



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

Fakulta dopravní  
Ústav letecké dopravy

**Hodnocení fyziologických parametrů jako ukazatelů únavy pilota**  
**Evaluation of Physiological Parameters as Indicator of Pilot's**  
**Tiredness**

Bakalářská práce

Studijní program: Technika a technologie v dopravě a spojích

Studijní obor: Profesionální pilot

Vedoucí práce: Ing. Lenka Hanáková

Ing. Vladimír Socha, Ph.D.

**Vojtěch Kráčmar**

---

Praha 2018



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

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

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

**Vojtěch Kráčmar**

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

**B 3710 – PIL – Profesionální pilot**

Název tématu (česky): **Hodnocení fyziologických parametrů jako ukazatelů únavy pilota**

Název tématu (anglicky): Evaluation of Physiological Parameters as Indicator of Pilot's Tiredness

### **Zásady pro vypracování**

Při zpracování bakalářské práce se řiďte osnovou uvedenou v následujících bodech:

- Analýza současného stavu problematiky kvantifikace únavy leteckého personálu s hlavní orientací na měření a hodnocení fyziologických parametrů u pilotů
- Návrh metodiky experimentu s cílem měření fyziologických parametrů v průběhu simulovaného letu s postupně narůstající únavou pilotů
- Návrh metod hodnocení naměřených fyziologických parametrů
- Realizace navrženého experimentu
- Zhodnocení využitelnosti fyziologických parametrů jako ukazatelů únavy pilota



- 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: Hanakova, Lenka, et al. "Determining importance of physiological parameters and methods of their evaluation for classification of pilots psychophysiological condition." (2017)
- Socha, Luboš, et al. "Telemetry System Utilization for Stress Monitoring of Pilots During Training." (2016)

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lenka Hanáková**  
**Ing. Vladimír Socha, Ph.D.**

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: **27. srpna 2018**

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

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



prof. Dr. Ing. Miroslav Svítek, dr. h. c.  
děkan fakulty

Potvrzuji převzetí zadání bakalářské práce.

Vojtěch Kráčmar  
jméno a podpis studenta

V Praze dne ..... 20. října 2017



## Abstrakt

Lidský činitel se významně podílí na bezpečnosti v mnohých odvětvích lidské činnosti. Jedním z těchto odvětví je doprava, zvláště pak ta letecká. Za poslední roky statistiky uvádějí lidský faktor jako významný činitel v 80 % nehod v letectví a únavu ve 20 %. Proto bylo cílem práce najít parametry výstupu měření variability srdečního rytmu, které by spolehlivě indikovali stav únavy a vyčerpání. Byla provedena studie s osmi subjekty, zahrnující 8 letů podle přístrojů, v průběhu cca 24 h. Z analýzy naměřených výsledků nebyl nalezen žádný spolehlivý indikátor únavy. Na tomto výsledku se mohl podílet malému počet účastníků studie. Tři parametry spojené se zvýšenou psychofyzilogickou zátěží (sdHR, aLF a SD1) vykazaly změnu blízkou změně statisticky významné. Zdá se tedy, že v případě použití kombinace více fyziologických parametrů a statistiky, nebo strojového učení může vzniknout použitelný systém upozorňující na únavu v reálném čase.

Klíčová slova: EKG, letectví, únava, variabilita srdečního rytmu



## Abstract

Human factor has a major influence on safety in many fields of human activity. Transportation, and especially air transport are among the influenced. According to recent research, human factor is mentioned in 80 % of aviation accidents, either as the main cause or as a contributing factor. Therefore the main goal of this thesis was to investigate the parameters of heart rate variability to find such parameters, which would indicate tiredness with sufficient reliability. The study was conducted with 8 participants, who have flown blocks of 8 IFR flights during 24 h time interval. No sufficiently reliable tiredness indicator has arisen from the measurement analysis. This conclusion may be partly caused by small sample size. However, three parameters related to increased psychophysiological load (sdHR, aLF and SD1) have been found to differ significantly between the flights, though the level of statistical significance was insufficient. This suggests that a combination of various physiological parameters with statistics or machine learning, may lead to construction of usable tiredness alerting system.

Key words: aviation, ECG, heart rate variability, tiredness



## Poděkování

V první řadě se sluší poděkovat vedoucím této práce Ing. Lence Hanákové a Ing. Vladimíru Sochovi Ph.D. za jejich vedení a dozor, jakož i za poskytnutí příležitosti účastnit se výzkumu, jenž má šanci ovlivnit náš budoucí pracovní život. Děkuji jim tímto za neformální přístup a ochotu trávit 24 hodin se skupinou spánkově deprivovaných a patřičně frustrovaných studentů, odpovídat na veškeré dotazy a zasvětit nás do tajů vědecké práce a akademického psaní.

Dále cítím povinnost poděkovat kolegům experimentátorům Michalu Friegangovi, Petru Kolmanovi a Lukáši Zibnerovi za spolupráci na přípravě a provedení výzkumu. Bez jejich přispění by nebylo v silách jednoho člověka výzkum zrealizovat. Děkuji jim tedy tímto za konzultace, psychickou podporu a zvládání situace s humorem a dobrou náladou.

Náš nehynoucí vděk si také bezesporu zaslouží účastníci experimentu, který kladl značné nároky na psychiku a časové možnosti zúčastněných. Děkujeme jim tedy, že nás nenechali ve štychu, i když zvláště pozdější dvojice již velmi dobře věděli, do čeho jdou.



## Čestné prohlášení

Nemám závažný důvod proti užívání tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

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 27. srpna 2018

Podpis



# Obsah

<b>Úvod</b>	<b>10</b>
<b>1 Analýza současného stavu</b>	<b>11</b>
1.1 Únava obecně . . . . .	11
1.2 Únava v letectví . . . . .	12
1.3 Stav výzkumu . . . . .	12
1.3.1 Faktory ovlivňující výskyt únavy . . . . .	13
1.3.2 Fyziologické projevy únavy . . . . .	17
<b>2 Metody hodnocení parametrů EKG</b>	<b>19</b>
2.1 Charakteristika EKG . . . . .	19
2.2 Extrakce RR intervalů - Pan-Tompkinsova metoda . . . . .	20
2.3 Zpracování HRV . . . . .	21
2.3.1 Hodnocení v časové oblasti . . . . .	21
2.3.2 Hodnocení ve frekvenční oblasti . . . . .	22
2.3.3 Wavelet transformace . . . . .	25
<b>3 Praktické provedení experimentu</b>	<b>26</b>
<b>4 Výsledky</b>	<b>28</b>
4.1 Analýza výsledků v časové oblasti . . . . .	28
4.1.1 Průměrný RR interval . . . . .	28
4.1.2 Medián RR intervalu . . . . .	29
4.1.3 SDNN . . . . .	29
4.1.4 SDANN . . . . .	29
4.1.5 NN <sub>x</sub> . . . . .	30
4.1.6 pNN <sub>x</sub> . . . . .	30
4.1.7 RMSSD . . . . .	30
4.1.8 SDNN <sub>i</sub> . . . . .	31





4.1.9	Průměrný srdeční rytmus . . . . .	31
4.1.10	sdHR . . . . .	32
4.1.11	HRVTi . . . . .	32
4.1.12	TINN . . . . .	33
4.2	Analýza výsledků ve frekvenční oblasti . . . . .	33
4.2.1	aVLF . . . . .	34
4.2.2	aLF . . . . .	34
4.2.3	aHF . . . . .	35
4.2.4	LFHF . . . . .	35
4.3	Wavelet transformace . . . . .	35
4.3.1	aVLF . . . . .	36
4.3.2	aLF . . . . .	36
4.3.3	aHF . . . . .	37
4.3.4	LFHF . . . . .	39
4.4	Poincarého graf . . . . .	40
<b>5</b>	<b>Diskuze</b>	<b>44</b>
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>46</b>
	<b>Seznam použité literatury</b>	<b>47</b>



