HRV jsou znázorněny v tabulce 1 [24, 29].

Tabulka 1: Parametry HRV ve frekvenční oblasti

<i>Parametr</i>	<i>Jednotka</i>	<i>Popis</i>
aHF	$ms^2$	<i>Absolutní spektrální výkon ve vysokofrekvenčním pásmu (0,15–0,4 Hz)</i>
aLF	$ms^2$	<i>Absolutní spektrální výkon v nízkofrekvenčním pásmu (0,04–0,15 Hz)</i>
aVLF	$ms^2$	<i>Absolutní spektrální výkon ve velmi nízkofrekvenčním pásmu (0,0033–0,04 Hz)</i>
aTotal	$ms^2$	<i>Celkový absolutní spektrální výkon, t.j. součet spektrálních složek aHF, aLF, aVLF</i>
pHF	%	<i>Relativní spektrální výkon ve vysokofrekvenčním pásmu; počítá se jako poměr aHF ku aTotal</i>
pLF	%	<i>Relativní spektrální výkon ve nízkofrekvenčním pásmu; počítá se jako poměr aLF ku aTotal</i>
pVLF	%	<i>Relativní spektrální výkon ve velmi nízkofrekvenčním pásmu; počítá se jako poměr aVLF ku aTotal</i>
nHF	<i>n.u.</i>	<i>Spektrální výkon ve vysokofrekvenčním pásmu; HF/ (LF+HF)</i>
nLF	<i>n.u.</i>	<i>Spektrální výkon ve nízkofrekvenčním pásmu; LF/ (LF+HF)</i>
peakHF	<i>Hz</i>	<i>Maximální frekvence ve vysokofrekvenčním pásmu</i>
peakLF	<i>Hz</i>	<i>Maximální frekvence v nízkofrekvenčním pásmu</i>
peakVLF	<i>Hz</i>	<i>Maximální frekvence ve velmi nízkofrekvenčním pásmu</i>
LF/HF	–	<i>Poměr spektrálního výkonu komponenty LF ku spektrálnímu výkonu složky HF</i>

Metody spektrální analýzy se dělí do dvou kategorií, a to na neparametrické a parametrické metody.

Hlavní rozdíl mezi výše uvedenými metodami spočívá ve stanovení určitých parametrů. Neparametrické metody nevyžadují speciální požadavky pro zpracování signálů a mohou být použité pro libovolné signály. Parametrické metody naopak potřebují určit řady parametrů a základem metody je odhad těchto parametrů ze získaného souboru [3, 6].

Jednou z nejpoužívanějších metod frekvenční analýzy je Fourierova. Metoda slouží pro převod signálu z časové domény do kmitočtové oblasti. Tato analýza patří do neparametrických metod a předpokládá, že každý periodický signál je možné reprezentovat pomocí součtu základních funkcí *sin* a *cos* o příslušné amplitudě a frekvenci [6].

Diskrétní Fourierova transformace (DFT – Discrete Fourier Transform) pomáhá určit spektrum ze vzorků naměřeného signálu nebo naopak signál ze vzorků spektra. DFT je definována [6]

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-\frac{j2\pi kn}{N}}, \quad (4)$$

a zpětná diskretní Fourierova transformace je [6]

$$x(n) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{k=0}^{N-1} X(k) \cdot e^{\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (5)$$

kde koeficient  $k = 0, 1, \dots, N - 1$ ,  $x(n)$  je původní signál.

Efektivní algoritmus výpočtu DFT pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT) pro signály s délkou  $2^n$  objevili dva vědci J. S. Cooley a J. W. Tookey v roce 1965 [9]. Tento základní algoritmus do dnešního dne zůstává nejpoužívanější v případě číslicového zpracování signálu.

### ***Welchova metoda***

Welchova metoda – je neparametrická metoda pro odhad výkonového spektra pomocí průměrování periodogramu. U této metody je vstupní signál rozdělen na několik segmentů o stejné délce a jednotlivé dílčí části se mohou překrývat anebo se nacházet vedle sebe. Na každý segment je aplikováno časové okno<sup>5</sup> a počítá se diskretní Fourierova transformace

---

<sup>5</sup>Časové okno – je váhovací funkce, s jejíž pomocí lze potlačit (omezit) prosakování ve spektru před provedením DFT. Například: Bartlettovo, Hanningovo, Hammingovo, Blackmanovo, Tukeyovo.

segmentů. Odhad spektrální výkonové hustoty (PSD) zjistíme průměrováním získaných periodogramů dle vztahu [6, 10]:

$$PSD(k) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} PSD_i(k), \quad (6)$$

kde dílčí periodogram je definován vztahem [10]

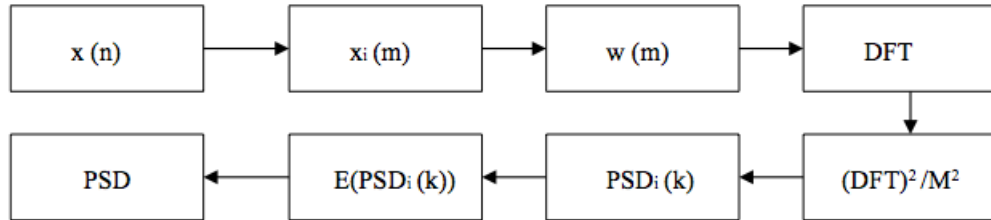
$$PSD_i(k) = \frac{1}{U \cdot M^2} \cdot \left| \sum_{m=0}^{M-1} x(m + i \cdot M) \cdot \omega(m) \cdot e^{\frac{-j2\pi mk}{M}} \right|^2, \quad (7)$$

a normalizační faktor [10]

$$U = \frac{1}{M} \cdot \sum_{m=0}^{M-1} \omega^2(m), \quad (8)$$

kde  $\omega$  je okno,  $x(m)$  je původní signál o délce vzorků  $M$  a  $K$  jsou segmenty. Princip metody modifikovaných periodogramů je schematicky znázorněn na obrázku 5.

Snížení frekvenčního rozlišení kompenzuje absolutní výhoda Welchovy metody, což je potlačení šumu.



Obrázek 5: Výpočtové schéma Welchovy metody [upraveno] [10]

### ***Lombův periodogram***

Lombův neboli Lomb-Scargleho periodogram je určen k odhadu výkonového spektra při jakékoli dané frekvenci přizpůsobením sinusové vlny metodou nejmenších čtverců. Lomb a Scargle navrhli modifikaci klasického periodogramu pro vypořádání nerovnoměrných vzorků. Tyto modifikace spočívají v normalizování sinusových a cosinových koeficientů odděleně časovou konstantou  $\tau$ . [22, 25].

Lomb-Scargle periodogram lze vypočítat jako [25]:

$$P_{xx}^{LS}(f) = \frac{1}{2\sigma^2} \left\{ \frac{\left[ \sum_{n=1}^N (x[t_n] - \bar{x} \cos(2\pi f[t_n - \tau])) \right]^2}{\sum_{n=1}^N \cos^2(2\pi f[t_n - \tau])} + \dots \right. \\ \left. \dots + \frac{\left[ \sum_{n=1}^N (x[t_n] - \bar{x} \sin(2\pi f[t_n - \tau])) \right]^2}{\sum_{n=1}^N \sin^2(2\pi f[t_n - \tau])} \right\} \quad (9)$$

kde  $x[t_n]$  je časová řada,  $\bar{x}$  je střední hodnota,  $\sigma^2$  je rozptyl časové řady  $x[t_n]$  a  $\tau$  je časová konstanta (časové zpoždění závislé na frekvenci) podle:

$$\tau = \tan(4\pi f\tau) = \frac{\sum_{n=1}^N \sin(4\pi f t_n)}{\sum_{n=1}^N \cos(4\pi f t_n)} \quad (10)$$

Jak uvádějí v článcích [22, 25] Lomb-Scarglého periodogram je mnohem efektivnější než rychlá Fourierova transformace a autoregresivní metoda. Jistou výhodou použití této metody je omezení zvýšené existence šumu v případě nerovnoměrně rozložených vzorkovaných dat a vyloučení ektopických (abnormálních) rytmtů ze záznamu signálů [26, 27].

### 1.4.3 Časově-frekvenční oblast

Pro určení frekvenčních složek obsažených v celém nestacionárním nebo přechodovém signálu je možné, ale nevhodné použití Fourierovy transformace a její modifikace. Aplikace FT nedává přehled o časovém výskytu spektrálních komponent [10, 11]. Pro analýzu jejich výskytu je nutné použít tzv. transformaci v časově frekvenční oblasti, která se dělí na dva základní postupy: lineární a nelineární. Příkladem nelineární časově frekvenční analýzy slouží: Afinní, Cohenovy a hyperbolické transformace. Pro lineární postup lze uvést krátkodobou Fourierovou a vlnkovou transformaci (WT – Wavelet Transformation). [10]

#### ***Krátkodobá Fourierova transformace***

Biologické signály patří do skupiny nestacionárních signálů, u kterých se parametry mění s časem. Klasickým nástrojem pro analýzu v časově frekvenční doméně je krátkodobá Fourierova transformace (Short-Time Fourier Transform, STFT). Ideou této metody je rozložení signálu na malé realizace pomocí multiplikace okénkové funkce a signálu. Dále

se na tyto jednotlivé realizace aplikuje Fourierova transformace (v případě diskrétních signálů, FT nahrazuje diskrétní FT) [10, 12]. Poloha „okna“ se vůči signálu postupně mění. Časově-frekvenční reprezentace STFT je daná vztahem: [10]

$$STFT(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) \cdot g^*(t - \tau)] \cdot e^{-j2\pi ft} \cdot dt, \quad (11)$$

kde  $g$  je funkce okna,  $*$  je komplexní konjugace,  $t$  je čas,  $\tau$  je posunutí okna v průběhu času,  $x(t)$  je časová reprezentace signálu.

Pro grafické zobrazení krátkodobého spektra, což je výsledkem STFT, používají tzv. *spektrogramy* pro které platí [10]:

$$P_x(\tau, f) = |STFT(\tau, f)|^2 \quad (12)$$

a pro klasickou ukázkou výsledků používán převod na spektrální výkonovou hustotu s vzorkovací frekvencí  $f_v$  [10]:

$$PSD_X(\tau, f) = \frac{P_x(\tau, f)}{f_v}. \quad (13)$$

Nevýhodou lineární krátkodobé Fourierovy transformace je omezení Heisenbergovým principem neurčitosti  $\Delta t \cdot \Delta \omega = konst.$  Z něj vychází, že není možné zjistit přesnou hodnotu frekvence v čase, pouze pozici složky signálu uvnitř obdélníka  $\Delta t \cdot \Delta \omega$  v dané časově frekvenční oblasti. ( $\Delta t$  je časový úsek,  $\Delta \omega$  je frekvenční interval). V takovém případě lze zajistit pouze jedno dobré rozlišení buď časové, nebo frekvenční [10].