## Seznam obrázků

2.1	Průběh EKG záznamu . . . . .	19
2.2	Příklad typického Poincarého grafu. Jsou zobrazeny taktéž parametry SD1 a SD2. . . . .	24
3.1	Příklad části scénáře jednoho z letů. . . . .	27
3.2	Biometrické měřicí zařízení VLV-LAB s jednorázovými povrchovými elektrodami	27
4.1	Boxplot výsledků měření průměrného RR intervalu v závislosti na pořadí letu.	28
4.2	Boxplot výsledků měření mediánu RR intervalu v závislosti na pořadí letu. .	29
4.3	Boxplot výsledků měření SDNN v závislosti na pořadí letu. . . . .	30
4.4	Boxplot výsledků měření SDANN v závislosti na pořadí letu. . . . .	31
4.5	Boxplot výsledků měření NNx v závislosti na pořadí letu. . . . .	32
4.6	Boxplot výsledků měření pNNx v závislosti na pořadí letu. . . . .	33
4.7	Boxplot výsledků měření RMSSD v závislosti na pořadí letu. . . . .	34
4.8	Boxplot výsledků měření SDNNi v závislosti na pořadí letu. . . . .	35
4.9	Boxplot výsledků měření průměrného srdečního rytmu v závislosti na pořadí letu. . . . .	36
4.10	Boxplot výsledků měření sdHR v závislosti na pořadí letu. . . . .	37
4.11	Boxplot výsledků měření HRVTi v závislosti na pořadí letu. . . . .	37
4.12	Boxplot výsledků měření TINN v závislosti na pořadí letu. . . . .	38
4.13	Boxplot výsledků měření aVLF v závislosti na pořadí letu. . . . .	38
4.14	Boxplot výsledků měření aLF v závislosti na pořadí letu. . . . .	39
4.15	Boxplot výsledků měření aHF v závislosti na pořadí letu. . . . .	39
4.16	Boxplot výsledků měření aHF v závislosti na pořadí letu. . . . .	40
4.17	Boxplot výsledků měření aVLF wavelet analýzou v závislosti na pořadí letu.	40
4.18	Boxplot výsledků měření aLF wavelet analýzou v závislosti na pořadí letu. .	41
4.19	Boxplot výsledků měření aHF wavelet analýzou v závislosti na pořadí letu. .	41
4.20	Boxplot výsledků měření LFHF wavelet analýzou v závislosti na pořadí letu.	42



4.21	Boxplot výsledků měření parametrů SD1 Poincarého grafu v závislosti na pořadí letu. . . . .	43
4.22	Boxplot výsledků měření parametrů SD2 Poincarého grafu v závislosti na pořadí letu. . . . .	43



## Seznam tabulek

2.1	Vybrané proměnné využívané při analýze HRV v časové oblasti [1]. . . . .	22
2.2	Vybrané proměnné využívané při analýze HRV ve frekvenční oblasti [1]. . . . .	23



## Úvod

Lidský činitel se významně podílí na bezpečnosti v mnohých odvětvích lidské činnosti. Jedním z těchto odvětví je doprava, zvláště pak ta letecká. Letectví je oborem v němž je kladen velký důraz na provozní bezpečnost. To je způsobeno jednak velkou mediální pozorností, kterou letecké nehody přitahují a především jistou nebezpečností létání samotného. S rozvojem techniky a automatizace v posledních desetiletích se dostává do popředí lidský faktor, jako veličina zmiňovaná v souvislosti s nehodami. Studie uvádějí, že až 80 % nehod v letectví je způsobeno působením, nebo přičiněním lidského činitele. Vedle nedostatečného výcviku a nedodržování předepsaných postupů na tom má svůj podíl i únava. Na rozdíl od těchto faktorů, může být únavě vystaven téměř každý pilot, aniž by měl možnost plně svůj stav ovlivnit. Povahy práce posádek letadel přispívá k únavě, neboť zahrnuje práci v noci, změny časových pásem, psychické vypětí atd. Únava se týká i dalších odvětví kde člověk hraje důležitou roli ve vykonávání bezpečnostně kritických činností, např. se může týkat operátorů jaderných elektráren, řidičů, strojvůdce nebo obsluhy strojů. Byly zavedeny omezení, týkající se doby strávené ve službě denně, či delší časový úsek. Nejsou však zcela účinná v předcházení stavům únavy.

Proto je třeba najít parametry, jejichž sledování je v reálném provozu dostatečně ekonomicky proveditelné a zároveň s dobrou spolehlivostí indikují stavy snížené výkonnosti. Vývoj a miniaturizace elektroniky v posledních letech postoupily do stavu, kdy je možné reálně uvažovat o nasazení prostředků, které by monitorovali posádku v reálném čase a byly schopny upozornit na ospalost, či únavu. Jelikož se autora toto téma jakožto budoucího pilota osobně dotýká a může mít přímý dopad na jeho kariéru, považuje za rozumné pokusit se přispět snižování vlivu únavy na výkonnost posádek. Cílem práce je tedy pokusit se najít parametry měření EKG, které by spolehlivě indikovaly únavu a zároveň bylo možné je měřit v provozu, případně alespoň nastínit směr pro další zkoumání.



# 1 Analýza současného stavu

## 1.1 Únava obecně

Únavu je možno rozlišit na únavu fyzickou a psychickou. Fyzická únava je neschopnost svalů nebo svalové skupiny udržet požadovanou výkonnost. Psychická únava je pak neschopností zachovat výkonnost kognitivní. Tato práce se zabývá především únavou psychickou a jejími projevy. Psychická únava vzniká díky působení cirkadiálních rytmů, nekvalitního nebo nedostatečného odpočinku, doby strávené ve službě, směnného provozu, působení psychického vypětí a stresu. Je také potřeba rozlišit subjektivní pocit únavy či vyčerpání a objektivní snížení výkonnosti subjektu, neboť se tyto často liší. Určitou překážkou v posuzování vlivu únavy na nestandardní situace je pak povaha jejího působení, způsobuje totiž náhodné intervaly nepozornosti, snížené výkonnosti atp. a pro to, aby byl splněn předpoklad ke vzniku chyby, musí se tento interval sejít s událostí vyžadující zvýšené zapojení kognitivních funkcí. Působení únavy je také individuální a záleží na fyzické a psychické kondici jedince, jeho zkušenostech a tak [2, 3, 4, 5].

Únava je závažným problémem ve všech odvětvích s významným podílem lidského faktoru, v dopravě především. Týká se pilotů, řidičů, dispečerů, řídicích letového provozu, obsluhy manipulační techniky, pracovníků ve výrobních závodech a také dalších oblastí lidské činnosti. Mezi nejznámější případy u nichž bývá únava zmiňována jako významný faktor patří např. nehody v jaderných elektrárnách Three Mile Island a Černobyli, havárie raketoplánu Challenger a srážka dvou Boiengů 747 na Tenerife. Podle amerického úřadu pro bezpečnost v dopravě (NTSB) byla únava identifikována jako pravděpodobná příčina nehody, nebo faktor přispívající k nehodě ve 20 % velkých vyšetřování nehod mezi roky 2001 a 2012. Únava snižuje produktivitu práce a přispívá ke vlivu dalších činitelů ovlivňujících bezpečnost. Například zhoršuje schopnosti posuzovat situaci a činit adekvátní rozhodnutí, snižuje situační povědomí, zpomaluje reakční dobu a degraduje schopnost udržení bdělosti. Zároveň únava poškozuje týmovou spolupráci, neboť podněcuje apatii, zvyšuje podrážděnost, schopnost sebekontroly a zvyšuje ochotu riskovat. Únava samotná pak brání dané osobě střízlivě vyhodnotit svůj vlastní stav [2, 3, 6, 7].



## 1.2 Únava v letectví

Letectví je specifickým prostředím, ve kterém působí mnoho z výše zmíněných faktorů ovlivňujících únavu. Posádky letadel často pracují ve směnném provozu a jsou vystaveny časovým posunům, čímž dochází k narušení spánkového cyklu. Pracovní prostředí se vyznačuje zvýšeným hlukem, vibracemi, nízkou vlhkostí vzduchu a nižší hladinou kyslíku, což dále podporuje rozvoj únavy [8].

V současnosti je lidskému faktoru připisována většina nehod a incidentů v letectví. Únava jako významný faktor ovlivňující lidskou výkonnost je tedy právem předmětem diskuzí a orgány konající dozor v letectví (ICAO, FAA, EASA...), stejně tak jako aviatci samotní (odborníky, profesní svazy) se snaží snížit vliv únavy na vznik incidentů a nehod na minimum prostřednictvím regulace doby strávené ve službě. Tento přístup bohužel není zcela efektivní, neboť nebere v potaz čas strávený mimo službu, jako např. transfer z hotelu na letiště, kdy v zásadě posádka neodpočívá, avšak zároveň není ve službě. Z dotazníkových průzkumů provedených mezi piloty vyplývá, že přes 80 % dotazovaných se potýká s následky únavy v kokpitu a přes 40 % zažilo alespoň jednu mikrosnávku, nebo dokonce za letu usnulo úplně. Z výše uvedeného vyplývá snaha registrovat akutní projevy únavy a v reálném čase na ně upozorňovat [2, 3, 8, 6, 9].

## 1.3 Stav výzkumu

Výzkum únavy a jejího vlivu na lidskou výkonnost probíhá u civilních a vojenských pilotů, řidičů automobilů, strojvůdců, posádek lodí, operátorů jaderných elektráren a dalších. Tématem této práce je však civilní letectví a proto bude kapitola zaměřena na něj.

Různé studie přistupují k problematice rozdílnými způsoby. Lze se setkat se studii provedenými čistě na základě dotazníků a sebehodnocení. Další výzkumy hodnotí výkonnost v PVT (Psychomotor Vigilance Task) testu, nebo v činnostech spojených s řízením letadla. Některé studie používají školené pozorovatele. Část výzkumu je prováděna v ostrém provozu, část na simulátorech.



### 1.3.1 Faktory ovlivňující výskyt únavy

Velká část výzkumů je zaměřena analýzu výskytu projevů únavy v závislosti na množství spánku, časovém posunu, době ve službě, počtu sektorů atd.

Goode analýzou 72 nehod z databáze FAA za období 1978-1999 zjistil, že s dobou strávenou ve službě roste pravděpodobnost nehody. Byly vybrány nehody u nichž byla známa činnost posádek během 72 hodin předcházejících nehodě. Porovnáním relativního poměru odsloužených služeb určité délky a počtu nehod vzniklých při službách daných délek určil, že během služby trvající 10-12 hodin je pravděpodobnost nehody 1,65 krát větší než by odpovídalo počtu odsloužených služeb. U služeb delších 13 hodin je to dokonce 5,62 násobný nárůst [10].

French a Garricková provedli monitorování 9 pilotů společnosti Gulf Air na dálkových letech pomocí záznamových archů, vyvinutých Air Force Research Laboratory, po dobu 10 dní. Den byl rozdělen na šest čtyřhodinových úseků. Piloti každé 3-4 hodiny dokumentovali svoji činnost, odpočinek za předchozí období, subjektivní pocit únavy a místní čas. Zaznamenával se též spánek, jak pomocí aktigrafu, tak zápisem do archů. Výsledky ukazují na dobrou korelaci mezi daty zaznamenanými posádkami a měřením aktigrafu. Hlášenou dobu spánku lze tedy považovat za spolehlivou. Dotazník byl veden v čase UTC, lokální čas sloužil k určení počtu překonaných časových pásem. Únava dosahovala nejvyšší úrovně mezi 20:00 a 24:00 UTC, nejnižší pak mezi 08:00 a 12:00 UTC. Nejvíce piloti spali v době od 20:00 do 04:00 UTC, což odpovídá útlumové fázi cirkadiánního cyklu. Zjištěná úroveň únavy byla porovnána s předpovědí pomocí modelu FADE (FAtigue DEgradation tool). Zároveň byla hodnocena vhodnost různých získaných parametrů jakožto prediktorů únavy, z nichž nejvýznamnějším se ukázala doba spánku. Celkově se výzkum pomocí záznamových archů jeví jako dostatečně přesný a zároveň dobře proveditelný, neboť jejich vyplnění nevyžaduje mnoho času a nezasahuje tak do pracovních povinností posádky. Je však třeba brát v potaz subjektivitu hodnocení únavy [11].

Powell a kolektiv provedli studii zaměřenou na piloty Boingů 737 společnosti Air New Zealand na krátkých letech (30-100 min, většina letů 45-75 min). Cílem bylo prozkoumat vliv





denní doby, doby ve službě, počtu odletěných sektorů a letiště odletu na únavu posádek. Piloti po dobu 12 týdnů hodnotili svoji únavu na 7 bodové škále před bodem TOD (top of descent) při posledním sektoru jejich služby. Celkem bylo vyhodnoceno 1370 dotazníků, což odpovídá 67 % plánovaných služeb za dané období. Byl zaznamenáván čas v bodě TOD, čas začátku služby, počet sektorů odletěných za službu, dále skóre únavy na škále 1-7, kde 1 odpovídá zcela bdělému stavu a 7 stavu úplného vyčerpání, a nakonec grafický záznam únavy na 10cm škále. Výsledky naznačují, že nejvýznamněji v tomto typu provozu na únavu působí počet sektorů za službu a doba služby, jež spolu úzce souvisí. Pro kratší služby se jako nejlepší doba pro poslední přistání ukázalo poledne, pro delší pak cca 20:00. Posádky, které začínali své lety mimo domovské báze, vykazovali celkově větší hladinu únavy. To je pravděpodobně způsobeno nutností dorazit na letiště odletu den předem a strávit noc v hotelu. Opět je třeba mít na paměti subjektivní hodnocení únavy. Zároveň je studie poměrně úzce zaměřená na krátké lety v rámci Nového Zélandu, bez nočních letů a změn časových pásem. Výsledky tedy nemusí být reprezentativní pro jiné druhy provoz [12].

Powell a kolektiv provedli v roce 2011 další výzkum, zaměřený tentokrát na piloty letadel Boeing 777, taktéž společnosti Air New Zealand. Cílem bylo ověřit aplikovatelnost automatického sběru dat o únavě a porovnat získaná data s předchozími výzkumy a předpovědním modelem SAFE. Následně by pomocí takového systému bylo možné sledovat únavu a určovat problematické sektory se zlomkovými náklady a v daleko větší míře než při výzkumech vyžadujících další osoby a vybavení na palubě. K účasti byli vybědnuti všechny posádky účastníci se zkoumaných letů. Byl vybrán mix dálkových mezinárodních letů (10-13 h) a kratších letů s návratem během jedné služby. Kromě denního letu do Japonska, se všechny dálkové lety odehrávaly v noci. Na dálkových letech byli přítomni tři nebo čtyři členové posádky, na krátkých ve většině případů pouze dva, jen u nejdělsích z těchto letů tři. Přítomnost dalšího pilota umožňuje odpočinek mimo kokpit, případně spánek. Flight management systém letadla byl modifikován přidáním stránky, která automaticky vybědla posádku k zadání hodnocení svojí únavy 20 minut před bodem TOD. Zadání dat do FMS zahrnovalo i diskuzi pilotů o svém stavu. Opět byla využita 7 bodová škála únavy. Data po anonymizaci se vyjma vlastního hodnocení bdělosti sestávala z letiště vzletu a destinace,