### ***Vlnková transformace***

Časově frekvenční analýza poskytuje informaci o změně frekvence v průběhu času. Transformace Wavelet patří k moderním lineárním metodám analýzy signálů v časově frekvenční doméně a vychází z STFT. Rozklad signálu na časově frekvenční komponenty je základním principem analyzování ve všech lineárních časově frekvenčních výpočtových postupech [10]. Vlnková transformace rozkládá vstupní signál pomocí speciálního filtru (funkce), tzv. waveletu<sup>6</sup>. Cílem této transformace je získat optimální poměr rozlišitelnosti v čase a frekvenci pomocí vhodné úpravy šířky okna v čase. Pro nízké kmitočty je okno širší, pro vysoké je užší [12]. Toto okno se nazývá *mateční wavelet*  $\psi$ , příklady některých

---

<sup>6</sup>Vlnka je z ang. wavelet

jejich typů jsou uvedeny na obrázku 7. Mateční wavelet je ortogonálním filtrem<sup>7</sup> pro rozložení signálu a další základní funkce jsou odvozovány jeho roztažením a posunutím v čase [10, 11]. Mateřská vlnka je definována níže uvedeným vztahem č. 14. Její šířku mění měřítko  $s$  (scale) a proměnná  $\tau$  (poloha) mění její posun v čase.

$$\Psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad (14)$$

kde  $\frac{1}{\sqrt{s}}$  je proměnná sloužící k zachování energie waveleta při modifikaci měřítka.

Pro spojitou transformaci Wavelet (z angl. *Continuous Wavelet Transformation*, *CWT*) pak platí následující integrální rovnice pro signály s konečnou energií [10, 12]:

$$WT(\tau,s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\Psi^*\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt, \quad (15)$$

kde symbol  $*$  u mateřské vlnky označuje komplexně sdružené číslo a  $x(t)$  je analyzovaný signál. Rekonstrukci původního signálu je možné provést pomocí vztahu 16 na str. (\*), což je zpětná transformace [10].

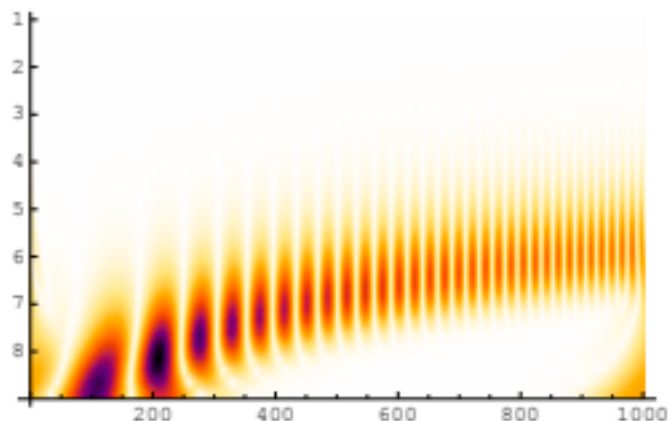
$$x(t) = \frac{1}{C_{\psi}^2} \cdot \int_s \int_{\tau} WT(\tau,s) \cdot \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) d\tau \cdot ds, \quad (16)$$

kde  $C_{\psi}$  je konstanta, na níž závisí správnost rekonstrukce.

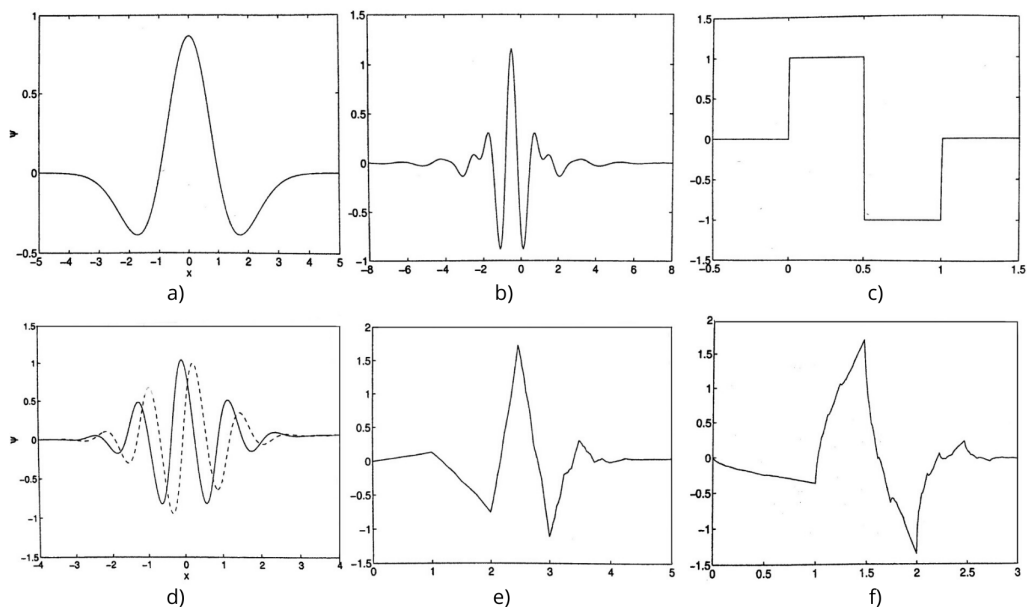
Pro grafické zobrazení koeficientů měřítka a posunu ve 3D rovině se používá tzv. *scalogram* zobrazený na obr. 6, kde osa  $z$  je představená barvou. Větší hodnoty vlnkových koeficientů jsou reprezentovány barvou tmavšího odstínu [28].

---

<sup>7</sup>Ortogonalní (z řec. pravoúhlý) filtr generuje jednu funkci škálování a vlnky.



Obrázek 6: Ukázkový vlnkový scalogram [28]



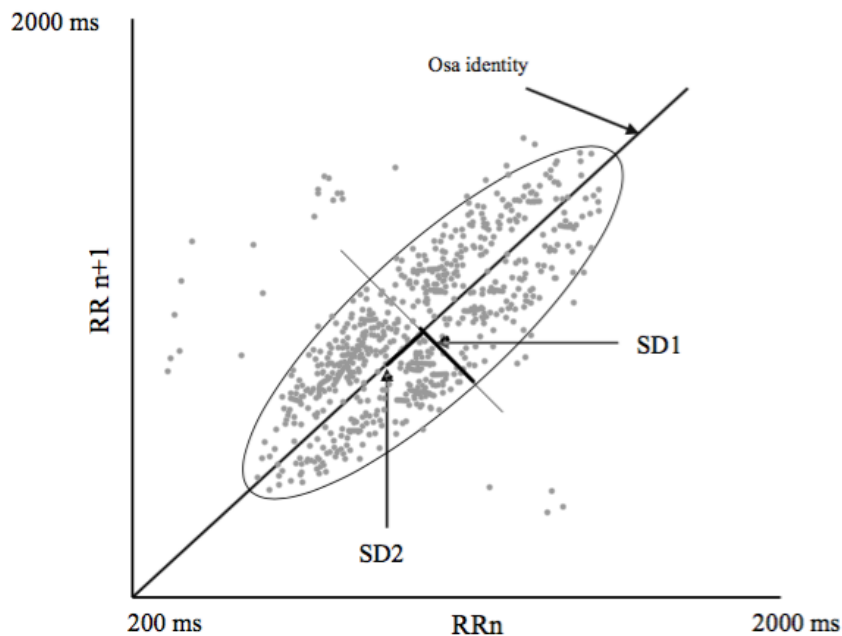
Obrázek 7: a) Vlnka mexický kloubok; b) Meyerova vlnka; c) Haarova vlnka; d) Mortletova vlnka se zobrazením imaginární části (čárkovaně); e) Vlnka Daubechies3; f) Vlnka Daubechies2 [12]

### *Poincarého mapy*

Poincarého mapa je geometrická nelineární metoda, která se používá pro hodnocení variability srdeční frekvence (HRV) a identifikaci ektopických rytmů nebo pauz. Každý RR interval reprezentován jako funkce (závislost) předchozího RR intervalu [16, 18]. Zobrazením Poincarého mapy je rozptylový diagram (viz. obrázek 8), u kterého jsou na ose  $x$  vyneseny hodnoty aktuálního intervalu  $RR_n$  a na ose  $y$  jsou hodnoty následujícího intervalu  $RR_{n+1}$ .



Jednotlivé body se umísťujú vŕči tzv. lnie identity, ktorá reprezentuje graf funkce  $x = y$  ( $RR_n = RR_{n+1}$ ). Pokud se bod nachází pod touto lnií (resp. nad ní), to znamená, že  $x > y$  (resp.  $x < y$ ) tj. interval  $RR_{n+1}$  je kratší (resp. delší) než interval  $RR_n$ . Počet bodů, které se objevují na mapě závisí na délce měřeného záznamu. Čím kratší je tato doba, tím se méně těchto bodů vyskytuje na grafu Poincaré. Elipsa vytvořená z těchto bodů představuje disperzi RR intervalu a poloosy SD1 a SD2 jsou směrodatné odchylky rozptylu hodnot. SD1 popisuje krátkodobou variabilitu a parametr SD2 ukazuje dlouhodobou variabilitu. Jistou výhodou Poincarého map je jednoduché znázornění dynamiky HRV, kde tvar a pozice sdružených bodů jsou hlavními charakteristikami [15, 46].



Obrázek 8: Ukázkový Poincarého diagram s ukazateli SD1 a SD2 [autor]

## 2 Metodika výzkumu

Pro ověření metod zpracování tepové frekvence byla použita data naměřená laboratoří lidského faktoru a automatizace v letectví FD ČVUT, která je zaměřená na hodnocení a kategorizaci psychofyziologické kondice letového personálu (pilotů, řídicích letového provozu, specialistů údržby leteckého zařízení). Celková metodika výzkumu byla založena na studii [44].

### 2.1 Subjekty

Pro zařazení do experimentu měl každý subjekt splňovat určité podmínky:

- podmínky na způsobilost soukromého pilota letounu podle nařízení (EU) č. 1178/2011 v platném znění, s hlavním ohledem na přílohu č. I (část FCL);
- zdravotní způsobilost definovaná v příloze č. IV (část MED);
- prokázat úroveň teoretických znalostí v oblasti navigace a základů letu;
- absence předcházející praktické zkušenosti s létáním;
- student/ka leteckého studijního oboru v denním bakalářském studiu.