čísla letu, času, měsíce a roku. Během jednoho roku bylo získáno 4629 odpovědí. Do studie se zapojilo cca 38 % pilotů a pokrývá přes 50 % letů za dané období. Posádky byly nejvíce unavené na konci dálkových nočních letů. Naopak nejmenší úrovně dosáhlo vyčerpání posádek na kratších letech z báze. Následují návratové sektory krátkých letů. Střední hodnoty vykazoval jediný dálkový denní let z Aucklandu do Tokia. Efekt přítomnosti 3. člena posádky na krátkých letech a 4. na letech dálkových je podle očekávání ve vztahu k únavě pozitivní a měřitelný. Výjimkou jsou lety za dne, kdy není vliv posílení posádky signifikantní, pravděpodobně pro to, že odpočívající člen nespal. Poslední činitel, který únavu znatelně ovlivnil je čas odletu. Nejméně vyčerpávající krátké byly ty odlétající kolem poledne, poté lety odlétající dříve a nejvíce unavené byly posádky vyrážející brzy ráno. Navržená metoda se ukázala jako efektivní a neobtěžující. Zároveň se výsledky dobře shodují s předchozími studiemi. Limity lze spatřovat v subjektivním hodnocení únavy chybějících údajích o činnosti posádek předcházející letu (jiné lety, dovolená atp.). Výhodou je naopak vyvolání diskuze posádky o jejím mentálním stavu před přiblížením. Posádka si tedy může uvědomit svoji sníženou výkonnost a podle toho přizpůsobit svoji činnost [13].

Roach a kolektiv zvolili odlišný přístup. Rozhodli se zkoumat vliv únavy na simulátoru a hodnotili chyby posádek a jejich schopnost tyto chyby odhalit a napravit. Jednou z hlavních myšlenek je vyhnout se laboratornímu zkoumání výkonnosti ve sterilním prostředí s monotónními úkoly bez vnějších stimulů, protože se domnívají, že takový způsob může ovlivňovat přístup zkoumaných subjektů například kvůli nuditě. Pokud je úkol dostatečně zajímavý a jedná se pro účastníky o výzvu, může se únava projevovat jinak. Cílem je co nejvíce se přiblížit reálnému provozu. Vytvořili tedy scénář letu, který vystavuje posádky nutnosti řešit komplikace a měnit rozhodnutí, zároveň však není nereálný. Výzkumu se zúčastnilo celkem 67 posádek Boeingů 747-400 složených z kapitána a prvního důstojníka. Z celkového počtu mělo 21 posádek před zahájením experimentu alespoň 4 po sobě jdoucí dny volno, zbylých 46 se účastnilo ihned po posledním přistání několikadenní série mezinárodních letů. Scénář zahrnoval 70 minutový let, během něhož byly posádky vystaveny osmi potenciálními hrozbám, například: nefunkční obraceč tahu na jednom z motorů, lišící se loadsheety, změna dráhy v užívání a odletového povolení po vytlačení ze stojánky, požadavky na urychlení



stoupání a sestupu, neobdržení povolení k přistání. Výkon posádek hodnotili trénovaní pozorovatelé. Výkonnost byla dána do souvislosti s nedávnými službami (volno vs. po sérii letů), úrovní únavy určenou matematickým modelem, spánkovou historií, subjektivním hodnocením únavy před začátkem simulovaného letu a nakonec rychlostí reakce změřenou PVT testem před letem. Posádky během testu správně odhalili 96 % hrozeb, přičemž schopnost detekovat hrozby nebyla žádným z výše zmíněných faktorů ovlivněna. Téměř 68 % hrozeb bylo po odhalení posádkami úspěšně vyřešeno bez dalších důsledků pro průběh letu. U hrozeb jejichž vyhodnocení vedlo k chybám se projevila značná závislost na množství spánku za posledních 24 hodin. U posádek, které během této doby spaly alespoň 5 hodin vedly hrozby k chybám ve 26 % případů, u pilotů s nižší dobou spánku ve 40 %. Reakce na hrozby nebyly významně ovlivněny žádným jiným ze zkoumaných faktorů. Počet chyb byl také ovlivněn především spánkem. Posádky s více než 4 hodinami spánku za posledních 24 hodin chybovaly průměrně 8,4 krát za sektor oproti 11,7 průměrným chybám u posádek s kratší dobou spánku. Vliv ostatních činitelů byt opět nevýznamný. Posádky byly schopny odhalit celkem 52,4 % chyb. Tato schopnost byla v největší míře ovlivněna předcházející dobou služby a dobou spánku. Odpočinitější skupina pilotů detekovala cca 43 % svých chyb, posádky které se právě vrátili z několikadenní služby byly schopny odhalit zhruba 56 % chyb. Další faktory se znovu významně neprojevily. Celkově největší vliv na výkon účastníků experimentu mělo tedy množství spánku v posledních 24 hodinách. Přestože únava negativně ovlivnila schopnost posádek předcházet hrozbám a zvýšila chybovost jednání, byla naopak unavenější skupina schopná více svých chyb odhalit. Zkušenost tyto piloty pravděpodobně naučila rozeznat stav snížené výkonnosti a chyby více předpokládat. Výzkum byl proveden na simulátoru a je tedy možné, že zcela přesně neodráží chování v reálném provozu. Skupiny byly rozděleny náhodně, nemusely tedy být shodně schopné [14].

Z výše uvedeného lze identifikovat tyto pro únavu významné činitele: množství a kvalita spánku; doba ve službě; denní doba, kdy se liší denní a noční letu; denní doba, kdy brzy ráno vykazují posádky nejvyšší úroveň únavy; počet sektorů; počet členů posádky; délka letu; let z báze a návrat zpět



### 1.3.2 Fyziologické projevy únavy

Předchozí podkapitola se zabývala výzkumem na poli výskytu únavy a jejího vlivu na výkonnost posádek. Tato bude zaměřena na fyziologické projevy únavy.

Wright a kolektiv se ve studii publikované roku 2001 zaměřili na vhodnost různých fyziologických parametrů, jakožto ukazatelů únavy a s ní spojené snížené výkonnosti. Cílem bylo najít indikátory takového stavu posádek, jejichž měření by zároveň bylo neobtěžující a mohlo by posloužit k monitorování během letu. Na základě takového sledování by pak bylo možné upozornit piloty v reálném čase. Výzkumu se účastnilo 12 pilotů společnosti British Airways. Jednalo se o dálkové lety mezi Londýnem a Miami v délce cca 9 hodin, provozované letadly Boeing 747-100/200. Posádka se u tohoto typu skládá ze tří osob: kapitána, prvního důstojníka a palubního inženýra. Zkoumání byli pouze první důstojníci. Lety z Londýna probíhaly přes den, lety z Miami odlétali ve večerních hodinách místního času. Doba mezi lety byla 26 h nebo 30,5 h podle konkrétního letu. Měření začínalo ihned po příchodu posádky na palubu a pokračovalo až do konce letu. Na palubě byl přítomen pozorovatel, jehož úkolem bylo zapisovat průběh letu a stav subjektu. Byla zaznamenávána tato data: pohyby zápěstí, odpor kůže, EEG, EKG, EMG, EOG a pohyb hlavy. Piloti také před vzletem a po přistání hodnotili svůj subjektivní stav na 10cm škále. Poskytli také záznamy o svém spánku před letem a byli tázáni, zda za letu usnuli. Během letů byly zaznamenány období ospalosti i spánku. Spánek měl vliv na všechny měřené fyziologické parametry, avšak ospalost se projevila pouze na výstupu z EEG a EOG. Během spánku docházelo ke zvýšení odporu kůže. Pohyby hlavy a zápěstí v průběhu spánku vymizely. Z měřených parametrů se jako nevhodnější jeví pohyby očí a zápěstí, přičemž měření aktivity ruky je v reálném provozu lépe proveditelné [6].

Thomasová a kolektiv se ve své práci pokusili zhodnotit souvislost mezi únavou, výkonností a fyziologickými projevy. Cílem pak bylo na základě výsledků nastítnit možný způsob detekce symptomů únavy v reálném čase. Studie na simulátoru Boeingu 777 se zúčastnilo 32 pilotů společnosti Delta Airlines. Experiment zahrnoval dva scénáře letů: dálkový let a sérii 4 krátkých letů. Tyto scénáře posádky absolvovaly jak v odpočatém, tak neodpočatém stavu. Lety byly naplánovány tak, aby pro odpočaté účastníky probíhaly



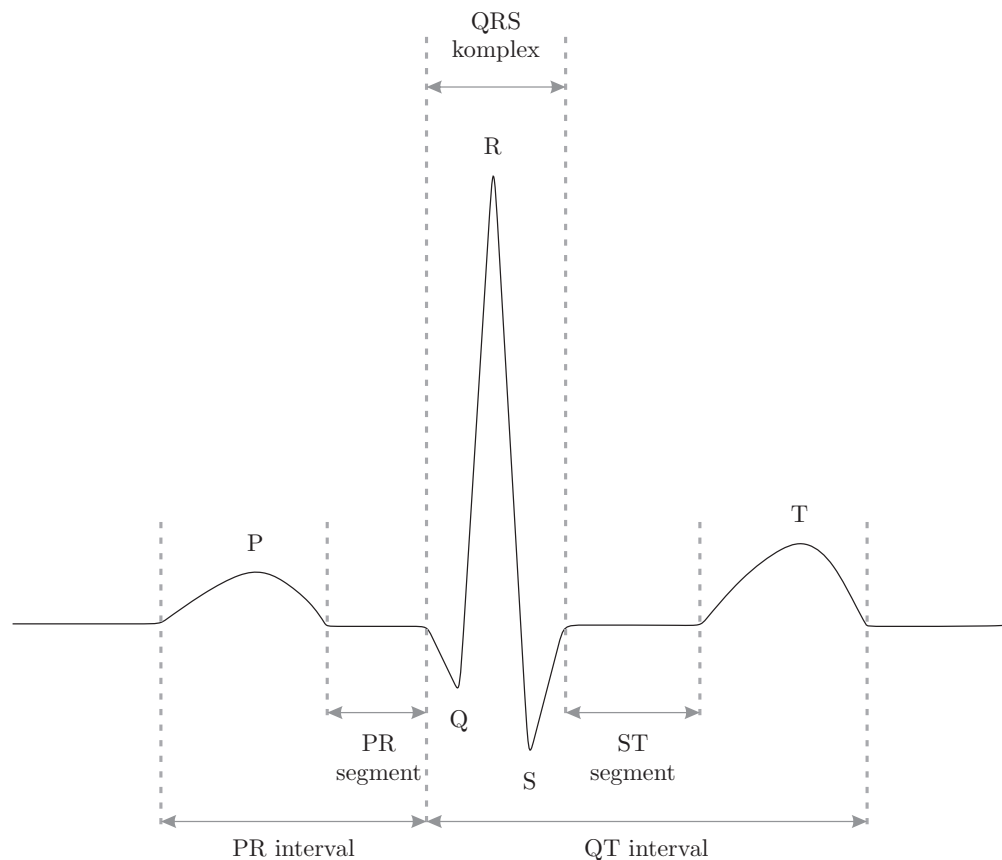
během očekávaného vrcholu výkonnosti (tj. přes den). Druhý scénář probíhal v noci, během očekávané fáze největšího útlumu. Experiment zahrnoval také dva týdny před prvním letem, kdy piloti zaznamenávali své aktivity, spánek a únavu pomocí aplikace Jeppsen CrewAlert. Po dobu letu byla zaznamenávána pozice hlavy, EEG, pohyby očí, srdeční rytmus, subjektivní pocity únavy a ospalosti a výkonnost v PVT testu. Průběh letu zaznamenával software simulátoru. Let také sledoval pozorovatel, který prováděl s posádkami poletový rozbor. Celkově bylo zaznamenáno velké množství údajů a tak studie uvádí jenom některé analýzy. Měření subjektivního pocitu únavy a ospalosti dopadlo podle očekávání. Odpočaté posádky hodnotili svojí únavu jako menší a také nárůst únavy během letu byl zhruba poloviční. Objektivní měření pomocí PVT testu naopak poskytlo výsledek odporující očekávání. Průměrně byly neodpočaté posádky o 6,7 ms rychlejší. Nárůst reakčního času s dobou letu nebyl statisticky významný. Prvotní zkoumání údajů z jednotlivých zařízení nevedlo k odhalení jednoznačné souvislosti s úrovní únavy. Protože u každého jednotlivce se únava projevuje na fyziologickém stavu odlišně, pokusil se tým vytvořit algoritmus, který by z kombinovaných výsledků měření klasifikoval stav subjektu jako unavený nebo odpočatý. Model byl schopen rozeznat data pro daného pilota s přesností mezi 91 % a 100 %. Nevýrazný rozdíl mezi výkonností v odpočatém a unaveném stavu může být způsoben neschopností navodit dostatečnou úroveň únavy. Rozdíl mezi subjektivním hodnocením a objektivními výsledky PVT testu lze vysvětlit očekáváním posádek, které věděly, jak by se "měly" cítit [4].

Z výše uvedeného lze vyvodit, že ačkoliv subjektivní hodnocení výkonnosti obecně dobře souhlasí s objektivním měřením, je nutno brát ho s určitou rezervou. Posádky od nichž se očekává horší výkon, dokonce mohou někdy překvapit. Důvodem může být zkušenost a naučené strategie boje s únavou.

## 2 Metody hodnocení parametrů EKG

### 2.1 Charakteristika EKG

EKG neboli elektrokardiogram je záznam pořízený elektrokardiografem a zobrazuje časovou změnu elektrického potenciálu, jež je vyvolána srdeční aktivitou. Výstupem EKG vyšetření je křivka závislosti potenciálu na čase. Typický průběh je zobrazen na obrázku 2.1.



Obrázek 2.1: Průběh EKG záznamu

Průběh signálu začíná vlnou P, korespondující s depolarizací, čili počínajícím stahem srdečních síní. Následuje QRS komplex, který odpovídá stahu komor. Poslední vlna T reprezentuje uvolnění síní [15].

V rámci této práce bude využito především RR intervalů, čili dobou mezi dvěma sousedními R píky, z níž je možno určit srdeční rytmus (HR - heart rate). Srdeční rytmus



a variabilita srdečního rytmu (HRV - heart rate variability) jsou užitečnými metrikami při posuzování únavy a zátěže zkoumaného subjektu. Výhodou je možnost měřit neinvazivně. Zároveň byla prokázána korelace mezi výsledky získanými analýzou srdečního rytmu v reálném a simulovaném prostředí, přestože změny jsou v případě simulace méně intenzivní. Obecně lze tvrdit, že vyšší míra zátěže a únavy má za následek zvýšení srdečního rytmu (zkrácení RR intervalů) a snížení intenzity vysokofrekvenčních komponent HRV a tudíž výraznější podíl složek nízkofrekvenčních. Při zpracování výsledků je však třeba zahrnout i další vlivy, například fyzickou únavu, nervozitu nebo vliv cirkadiálního rytmu [16, 17].

## 2.2 Extrakce RR intervalů - Pan-Tompkinsova metoda

Reálný výstup z EKG obsahuje šum a jednotlivé srdeční stahy se nezobrazí vždy stejně. Proto je třeba spolehlivý algoritmus detekce QRS komplexů. V této práci bude využito Pan-Tompkinsova algoritmu, jelikož budou použity stávající programové nástroje, bude popsán pouze obecně.