Na základě výše uvedených požadavků bylo vybráno 20 uchazečů, kteří byli dále rozděleni do dvou skupin. První skupina A se skládala z 8 mužů a 2 žen s průměrným věkem  $22 \pm 5$  let. Skupina B byla tvořena 9 muži a 1 ženou s průměrným věkem  $23 \pm 3$  roky. Každá skupina měla navíc doplňující trénink při přestupu z analogového na glass cockpit.

### 2.2 Metodika sběru dat

Teoretická příprava subjektů probíhala v první části výcviku. Jejím cílem bylo sjednocení základních teoretických znalostí mezi účastníky. Participantům byla poskytnuta informace o činnosti jednoduché techniky pilotování, rozmístění jednotlivých ovládacích prvků v **analogovém** cockpitu a následně jejich význam a použití během letu.

Praktický letový výcvik byl realizován pod pečlivým dohledem zkušeného instruktora. Tréninkový plán provedení praktického výcviku skupin se lišil počtem dodatečných cvičení u skupiny B.

**Skupina A** se zúčastnila 11 hodin výcviku na trenažeru s analogovým zobrazením letových informací. Na 2. a 11. hodině proběhlo měření psychofyziologických parametrů účastníků. Dále následoval první praktický výcvik v letadle, při němž také bylo realizováno měření. Následně uchazeči absolvovali další 3 cvičení na trenažeru a 2 hodiny výcviku v letadle. Poslední výcvik byl též naměřen. Na konci se změnilo zobrazení letových, navigačních a motorových údajů z analogového na digitální a znovu proběhlo měření při cvičení na trenažeru a výcviku v letadle.

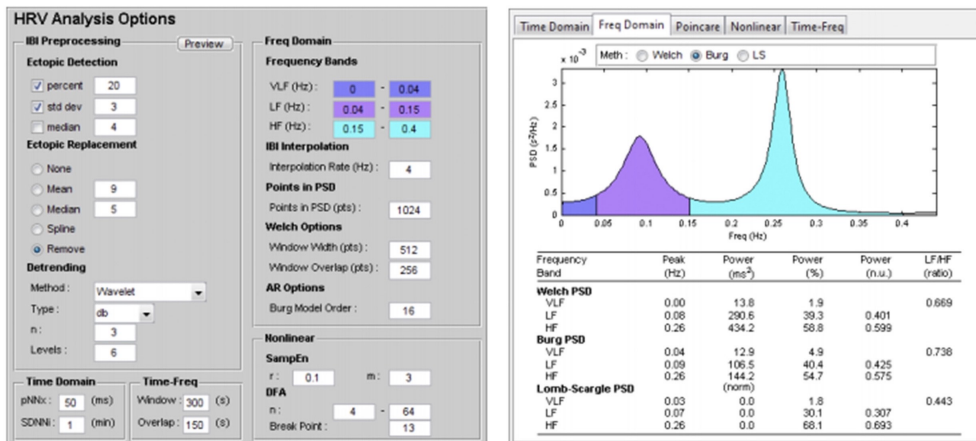
Začátek letového tréninku u **skupiny B** byl stejný jako u skupiny A. Subjekty absolvovaly 11 letových hodin na trenažeru s analogovým zobrazením, při 2. a 11. tréninkové hodině proběhlo měření. Následně proběhl první měřený výcvik v letadle, 3. cvičení na trenažeru a dále 2 hodiny v letadle s analogovou palubní deskou. Pro další trénink se režim zobrazení změnil na digitální. Rozdíl mezi subjekty z jednotlivých skupin byl v 5 dodatečných cvičeních na trenažeru s glass cockpitem pro skupinu B a až poslední z nich bylo naměřeno. Na závěr proběhlo měření v praktickém letovém výcviku s digitálním přístrojovým panelem.

Technickým vybavením tréninku byl letecký trenažér typu TRD40 a letadlo typu Diamond DA40. Při letu s digitálním zobrazením byl využit electronic flight instrument system Garmin G1000 (Garmin Ltd., Olathe, Kansas, U.S.). Každý let byl uskutečněn za meteorologických podmínek umožňujících létání podle pravidel letu za viditelnosti VFR (visual flight rules). Simulované reálné lety probíhaly v koncové řízené oblasti mezinárodního letiště Košice (ICAO kód: LZKZ).

Při samotné realizaci letu měl každý subjekt za úkol udržet určité parametry letu. Kromě vzletu a přistání obsahoval každý výcvik 4 typy manévru: horizontální přímočarý let (HPL), horizontální zatáčka o  $360^\circ$  (H360) při konstantní výšce a náklonu  $30^\circ$ , stoupavá zatáčka o  $180^\circ$  (S180) při vertikální rychlosti 500 ft/min a náklonu  $15^\circ$  a klesavá zatáčka o  $180^\circ$  (K180) při stejné vertikální rychlosti a náklonu jako u S180. Jedna série manévru se vykonávala třikrát za každý let v pořadí SLF, H360, S180 a K180.

## 2.3 Hodnocení dat

Měření fyziologických parametrů u účastníků probíhalo pomocí biotelemetrického systému Flexiguard, který byl vyvinut Fakultou biomedicínského inženýrství ČVUT. Tento systém umožňuje změřit takové fyziologické a ekologické parametry jako například



Obrázek 9: (vlevo) Nastavení parametrů v aplikaci HRVAS před začátkem zpracování souboru; (vpravo) Zpracování souboru dat ve frekvenční oblasti pomocí nástroje HRVAS. [14]

tělesná teplota, vlhkost a tak dále [13]. Pro účely této bakalářské práce byla sledovaná tepová frekvence subjektů při realizování jednotlivých manévřů (SLF, H360, S180 a K180). Pro zpracování naměřeného záznamu byl použit nástroj HRVAS, který je speciální aplikací softwaru MATLAB pro analýzu HRV. Dále probíhalo vyhodnocení souboru pomocí metod v časové, frekvenční a časově-frekvenční doméně, viz obrázek 9.

Ze 103 parametrů viz. obrázek 10, získaných pro každý subjekt v průběhu jednoho letu, pro hodnocení psychofyzilogické stavu pilotů byli využity parametry z frekvenční oblasti:  $nLF$ ,  $nHF$ ,  $LFHF$ ,  $peakHF$ ,  $peakLF$ . Tyto parametry byly vypočítané z PSD Welchovy metody a transformace Wavelet. Z časové oblasti byl použit parametr  $RMSSD$ . Při nelineární analýze byli vyhodnoceny proměnné  $SD1$  (*poincare*) a  $SD2$  (*poincare*).

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
1																		
2	ident	Measurement	Subject	TASK	B	H	Mk	Vv	cum Error	(count)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)
3									IBI Info	Time Domain	Time Domain	Time Domain	Time Domain	Time Domain	Time Domain	Time Domain	Time Domain	Time Domain
4	001_T2M_00_takeoff	2	1	5	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	152	748	505	615.8	35.2	10.7	72.4	498.24	106.42
5	001_T2M_11_SLF	2	1	1	NaN	90	10	NaN	-0.32	85	708	619	663.8	17.5	11	61.2	11.65	95.88
6	001_T2M_12_H360	2	1	2	10	250	NaN	NaN	1.46533052	58	738	635	677.5	20.9	11	32.2	23.95	156.3
7	001_T2M_13_C180	2	1	3	7	NaN	NaN	500	-0.15479944	63	732	623	683.8	22.2	13.3	38.7	85.37	141.79
8	001_T2M_14_D180	2	1	4	15	NaN	NaN	300	0.161305019	63	751	625	694	31.2	15.4	131.8	491.88	956.74
9	001_T2M_21_SLF	2	1	1	NaN	100	10	NaN	-0.214536064	85	731	589	676.8	25.7	14.3	75.4	19.24	294.91
10	001_T2M_22_H360	2	1	2	10	120	NaN	NaN	0.098407299	95	722	638	678.8	20.4	8.6	76.1	110.27	121.07
11	001_T2M_23_C180	2	1	3	10	NaN	NaN	600	0.295411297	65	707	644	676.7	15.8	8.6	61	116.92	79.94
12	001_T2M_24_D180	2	1	4	15	NaN	NaN	500	0.840844881	59	719	643	681.4	17.4	13	46.4	7.65	152.11
13	001_T2M_31_SLF	2	1	1	NaN	40	5	NaN	-1.439645671	87	720	608	673.4	23.6	12.5	108.5	104.6	499.99
14	001_T2M_32_H360	2	1	2	20	100	NaN	NaN	1.438486775	75	729	629	689.4	20.9	12.2	96.9	157.42	147.05
15	001_T2M_33_C180	2	1	3	9	NaN	NaN	400	-0.812350478	66	713	609	669.9	23.1	11.9	53.5	129.77	204.84
16	001_T2M_34_D180	2	1	4	10	NaN	NaN	700	0.335181728	69	714	574	671.4	29	11	109.4	66.06	111.56
17	001_T2M_41_Land	2	1	6	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	129	718	563	652.6	37.3	13.3	145.3	580.31	532.06

Obrázek 10: Ukázková tabulka zpracovaná pomocí nástroje HRVAS

Parametry pro hodnocení přesnosti pilotování byly převzaty ze zápisků instruktora, viz. obrázek 11, který v průběhu celého experimentu zaznamenával nejvyšší hodnoty odchylek pro každý subjekt při každém měření a pro každý manévř. Pro standardizaci odchylek z parametrů výšky, náklonů, magnetického kurzu a vertikální rychlosti byla vypočítaná takzvaná kumulativní chyba (z ang. cumulative error) ze Z – skóřů, což jsou všechny para-

	A	B	C	D	E	F	G	H
1								
2	Measurement	Subject	TASK	B (°)	H (ft)	Mk (°)	Vv (ft/min)	cum Error
3			1-HPL, 2-360, 3-S180, 4-K180,5-vzlet, 6-pristatie					
4		2	1	5 NaN	NaN	NaN	NaN	
5		2	1	1 NaN		90	10 NaN	
6		2	1	2	10	250 NaN	NaN	0,984307144
7		2	1	3	7 NaN	NaN	500	0,289135716
8		2	1	4	15 NaN	NaN	300	0,931000035
9		2	1	1 NaN		100	10 NaN	0,048840264
10		2	1	2	10	120 NaN	NaN	0,470428537
11		2	1	3	10 NaN	NaN	600	0,694610766
12		2	1	4	15 NaN	NaN	500	1,02917425

Obrázek 11: Ukázka parametrů (H - nadmořská výška (ft), Mk - magnetický kurz (°), B - náklon (°), Vv - vertikální rychlost (ft/min)) převzatých ze zápisků instruktora

metry pro každý subjekt zvlášť. Následná kalkulace kumulativní chyby byla realizována pomocí následujícího vzorce:

$$Z_{cum}(i, T, m) = Z_{alt(i,T,m)} + Z_{Mk(i,T,m)} + Z_{Vv(i,T,m)} + Z_{B(i,T,m)}, \quad (17)$$

kde  $i$  je subjekt,  $T$  je tréninková hodina,  $m$  je manévr,  $Z_{alt,Mk,Vv,B}$  jsou  $Z$  - skóry výšky, magnetického kurzu, vertikální rychlosti a náklonů.

## 2.4 Statistická analýza

Pro popis vlastnosti dat je potřeba uvést několik základních pojmů z teorie pravděpodobnosti a statistiky. Mezi nejčastěji používané charakteristiky řadíme: rozptyl, medián, střední hodnotu, střední kvadratickou hodnotu, směrodatnou odchylku a autokorelační funkci. V případě popisu krabicových diagramů je potřeba se zmínit také o kvartilu, kvantilu a mezikvartilovém rozpětí.

- **Rozptyl**  $\sigma$  je mírou variability. Čím je rozptyl menší, tím méně se data odchylojí od aritmetického průměru.

Pro vychýlený odhad rozptylu používáme vzorec[6]:

$$\sigma_x^2(n) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x(n) - \mu_x]^2, \quad (18)$$

kde  $N$  je počet vzorků,  $x(n)$  jsou jednotlivé vzorky provedení diskretního signálu, index  $n$  určuje pořadí vzorku  $x(n)$  a  $\mu$  je střední hodnota

Pro nestranný odhad rozptylu[6]:

$$s_x^2(n) = \frac{N}{N-1} \sigma_x^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N [x(n) - \mu_x]^2 \quad (19)$$

- **Medián**  $\tilde{x}$  je „prostřední“ hodnota, tzv. 50% kvantil, posloupnosti  $x(n)$  uspořádané podle velikosti.

Při lichém počtu hodnot  $n$  platí[6]:

$$\tilde{x} = x(k), \text{ kde } k = \frac{n+1}{2} \quad (20)$$

Při sudém počtu  $n$  platí[6]:

$$\tilde{x} = \frac{x(k) + x(k+1)}{2}, \text{ kde } k = \frac{n}{2} \quad (21)$$

- **Střední hodnota**  $\mu$  je součet všech hodnot proměnné  $x$ , který je dělen jejich počtem.

Odhad střední hodnoty je definován vztahem[6]:

$$\mu_x(n) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n) \quad (22)$$

- **Střední kvadratická hodnota signálu**  $\Psi$  je odhadem střední hodnoty na druhou[6]:

$$\Psi_x^2(n) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x^2(n) = \sigma_x^2(n) + \mu_x^2(n) \quad (23)$$

- **Směrodatná odchylka**  $s$  je odmocnina z nestranného odhadu rozptylu (výběrového rozptylu):

$$s = \sqrt{s^2} \quad (24)$$

- **Autokorelační funkce** se používá při hodnocení závislosti hodnot stochastického procesu pro dva různé časové okamžiky [8]. Níže zmíněné vztahy jsou určeny pro diskrétní posloupnost [6]:

nevychýlený odhad parametru:

$$R_{xx}(l) = \frac{1}{N-l} \sum_{n=0}^{N-l-1} x(n)x(n-l), \text{ kde } l = 0, 1, \dots, L \quad (25)$$

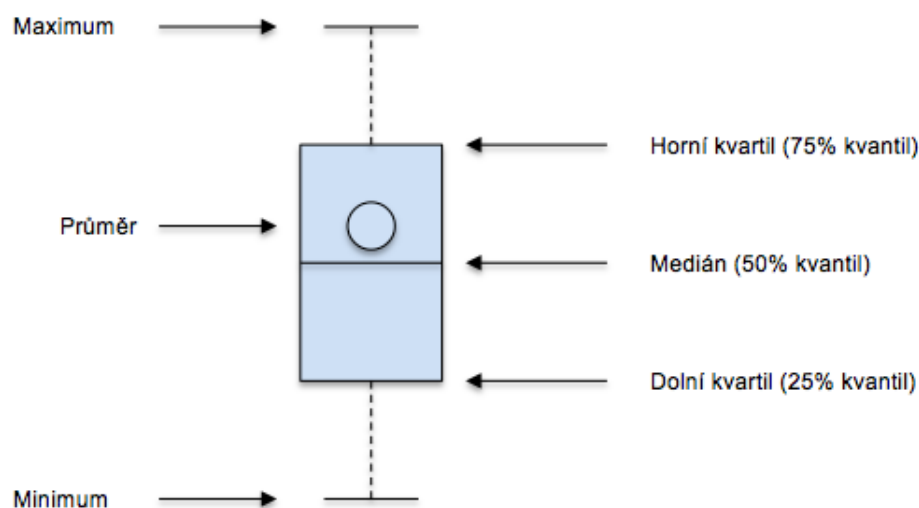
vychýlený odhad parametru:

$$R_{xx}(l) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-l-1} x(n)x(n-l), \text{ kde } l = 0, 1, \dots, L \quad (26)$$

L je zvolené maximální zpoždění.

- **Kvantil** je míra polohy, která rozděluje soubor naměřených hodnot na úseky. Pro některé nejvíce používané kvantily existují speciální označení. V případě rozdělení statistického souboru na čtvrtiny, jeho hodnoty se nazývají *kvartily*. Dolní kvartil (Q1) je 25%-ní kvantil, horní kvartil (Q3) je 75%-ní kvantil.
- **Mezikvartilové rozpětí** (z ang. Interquartile Range *IRQ*) je rozdíl mezi horním 25% a dolním 25% výběrovým kvantilem:

$$IRQ = Q_3 - Q_1. \quad (27)$$



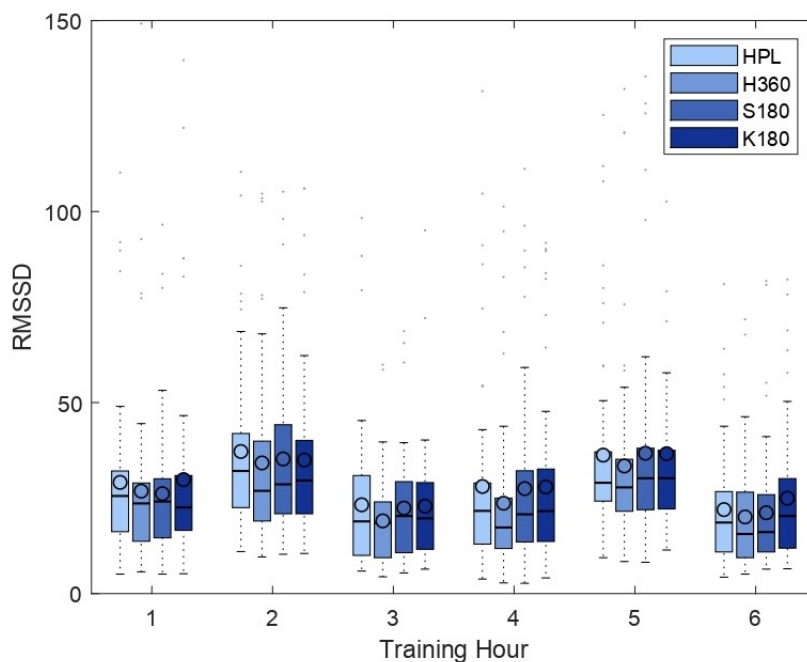
Obrázek 12: Ukázka krabicového diagramu [autor].

V následující kapitole 3 budou prezentované výsledky parametrů z jednotlivých měření prostřednictvím krabicových diagramů (tzv. Boxplotů) viz obrázek 12. Tento jednoduchý způsob grafického zobrazení umožňuje posouzení naměřených dat v souboru pomocí kvartilů. Kromě toho z boxplotů lze snadno identifikovat odlehlé hodnoty a posoudit symetrii konců rozdělení.



### 3 Výsledky

Z obrázku 13 je vidět, že parametr RMSSD, který ukazuje na aktivitu parasympatiku při měření č. 1, 3, 4 a 6 u všech manévru je víceméně stejný. Při měření č. 2 a 5 bylo pozorováno jeho mírné zvýšení.

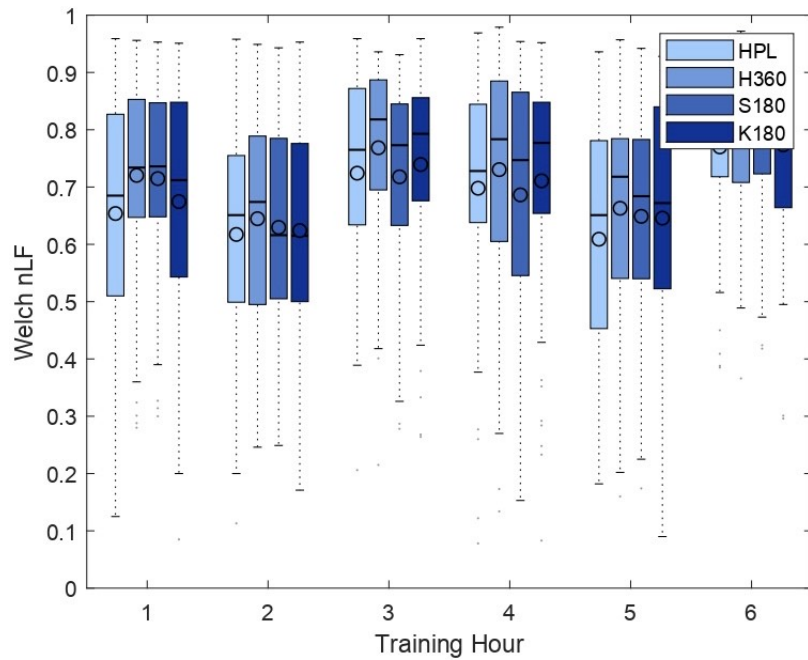


Obrázek 13: Distribuce parametru RMSSD pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