Algoritmus nejprve provede úpravu vstupního signálu a to následujícím způsobem. V prvním kroku je signál omezen průchodem přes pásmovou propust, typicky 5-15 Hz. Následuje derivování, jehož účel je zvýraznit QRS komplexy. Poté je signál umocněn na druhou, čímž jsou dále zvýrazněny QRS komplexy vůči T píkům. Dalším krokem je integrace s pohyblivým oknem (délka okna závisí na vzorkovací frekvenci a je nutné ji zjistit empiricky, pro 200 vzorků/s je okno široké 150 ms), která získá informace o tvaru vlny QRS komplexu a částečně potlačí šum [18].

Na takto upravený signál jsou pak aplikována rozhodovací pravidla, jejichž cílem je určit, které artefakty upraveného signálu představují QRS komplexy. Nejprve jsou získány referenční časové značky, označující místa QRS komplexů v signálu. K tomu je použit výstup z integračního kroku úpravy - QRS komplex koresponduje s rostoucí částí křivky získané v integračním kroku. Šířka této části odpovídá šířce QRS komplexu. Druhým krokem rozhodování je aplikace pohyblivých prahů. Jeden práh reprezentuje úroveň signálu hledaných komplexů  $\sigma_{sig}$ , druhý úroveň šumu  $\sigma_{noise}$ ). Algoritmus rozhoduje o všech nenulových bodech



signálu následovně. Pokud je hodnota vstupu v daném čase větší než  $\sigma_{sig}$ , označí ji algoritmus jako “možný QRS komplex” a zároveň upraví velikost prahu  $\sigma_{sig}$ . Pokud pro vstup platí že jeho hodnota je mezi  $\sigma_{sig}$  a  $\sigma_{noise}$  je označen za pík šumu. Následně je upraven práh  $\sigma_{noise}$ . Tím je zajištěno, že se prahy přizpůsobují kvalitě signálu. Poté je provedeno zpětné hledání vynechaných (nedetekovaných) QRS komplexů. K tomu dochází pokud je čas od poslední detekce QRS komplexu delší než 1,66 násobek aktuálního průměrného RR intervalu, což je fyziologicky daná hodnota. V takovém případě je za QRS komplex považován největší pík v daném úseku, jehož hodnota leží mezi oběma prahy. Algoritmus pro tyto účely pracuje se dvěma hodnotami RR intervalu, jedna je vypočítána jako průměr z posledních osmi detekcí, druhá je průměrem nejpravidelnějších RR intervalů. Předposledním krokem je vyloučení násobné detekce v rámci refrakterní doby. Z fyziologického hlediska je totiž nemožné aby se druhý QRS komplex vyskytl v době do 200 ms od prvního. Takové “možné QRS komplexy” jsou poté vyřazeny. V posledním kroku jsou zhodnoceny “možné QRS komplexy”, jež se objevují v době 200-360 ms od posledního detekovaného komplexu. V takové případě se může jednat o T vlnu, což je nutno vyloučit. Proto je užito výstupu derivativního kroku a pokud je hodnota derivace “kandidáta” menší než 0,5 hodnoty předchozího komplexu, je současný “kandidát” označen za T vlnu, jinak za QRS komplex [18].

## 2.3 Zpracování HRV

### 2.3.1 Hodnocení v časové oblasti

Variabilitu srdečního rytmu lze hodnotit vícero metodami. Jedním ze nejjednodušších přístupů je hodnocení v časové oblasti. Mezi základní parametry patří srdeční rytmus. Dalším parametrem je RR interval. Určuje se minimální a maximální RR interval, dále průměrný RR interval a jeho medián. Další proměnné vycházející z těchto dvou základních jsou shrnuty v tabulce 2.1 [1].





Tabulka 2.1: Vybrané proměnné využívané při analýze HRV v časové oblasti [1].

Proměnná	Jednotka	Popis
NN <sub>x</sub>	-	Počet po sobě jdoucích RR intervalů vzdálených od sebe o více než $x$ ms
pNN <sub>x</sub>	%	Poměr NN <sub>x</sub> ku celkovému počtu RR intervalů
SDNN	ms	Standardní odchylka všech RR intervalů
SDANN	ms	Standardní odchylka RR intervalů ve všech 5 minutových úsecích záznamu
RMSSD	ms	Odmocnina průměru součtu druhých mocnin rozdílu mezi sousedními RR intervaly
SDNN <sub>i</sub>	ms	Průměr standardních odchylek všech RR intervalů pro všechny 5 minutové úseky záznamu
meanHR	min <sup>-1</sup>	Průměrný srdeční rytmus
sdHR	min <sup>-1</sup>	Standardní odchylka průměru srdečního rytmu
HRVT <sub>i</sub>	-	Trojúhelníkový index variability srdečního rytmu
TINN	ms	Trojúhelníková interpolace NN intervalu

### 2.3.2 Hodnocení ve frekvenční oblasti

Dalším přístupem je hodnocení ve frekvenční oblasti. Existují tři základní části frekvenčního spektra HRV. Pásmo velmi nízkých frekvencí (VLF) s rozsahem 0,0033 Hz - 0,04 Hz, které ukazuje na pomalu probíhající procesy sympatiku. Dále pásmo nízkých frekvencí (LF) v rozsahu 0,04 Hz - 0,15 Hz, jež odráží činnost sympatiku i parasympatiku. Posledním pásmem je pásmo vysokých frekvencí (HF) v rozsahu 0,15 Hz - 0,40 Hz. Pásmo HF je ovlivněno pouze parasympatikem [1, 19]. Z množství dostupných metod analýzy budou v této práci užity metody Welchova, Lombova-Scargleova a Poincarého graf.

Welchova metoda je založena na využití modifikovaných periodogramů. Protože signál získaný detekcí QRS intervalů není ekvidistantní, tj. jednotlivé RR píky od sebe nejsou



vzdáleny o stejný časový úsek, je nutné nejprve převzorkování signál a interpolovat hodnoty tak, aby byl vstupní signál rovnoměrně vzorkován. Samotná Welchova metoda spočívá v rozdělení signálu do  $K$  segmentů o délce  $L$ , překrývajících se o délku  $D$  (obvyklý překryv je 50 % intervalu). Na jednotlivé segmenty je aplikováno časové okno. Následně je vypočtena Fourierova transformace segmentů. Velikost výsledku je pak umocněna na druhou, čímž jsou získány periodogramy. Posledním krokem je výpočet průměru periodogramů. Výhodou metody je potlačení šumu za cenu snížení frekvenčního rozlišení [20].

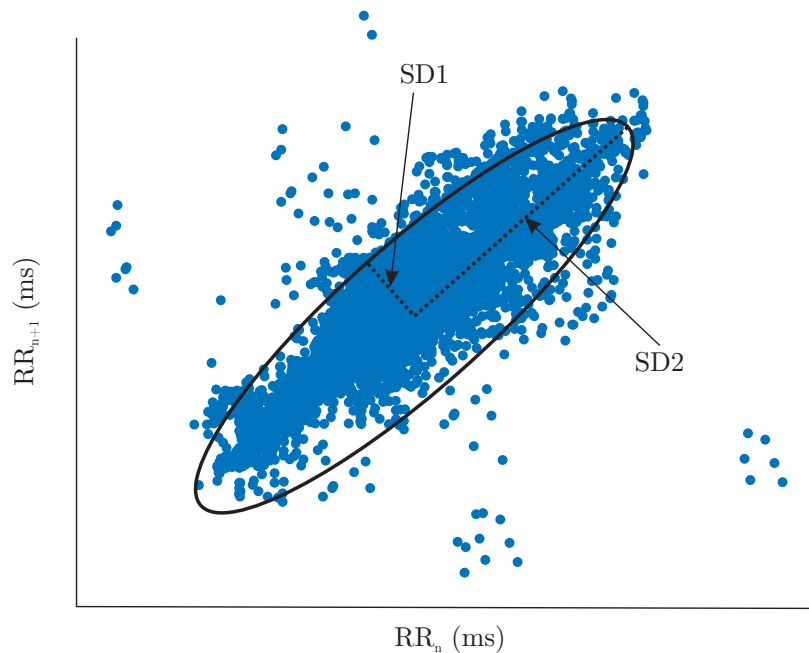
Lombovu-Scargleovu metodu lze oproti tomu rovnou použít i na data, která nejsou vzorkována ekvidistantně. Metoda spočívá ve fitování signálu sinusoidami pomocí metody nejmenších čtverců. Signál je tedy pak vyjádřen jako součet sinů a cosinů s různými amplitudami a frekvencemi, jedná se tedy v podstatě o jakýsi ekvivalent Fourierovy

Tabulka 2.2: Vybrané proměnné využívané při analýze HRV ve frekvenční oblasti [1].