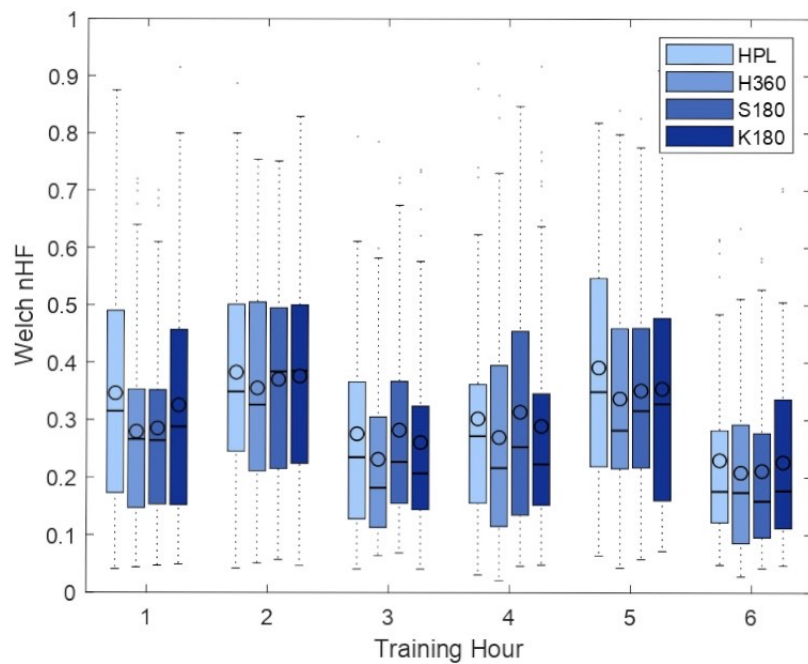
Z obrázku 14 je patrné, že není významný rozdíl mezi manévry u parametru nLF získaného Welchovou metodou při měření č. 1, 3, 4, 6. Procentuální zastoupení nízkofrekvenční složky LF v oblastech nízké a vysoké frekvence bylo menší při měření č. 2 a 5.

Další obrázek 15 ukazuje, že paramet nHF získaný Welchovou metodou je víceméně stejný u všech manévru při měření č. 1, 2, 3, 4, 6. Největší hodnota parametru byla pozorována při měření č. 5 u manévru HPL, což vypovídá o největším procentuálním zastoupení vysokofrekvenční složky HF v oblastech nízké a vysoké frekvence.

Z obrázku 16 je vidět, že hodnota poměru LF/HF získaného metodou Welch při měření č. 6 je podstatně větší u všech manévru v porovnání se zbývajícimi měřeními. Při manévru H360 v měření č. 6 je hodnota poměru největší, což ukazuje na větší psychickou zátěž u pilotů.

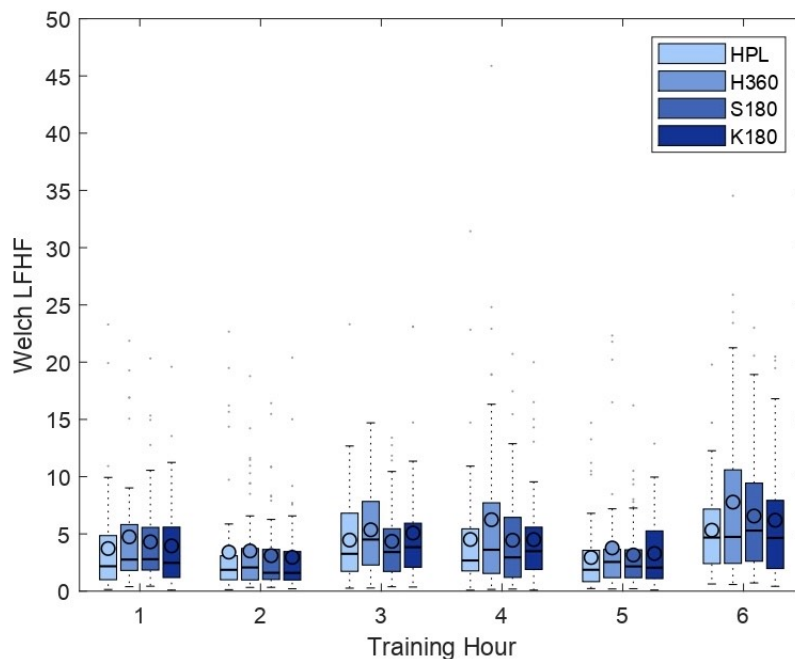


Obrázek 14: Distribuce parametru nLF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.



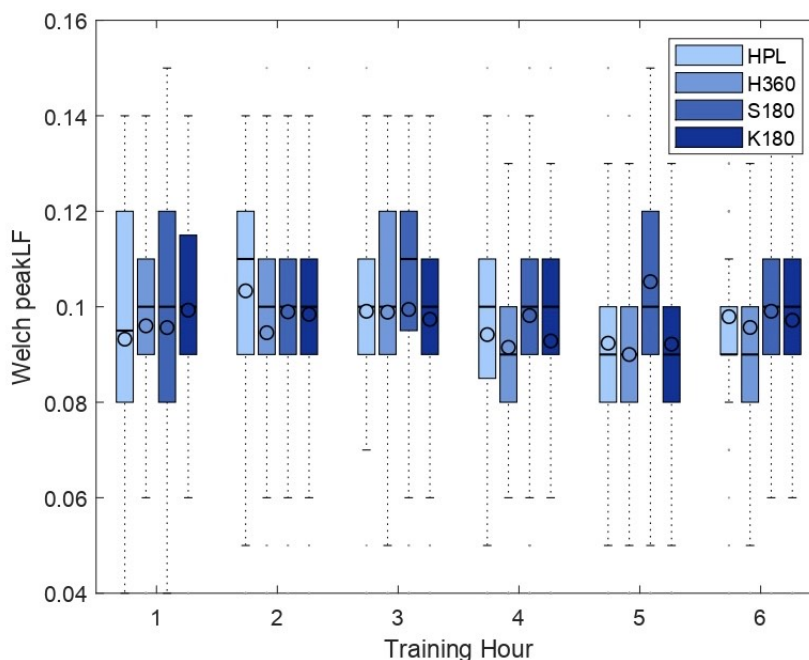
Obrázek 15: Distribuce parametru nHF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

Na obrázku 17 nejsou významné rozdíly u všech manévru při všech tréninkových měření u parametru peakLF získaného Welchovou metodou. Stejný trend znázorňuje i



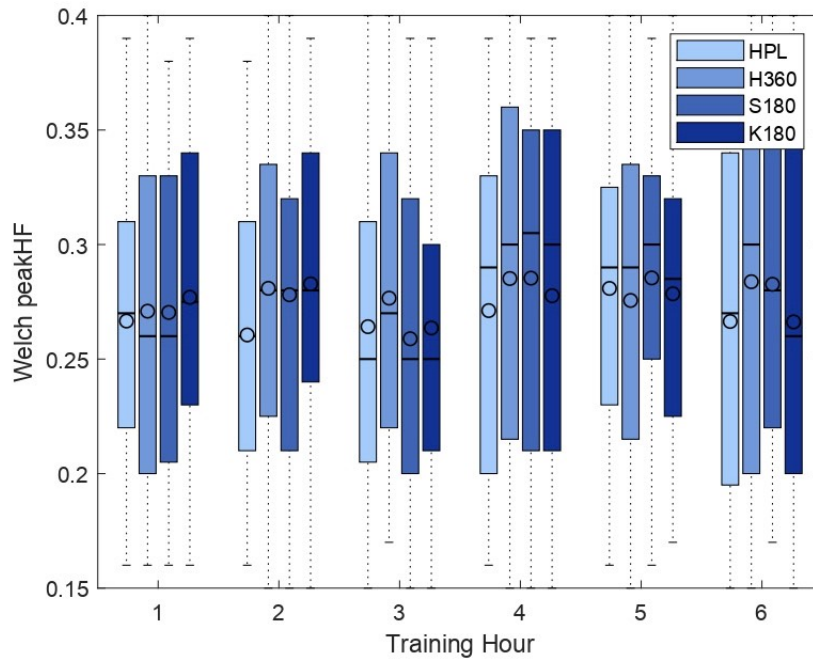
Obrázek 16: Distribuce parametru LFHF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

obrázek 18 u parametru peakHF.



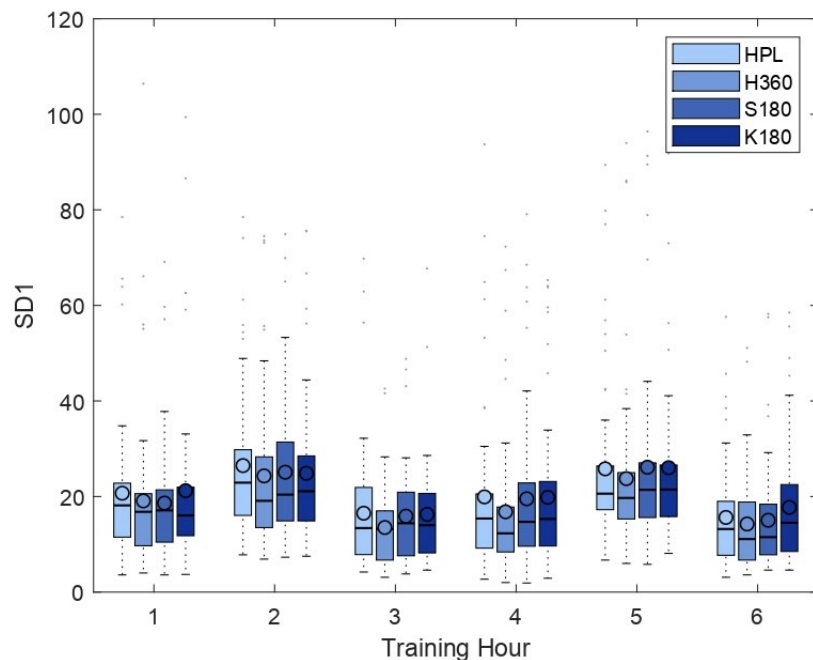
Obrázek 17: Distribuce parametru peakLF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

Z dalšího obrázku 19 je patrné, že hodnota SD1 získaná geometrickou metodou Po-



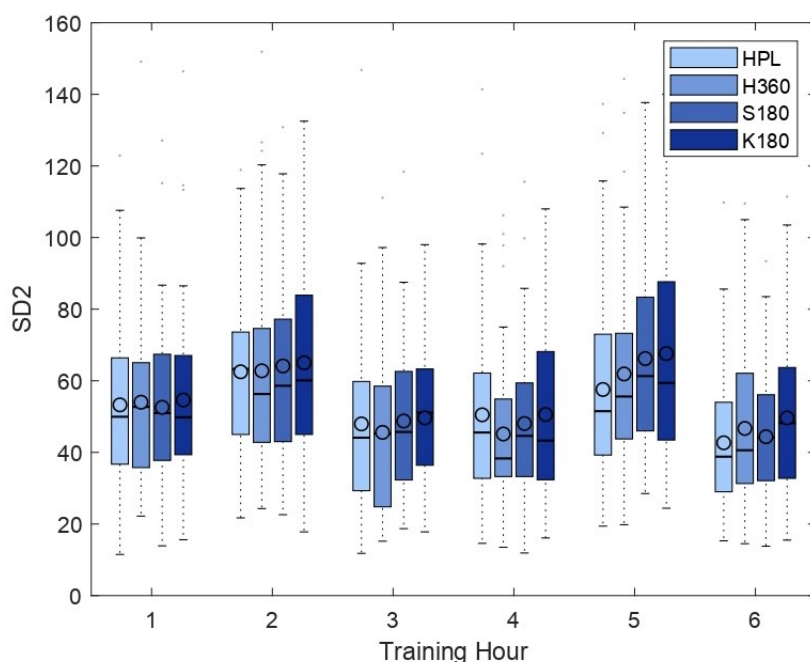
Obrázek 18: Distribuce parametru peakHF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

incare u všech manévru při měřeních č. 1, 3 - 6 je víceméně stejná. Zaznamenáno pouze nevýrazné zvýšení hodnoty u manévru při měření č. 2 při tréninku v letovém trenažeru.



Obrázek 19: Distribuce parametru SD1 pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

Představený parametr SD2 získaný z Poincarého grafu na obrázku 20 při měřeních č. 1, 3, 4, 6 u všech manévrů se významně neliší. Malý exponenciální nárůst je zaznamenán při měřeních č. 2 a 5.



Obrázek 20: Distribuce parametru SD2 pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

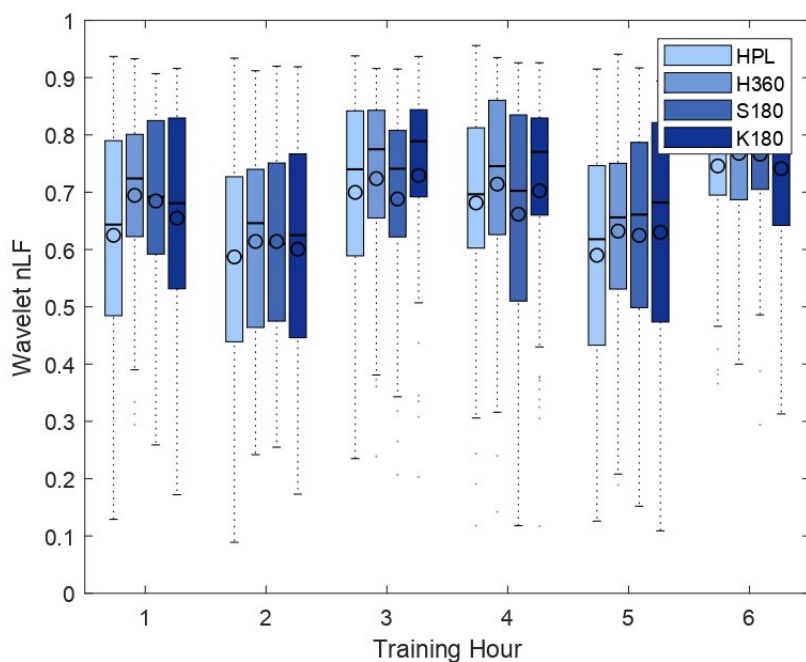
Na obrázku 21 je vidět procentuální zastoupení frekvenční složky LF v oblastech nízkého a vysokého kmitočtů bylo větší u všech manévrů v měřeních č. 1, 3, 4 a 6. Pokles hodnoty nLF získané pomocí vlnkové transformaci zaznamenán při měřeních č. 2 a 5 kromě manévru K180 v měření č. 5.

Následující obrázek 22 znázorňuje parametr nHF získaný metodou Wavelet. Je patrné, že při měření č. 6 byl zřetelný pokles hodnoty u všech manévrů, ale nejvíce při manévru H360 provedeným v letovém simulátoru s digitálním zobrazením.

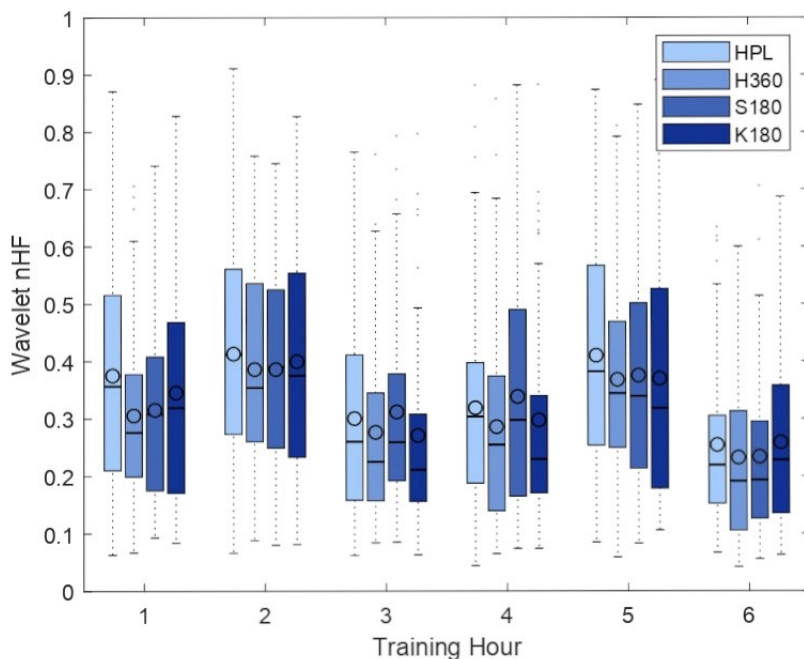
Obrázek 23 demonstruje parametr poměru LF/HF z vlnkové transformace. Největší hodnota byla zaznamenána při měření č.6 při manévru H360. Nejmenší hodnota byla u všech manévrů při měření č. 2. U zbývajících měření č. 1, 3-5 poměr LF/HF u všech manévrů je víceméně stejný.

Na obrázku 24 je vidět, že hodnota peakLF získaného vlnkovou transformaci se nabývá téměř stejných hodnot při všech měření u všech manévrů.

Na obrázku 25 je možné pozorovat, že kumulativní chyba při měřeních č. 3-6 je téměř

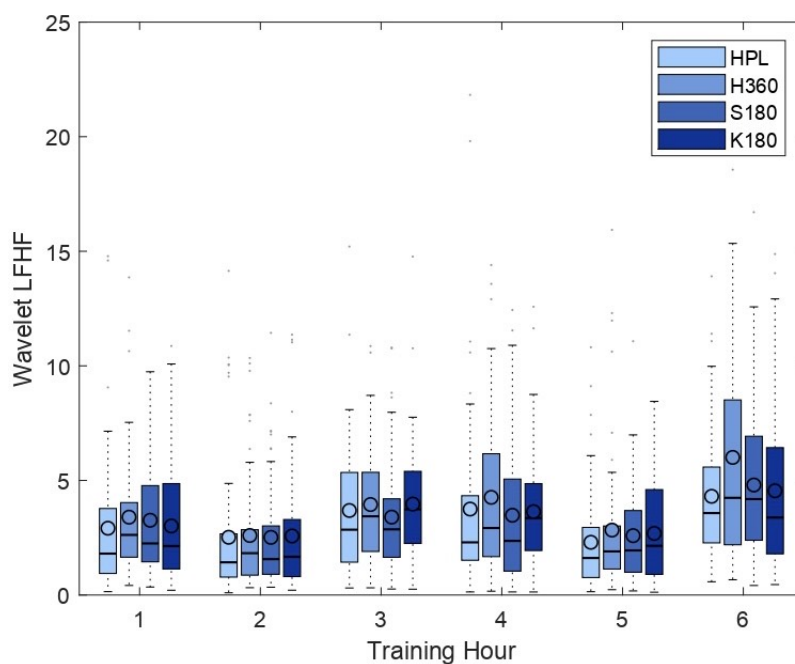


Obrázek 21: Distribuce parametru nLF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

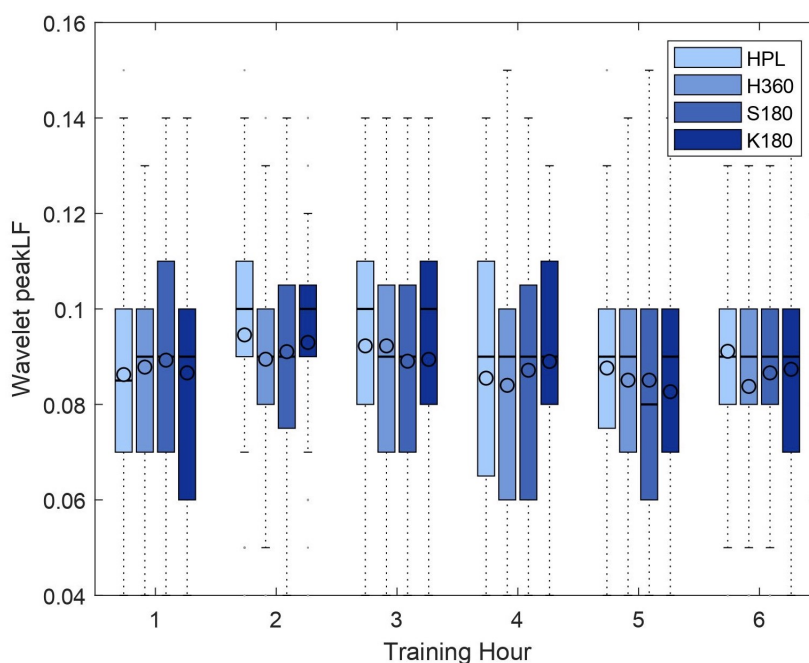


Obrázek 22: Distribuce parametru nHF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.