Proměnná	Jednotka	Popis
aTotal	ms <sup>2</sup>	Celkový výkon v celém frekvenčním rozsahu
aVLF	ms <sup>2</sup>	Výkon v pásmu velmi nízkých frekvencí
aLF	ms <sup>2</sup>	Výkon v pásmu nízkých frekvencí
aHF	ms <sup>2</sup>	Výkon v pásmu vysokých frekvencí
pVLF	%	Podíl výkonu VLF na celkovém výkonu
pLF	%	Podíl výkonu LF na celkovém výkonu
pHF	%	Podíl výkonu HF na celkovém výkonu
nLF	%	Výkon LF v poměru k celkovému výkonu bez výkonu VLF
nHF	%	Výkon HF v poměru k celkovému výkonu bez výkonu VLF
LFHF	-	Poměr aLF ku aHF
peakVLF	Hz	Maximální frekvence ve VLF pásmu
peakLF	Hz	Maximální frekvence v LF pásmu
peakHF	Hz	Maximální frekvence v HF pásmu

transformace. Oproti Welchově metodě odpadá krok převzorkování a interpolace vstupních dat a s tím spojená ztráta informace [21, 22]. Výsledkem zpracování vstupního signálu oběma metodami jsou parametry shrnuté v tabulce 2.2.

Využití Poincarého grafu je dalším možným přístupem. Slouží k detekci periodicity v nelineárních systémech. Konstruuje se tak, že každý RR interval je zobrazen jako funkce intervalu předchozího. Na ose  $x$  jsou tedy zobrazeny  $RR(n)$  a na ose  $y$   $RR(n + 1)$ . Příklad typického grafu je na obrázku 2.2. Parametr SD1 popisuje rychlé změny srdečního rytmu, kdežto SD2 změny dlouhodobé [23].



Obrázek 2.2: Příklad typického Poincarého grafu. Jsou zobrazeny taktéž parametry SD1 a SD2.



### 2.3.3 Wavelet transformace

Pomocí předchozích metod je možné o HRV získat informace výlučně charakteru časového, nebo frekvenčního, neboť vytěžením informace v časové oblasti dojde k potlačení informace o frekvenci a naopak. Z toho důvodu bude užito též Wavelet transformace, jejíž devizou je schopnost zachovat určitou část informací jak o frekvenci, tak o čase. Toho je dosaženo použitím “krátkých” vysokofrekvenčních a “dlouhých” funkcí o nízké frekvenci jako bazálních funkcí transformace. Stejně jako může být vektor vyjádřen lineární kombinací bazálních vektorů daného prostoru je pak signál vyjádřen kombinací bazálních funkcí transformace. Analogicky je pak získán soubor koeficientů lineární kombinace jednotlivých bazálních funkcí. Zjednodušeně lze průběh analýzy popsat takto: na celý vektor vstupních dat je aplikován vyhlazovací filtr. Následně je vektor rozpůlen a opět aplikováno vyhlazení. Každým dalším opakováním tohoto postupu je dosaženo vyššího rozlišení a zároveň jsou data vyhlazena. Celý postup je opakováním konečného počtu půlení a vyhlazení intervalu. Výhodou waveletu oproti například Fourierově transformaci je pak existence nekonečného množství bazálních funkcí, přičemž Fourierova transformace využívá pouze siny a cosiny [24].



### 3 Praktické provedení experimentu

Cílem této práce je pokusit se najít souvislost mezi únavou a změnami srdečního rytmu. Navržený postup vychází z předpokladu, že projevy akutní únavy a spánkové deprivace jsou srovnatelné s únavou dlouhodobou. Aby byl navozen stav vyčerpanosti začínalo měření kolem 18:00 a trvalo od 20 do 24 hodin. Celkově tedy zkoumané subjekty nespaly zhruba 30-34 hodin. Byli osloveni spolužáci autorova ročníku z oboru Profesionální pilot na FD ČVUT. Výzkumu se nakonec účastnilo 8 osob, 7 mužů a jedna žena ve věku 21-25 let, se 70-150 hodinami letových zkušeností ve výcviku. Rozdíl ve zkušenosti měl vliv na provedení letu a schopnost provádět postupy letu podle přístrojů, to však pro tuto práci není relevantní. Aby se navozená únava přiblížila skutečnému pracovnímu nasazení pilotů, provedl každý subjekt 8 přístrojových letů v délce kolem jedné hodiny, k nimž byl zpracován detailní scénář, včetně komunikace ATC, počasí atp. Příklad části scénáře je na obrázku 3.1. EKG bylo zaznamenáváno během těchto letů. Průběh letu se ukládal pomocí software instruktorského PC připojeného k simulátoru. Další části experimentu, jimž jsou věnovány práce dalších kolegů probíhali bez měření EKG a zahrnovali sadu testů pozornosti, krátkodobé paměti a rychlosti reakce. Tato činnost probíhala v přestávkách mezi jednotlivými lety. Zbytek času měli účastníci volno a mohli se zabavit dle svého uvážení, přičemž byl kladen důraz na to aby nikdo neusnul. Experimentátoři také vedli psaný záznam průběhu letu se zaměřením na správné provedení některých fází letu a chyby a opomenutí pilotů. Lety byly provedeny v laboratořích Ústavu letecké dopravy Fakulty dopravní ČVUT v Praze. Byl použit simulátor dvoumotorového letounu Beechcraft Baron OK-ULD. Ten je vybaven přístroji pro lety podle IFR a simulace běží na softwaru Flight Simulator X.

EKG bylo měřeno pomocí systému VLV-LAB (Joint Research Centre of the Czech Technical University and the Charles University in Prague - Albertov), viz obrázek 3.2. Sběr dat probíhal se vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Ze záznamu EKG byly dále pomocí Pan-Tompkinsovi metody extrahovány RR intervaly. Záznam RR intervalů byl dále analyzován pomocí software HRVAS [25]. Statistické zpracování proběhlo pomocí Kruskal-Wallisova testu, post-hoc zpracování pomocí Dunn-Sidakova .



## 2. let – (EDBC – EDDT)

Vzlet bude proveden z **Magdeburgu dráhy 08**. Pilot bude stát na holding point RWY 08. **Vítr 010/12 kts**. Bude se postupovat podle odletové tratě **MAG 1L (20-3C)**.