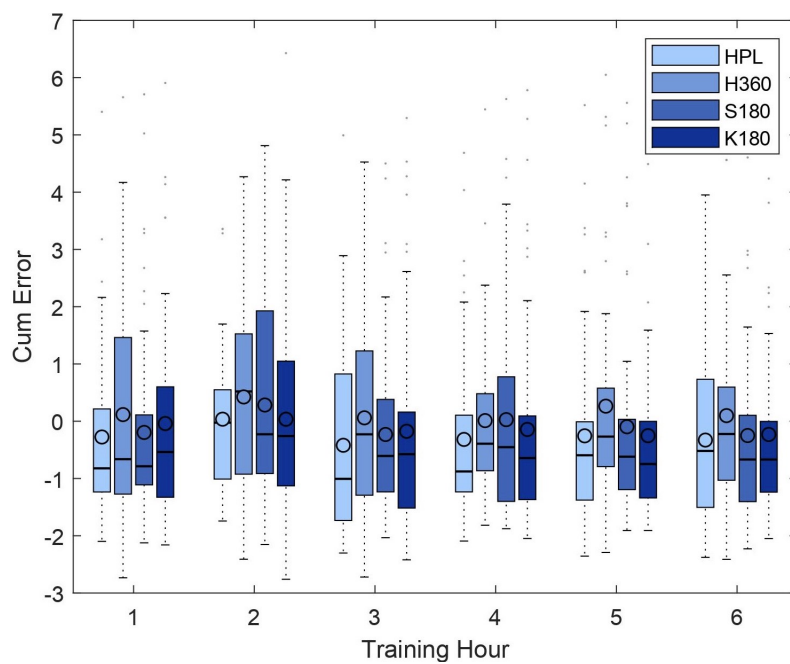
stejná u všech manévru. Největší hodnota je při měření č. 2 u manévru S180. Při měření č.1 hodnota parametrů u manévru H360 je podstatně větší, než u zbývajících třech.



Obrázek 23: Distribuce parametru LFHF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.



Obrázek 24: Distribuce parametru peakLF pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o 360°, S180 – stoupavá zatáčka o 180°, klesavá zatáčka o 180°) prezentovaná formou boxplotu.



Obrázek 25: Distribuce parametru "kumulativní chyba" pro všechny subjekty v průběhu 6 tréninkových měření se znázorněním každého manévru zvlášť (HPL – horizontální přímočarý let, H360 – horizontální zatáčka o  $360^\circ$ , S180 – stoupavá zatáčka o  $180^\circ$ , klesavá zatáčka o  $180^\circ$ ) prezentovaná formou boxplotu.



## 4 Diskuse

V této bakalářské práci byli použita data tepové frekvence naměřena Laboratoří lidského faktoru FD ČVUT a bylo uskutečněno ověření metod pro zpracování analýzy HRV jako markeru pro hodnocení psychofyziologické kondice u pilotů. Ze 103 parametrů variability srdečního tepu byli vybrány osm parametrů, kde jeden parametr byl zpracován analýzou v časové oblasti, pět spektrální analýzou prostřednictvím Welchovy metody a vlnkové transformace a dva pomocí nelineární geometrické metody Poincaré.

Při vizuálním porovnání všech výsledků, zobrazených v kapitole 3 formou krabicových diagramů, je možné pozorovat, že měření č. 6, které probíhalo v letadle, bylo mentálně náročnější, než měření č. 1 - 5. Zejména parametr LF/HF na obrázcích 16 a 23, který odráží vztah mezi sympatikem a parasympatikem, je signifikantně větší. Vysoká hodnota nízkofrekvenční složky ukazuje na zvýšenou aktivitu sympatické části nervové soustavy. Kromě toho z výsledků vychází, že nejmenším stresovým zátěží při experimentu piloti prochází při měřeních v letovém simulátoru. Obzvláště, velká existence vysokofrekvenční složky v součtu oblasti nízkých a vysokých kmitočtů představuje činnost parasympatiku, což naznačuje snížení psychické zátěže.

Přesnost pilotování při jednotlivých prováděných manévrech především byla posouzená pomocí parametru kumulativní chyby. Z obrázku 25 je možné vidět, že jeho průměr při všech měřeních u manévru H360 byl větší, to znamená, že chybovost manévrování při horizontální zatačce o 360° stupni byla na rozdíl od ostatních manévru větší. Navíc parametry RMSSD z časové analýzy a nHF se spektrální analýzy se nabývají nižších hodnot, zatímco poměr nízkofrekvenční složky (LF) k vysokofrekvenční (HF) má naopak větší hodnoty při stejném manévru. Toto všechno ukazuje na sníženou aktivitu parasympatiku u pilotů.

Kromě výše zmíněného lze předpokládat o existenci vztahu mezi psychofyziologickým stavem pilotů a typem realizovaných manévru. U zvolených parametrů dochází k jejich nárůstu nebo poklesu téměř u každého manévru při každém měření, což ukazuje na rozlišnou aktivitu složek nervové soustavy. Avšak vlnková transformace a Welchova metoda prezentuje lepší trend pro subjektivní stanovení závislosti mezi psychofyziologickou

kondici vzhledem k typu manévru.

S ohledem na výše uvedené výsledky je možné se domnívat, že měření tepové frekvenci a následné analýzy její změn pomocí metod ve frekvenční a časové-frekvenční oblasti by mohlo být vhodné pro zkoumání psychofyziologického stavu u leteckého personálu.

## 5 Závěr

Současná práce byla vykonaná při Laboratoři lidského faktoru a automatizace v letectví FD ČVUT. Cílem této práce bylo vyhodnotit psychofyziologickou kondici pilotů při realizování jednotlivých manévrů, prostřednictvím biosignálu a ověření metod jeho zpracování. Pro tyto účely byla použita EKG data, poskytnutá výše zmíněné Laboratoří. Simulované reálné lety probíhali v koncové řízené oblasti mezinárodního letiště Košice a technickým vybavením výcviku byli letecký trenažér typu TRD40 a letadlo typu Diamond DA40. Záznam tepové frekvenci byl naměřen u dvaceti pilotů v rámci leteckého tréninku.

Analýza variability získané srdeční frekvenci byla realizována v časové, frekvenční a časově-frekvenční oblasti. Pro posouzení psychofyziologického stavu byli vybrány parametry: RMSSD z časové domény a nLF, nHF, LF/HF ze spektrální analýzy. Výsledky subjektivního hodnocení podle výše zmíněných parametrů ukázali na existenci vztahu mezi psychofyziologickým stavem vzhledem k typu manévrů a vykazali, že nejvíce psychické zátěže u pilotů v rámci experimentů bylo pozorováno při provádění manévru horizontální zatáčka o 360°.

Předložená práce má své limitace. Kromě nedostatečného počtu probandů, je především nutné podotknout, že pro přesnější závěr o statistické významných rozdílech na základě provádění experimentálního výzkumu, v budoucnosti by bylo vhodné vykonat statistické testování hypotéz, které obecně porovnává dvě hypotézy (nulovou a alternativní). Příkladem takového statistického testu pro subjekty rozděleny do dvou skupin by mohl sloužit párový t-test v případě normálního rozložení datového souboru.

Přestože tato práce má výše uvedené limitace, subjektivní hodnocení na základě získaných parametrů pomocí časové a spektrální analýzy HRV je jistým přínosem pro zkoumání vztahu mezi psychofyziologickým stavem, přesností pilotování a kategorizace manévrů. V oblasti letecké dopravy je potřeba i nadále provádět podobné výzkumy a měření fyziologických parametrů u většího množství lidí pro zlepšení letového výcviku personálu leteckého provozu a minimalizace chyb v důsledku působení lidského faktoru.

# Literatura

- [1] HEŘMAN, Petr. Biosignály z pohledu biofyziky. Praha: Dúlos, 2006, s. 29. ISBN 80-902899-7-5.
- [2] SCHREIBER, Vratislav. Lidský stres. 2., upr. vyd. Ilustroval Jaroslav PLESL. Praha: Academia, 2000, s.16. ISBN 80-200-0240-5.
- [3] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. Zpracování biosignálů [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, [2008] [cit. 2020-06-05]. ISBN isbn978-80-248-1491-9.
- [4] KITTNAR, Otomar. Lékařská fyziologie. Praha: Grada, 2011, s.67-76, s.250-262, ISBN 978-80-247-3068-4.
- [5] SVATOŠ, Josef. Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza. Praha: České vysoké učení technické, 1992.
- [6] KRAJČA, Vladimír, a Jitka MOHYLOVÁ. Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů. Praha: České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [7] TAELMAN, Joachim, S. VANDEPUT, A. SPAEPEN a S. VAN HUFFEL Influence of Mental Stress on Heart Rate and Heart Rate Variability. VANDER SLOTEN, Jos, Pascal VERDONCK, Marc NYSSSEN a Jens HAUEISEN, ed. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, s. 1366-1369, ISBN 978-3-540-89207-6.
- [8] TŮMA, Jiří. Složité systémy řízení. Ostrava: VŠB-Technická univerzita, 1998, s.21, ISBN 80-7078-534-9.

- [9] UHLÍŘ, Jan a Pavel SOVKA. Číslicové zpracování signálů. Vyd. 2. přeprac. Praha: ČVUT, 2002. ISBN 80-01-02613-2.
- [10] SMUTNÝ, Jaroslav a Luboš PAZDERA. Časově frekvenční analýza reálných signálů. Brno: ECON, 2003. ISBN 80-86433-23-4.
- [11] BÍLOVSKÝ, Petr. Waveletová transformace a její použití při zpracování signálů [online]. Katedra elektrických měření, VŠB-TU Ostrava, 2000 [cit. 2020-06-11]. Dostupné z: <http://akce.fs.vsb.cz/2000/asr2000/Sbornik/papers/bilovsky.pdf>
- [12] SEDLÁČEK, Miloš a Radislav ŠMÍD. MATLAB v měření. Praha: ČVUT, 2004. ISBN 80-01-02851-8.
- [13] Flexiguard. CTU in Prague [online]. [cit. 2020-06-18]. Dostupné z: <http://flexiguard.cz/>
- [14] RAMSHUR, John T. HRVAS: Heart Rate Variability Analysis Software [online]. Memphis, TN: University of Memphis Department of Biomedical Engineering, 2010 [cit. 2020-06-18]. Dostupné z: <http://read.pudn.com/downloads514/sourcecode/others/2134034/HRVAS-v1.0.0/HRVAS-user-manual.pdf>
- [15] DIMITRIEV, D.A., E.V. SAPEROVA, Y.D. KARPENKO a A.N. ZOTOVA. Primenenie metoda analiza variabelnosti serdečnogo ritma s ispolzovaniem grafika Puankare [online]. Vestnik ČGPU №4 (76), Čeboksary, 2012 [cit.2020-06-21]. Dostupné z: <https://cyberleninka.ru/article/n/primenenie-metoda-analiza-variabelnosti-serdechnogo-ritma-s-ispolzovaniem-grafika-puankare-dlya-otsenki-funktsionalnogo-sostoyaniya/viewer>
- [16] BOTEK, Michal, Jakub KREJČÍ a Andrew J. MCKUNE. Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2017, s.70-71. Monografie.
- [17] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. New York: Oxford University Press, 1995, s.287. ISBN 0-19-505823-2.

- [18] RAJENDRA ACHARYA, U., K. PAUL JOSEPH, N. KANNATHAL, Choo Min LIM a Jasjit S. SURJ. Heart rate variability: a review. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2006, s. 1031-1051 [cit. 2020-06-18]. DOI: 10.1007/s11517-006-0119-0.
- [19] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická, s. 68-94. ISBN 80-200-1308-3.
- [20] SAPOLSKY, Robert M.. *Why Zebras Don't Get Ulcers*. 3rd ed. New York: Holt Paperbacks Henry Holt and Company, 1994. ISBN 978-0-8050-7369-0.
- [21] CHESHMEDZHIEV, Krasimir, Evgeniya GALYA - GOSPODINOVA a Mitko GOSPODINOV. *TIME-DOMAIN ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY*. Bulgaria: Sofia, 2016.
- [22] LI, Kai, Heinz RÜDIGER a Tjalf ZIEMSEN. Spectral Analysis of Heart Rate Variability: Time Window Matters. *Frontiers in Neurology* [online]. 2019, 10 [cit. 2020-06-24]. DOI: 10.3389/fneur.2019.00545. ISSN 1664-2295. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2019.00545/full>
- [23] MALIK, M., J. T. BIGGER, A. J. CAMM, R. E. KLEIGER, A. MALLIANI, A. J. MOSS a P. J. SCHWARTZ. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal* [online]. 1996, 17(3), 354-381 [cit. 2020-06-29]. DOI: 10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868. ISSN 0195-668X. Dostupné z: <https://academic.oup.com/eurheartj/article-lookup/doi/10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868>
- [24] SHAFFER, Fred a J. P. GINSBERG. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health* [online]. 2017, 5 [cit. 2020-06-29]. DOI: 10.3389/fpubh.2017.00258. ISSN 2296-2565. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpubh.2017.00258/full>
- [25] FONSECA, D. S., A. D. NETTO, R. B. FERREIRA a A. M. F. L. M. DE SA. Lomb-scargle periodogram applied to heart rate variability study. In: 2013 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for

- Better and Safer Living (BRC) [online]. IEEE, 2013, 2013, s. 1-4 [cit. 2020-06-30]. DOI: 10.1109/BRC.2013.6487524. ISBN 978-1-4673-3025-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6487524/>
- [26] WILKINS, Gary. Using the Lomb-Scargle Periodogram for HRV analysis. In: Adinstruments [online]. 2014 [cit. 2020-06-30]. Dostupné z: <https://www.adinstruments.com/blog/using-lomb-scargle-periodogram-hrv-analysis>
- [27] MRAZNICOVÁ, Markéta. Lombův periodogram a jeho použití na frekvenční analýzu EKG signálu. Olomouc, 2013. BP. UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA. Vedoucí práce RNDr. Jitka Machalová, Ph.D.
- [28] VALTER, Boris. Vlnková transformace. Praha, 2015. BP. Univerzita Karlova v Praze, Matematicko-fyzikální fakulta.
- [29] JARKOVSKÁ, Ing. Dagmar. Elektrofyzilogie myokardu ve zdraví a nemoci [online]. Plzeň, 2017 [cit. 2020-07-03]. Dizertační práce. Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Plzni. Vedoucí práce Doc. MUDr. Milan Štengl, Ph.D.
- [30] ŠPLÍCHAL, Miroslav. Reduction in the pilot's stress during the landing maneuver by providing accurate height information. In: 13th Research and Education in Aircraft Design: Conference proceedings [online]. Brno: Fakulta strojního inženýrství VUT v Brně, 2018, 2019, s. 23-31 [cit. 2020-07-08]. DOI: 10.13164/conf.read.2018.3. ISBN 978-80-214-5696-9. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/137291>
- [31] SHRESTHA, Praveen. Yerkes – Dodson Law. Psychestudy [online]. listopad, 2017 [cit. 2020-07-13]. Dostupné z: <https://www.psychestudy.com/general/motivation-emotion/yerkes-dodson-law>
- [32] HIDALGO-MUÑOZ, Antonio R., Damien MOURATILLE, Nadine MATTON, Mickaël CAUSSE, Yves ROUILLARD a Radouane EL-YAGOUBI. Cardiovascular correlates of emotional state, cognitive workload and time-on-task effect during a realistic flight simulation. International Journal of Psychophysiology [online]. 2018, 128, 62-69 [cit. 2020-07-16]. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2018.04.002. ISSN 01678760. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167876017306542>

- [33] VOLF, Petr, Patrik KUTILEK, Jan HEJDA, et al. Heart Rate Variability During Long-Term Air Traffic Control in Cadets. In: 2018 41st International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP) [online]. IEEE, 2018, 2018, s. 1-5 [cit. 2020-07-16]. DOI: 10.1109/TSP.2018.8441257. ISBN 978-1-5386-4695-3. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8441257/>
- [34] WATSON, D.W. Physiological correlates of Heart Rate Variability (HRV) and the subjective assessment of workload and fatigue in-flight crew: a practical study. In: People in Control. Human Factors in Control Room Design [online]. Institution of Engineering and Technology, 2001, 2001, s. 159-163 [cit. 2020-07-16]. DOI: 10.1049/cp:20010453. ISBN 085296742X. Dostupné z: <https://digital-library.theiet.org/content/conferences/10.1049/cp20010453>
- [35] GAETAN, Sophie, Erick DOUSSET, Tanguy MARQUESTE, Lionel BRINGOUX, Christophe BOURDIN, Jean-Louis VERCHER a Patricia BESSON. Cognitive Workload and Psychophysiological Parameters During Multitask Activity in Helicopter Pilots. *Aerospace Medicine and Human Performance* [online]. 2015, 86(12), 1052-1057 [cit. 2020-07-16]. DOI: 10.3357/AMHP.4228.2015. ISSN 23756314. Dostupné z: <http://openurl.ingenta.com/content/xref?genre=articleissn=2375-6314volume=86issue=12spage=1052>
- [36] KARTHIKEYAN, P., M. MURUGAPPAN a S. YAACOB. DETECTION OF HUMAN STRESS USING SHORT-TERM ECG AND HRV SIGNALS. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* [online]. 2013, 13(02) [cit. 2020-08-09]. DOI: 10.1142/S0219519413500383. ISSN 0219-5194. Dostupné z: <https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219519413500383>
- [37] TANAKA, Masahiro, Koji MURAI a Yuji HAYASHI. Evaluation of Pilot Mental Workload for Simulator Based Training Using Heart Rate Variability. In: 2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics [online]. IEEE, 2013, 2013, s. 4601-4605 [cit. 2020-07-17]. DOI: 10.1109/SMC.2013.783. ISBN 978-1-4799-0652-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6722538/>
- [38] MANSIKKA, Heikki, Kai VIRTANEN, Don HARRIS a Petteri SIMOLA. Fighter pilots' heart rate, heart rate variation and performance during an instru-



- ment flight rules proficiency test. *Applied Ergonomics* [online]. 2016, 56, 213-219 [cit. 2020-07-17]. DOI: 10.1016/j.apergo.2016.04.006. ISSN 00036870. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003687016300692>
- [39] ŠERLOVÁ, Michaela, Sarah VAN DEN BERGH, Vladimír SOCHA a Lenka HANÁKOVÁ. Pilots psychophysiological condition assesment. *MAD - Magazine of Aviation Development* [online]. 2018, 6(4), 12-18 [cit. 2020-07-18]. DOI: 10.14311/MAD.2018.04.02. ISSN 1805-7578. Dostupné z: <https://ojs.cvut.cz/ojs/index.php/mad/article/view/5072>
- [40] LEE, Seungji, Taejun LEE, Taeyang YANG, Changrak YOON a Sung-Phil KIM. Detection of Drivers' Anxiety Invoked by Driving Situations Using Multimodal Biosignals. *Processes* [online]. 2020, 8(2) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.3390/pr8020155. ISSN 2227-9717. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/2227-9717/8/2/155>
- [41] HEINE, Tobias, Gustavo LENIS, Patrick REICHENSPERGER, Tobias BERAN, Olaf DOESSEL a Barbara DEML. Electrocardiographic features for the measurement of drivers' mental workload. *Applied Ergonomics* [online]. 2017, 61, 31-43 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1016/j.apergo.2016.12.015. ISSN 00036870. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003687016302757>
- [42] SO, Winnie K. Y., Savio W. H. WONG, Joseph N. MAK, Rosa H. M. CHAN a Emmanuel MANALO. An evaluation of mental workload with frontal EEG. *PLOS ONE* [online]. 2017, 12(4) [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1371/journal.pone.0174949. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0174949>
- [43] MARINESCU, Adrian Cornelius, Sarah SHARPLES, Alastair Campbell RITCHIE, Tomas SÁNCHEZ LÓPEZ, Michael MCDOWELL a Hervé P. MORVAN. Physiological Parameter Response to Variation of Mental Workload. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* [online]. 2017, 60(1), 31-56 [cit. 2020-07-19]. DOI: 10.1177/0018720817733101. ISSN 0018-7208. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0018720817733101>
- [44] SOCHA, Vladimír, Lubos SOCHA, Roman MATYAS, Lenka HANAKOVA, Sarah Van den BERGH, Michaela SERLOVA a Andrej LALIS. Pilots' Performance Assessment: Evidence Based Approach. In: 2019 International Conference

on Military Technologies (ICMT) [online]. IEEE, 2019, 2019, s. 1-6 [cit. 2020-07-23]. DOI: 10.1109/MILTECHS.2019.8870130. ISBN 978-1-7281-4593-8. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8870130/>

[45] PALIX, Julie, Michel AKSELROD, Charly CUNGI, Fabienne GIULIANI a Jérôme FAVROD. Changes in Heart Rate Variability Recorded in Natural Situation with T-Shirt Integrated Sensors and Level of Observed Behavioral Excitation: A Pilot Study of Patients with Intellectual Disabilities and Psychiatric Disorders. *Frontiers in Psychiatry* [online]. 2017, 8 [cit. 2020-08-10]. DOI: 10.3389/fpsy.2017.00004. ISSN 1664-0640. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpsy.2017.00004/full>

[46] BTL CardioPoint. Poincaré Graph [online]. 2014 [cit. 2020-08-08]. Dostupné z: <https://www.btl.cz/produkty-kardiologie-kardiopulmonalni-software>