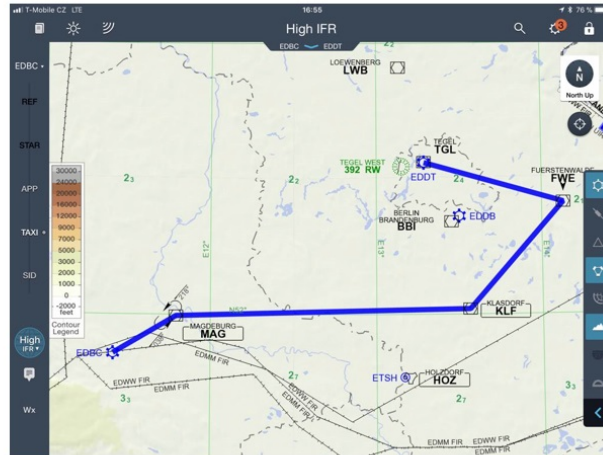
Příklad komunikace:

**ATIS:** Good evening Magdeburg ATIS Information B, 1700, ILS approach, rwy in use 08, TL 60, METAR EDBC 1700, wind 010/12, VIS 1500 m, BKN 005, OVC 008, 14/12, Q1018 NOSIG

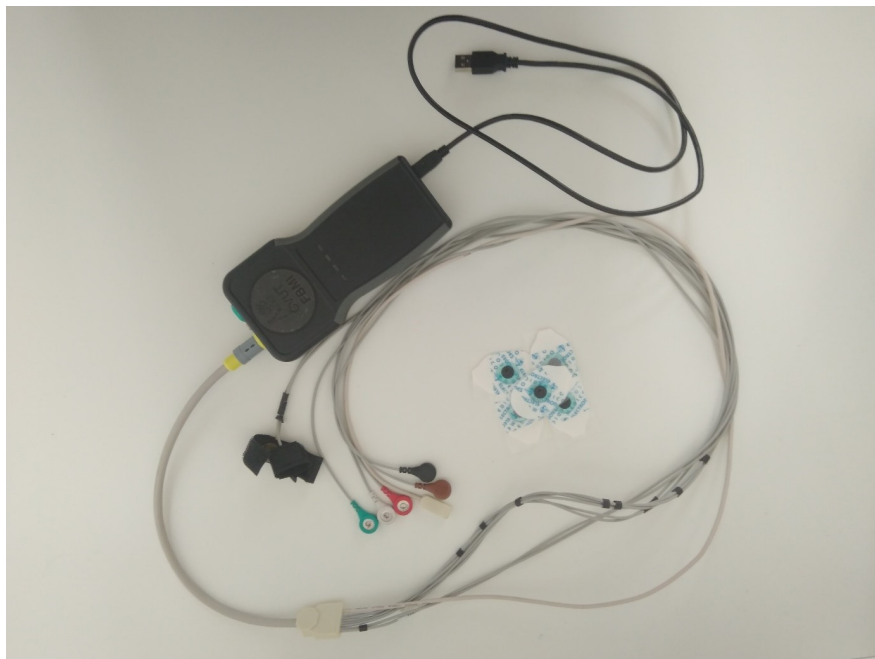
**PILOT:** Magdeburg Tower, OK-ULD, hello, request ATC clearance to destination Berlin Tegel, Q1014, information B.

**ATC:** OK-ULD, Magdeburg Tower, hello. Information B correct, Q1018, you are cleared to destination Berlin

Tegel according your FPL route. After departure RWY 08 follow SID MAG 1L, report reaching MAG VOR. Initially climb to FL70. After departure contact Bremen Radar 123,22. Report when ready for departure.



Obrázek 3.1: Příklad části scénáře jednoho z letů.



Obrázek 3.2: Biometrické měřicí zařízení VLV-LAB s jednorázovými povrchovými elektrodami



## 4 Výsledky

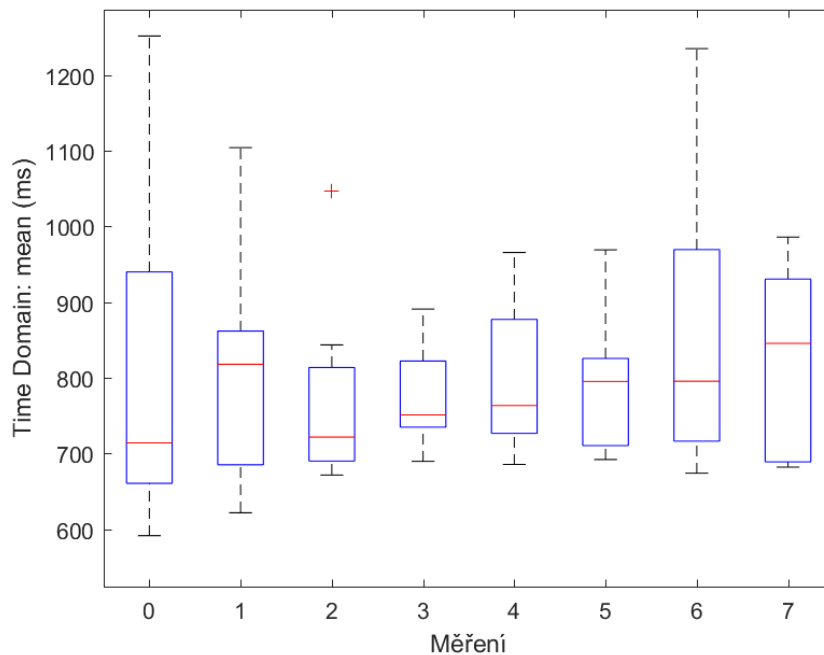
Byly porovnány jednotlivé parametry analýzy HRV všech subjektů za první až osmý let. Srovnání bylo provedeno pomocí Kruskal-Wallis [26] testu, post-hoc analýza využila Dunn-Sidakův test [27].

### 4.1 Analýza výsledků v časové oblasti

V této části budou uvedeny výsledky hodnocení HRV v časové oblasti.

#### 4.1.1 Průměrný RR interval

Srovnání závislosti délky RR intervalu mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 2,0908 a hodnota  $p=0,954644$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.1

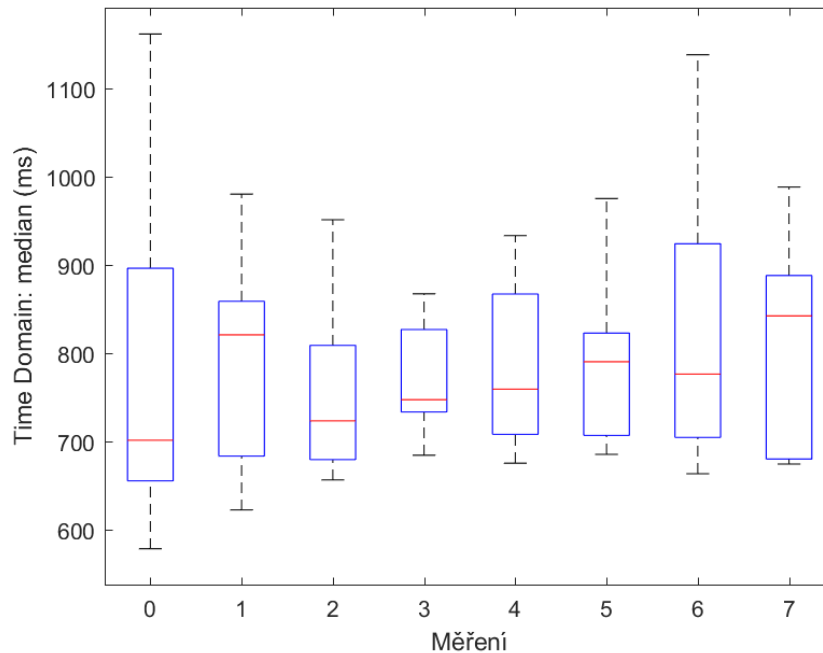


Obrázek 4.1: Boxplot výsledků měření průměrného RR intervalu v závislosti na pořadí letu.



#### 4.1.2 Medián RR intervalu

Srovnání závislosti mediánu RR intervalu mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 2,271607 a hodnota  $p=0,943292$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.2



Obrázek 4.2: Boxplot výsledků měření mediánu RR intervalu v závislosti na pořadí letu.

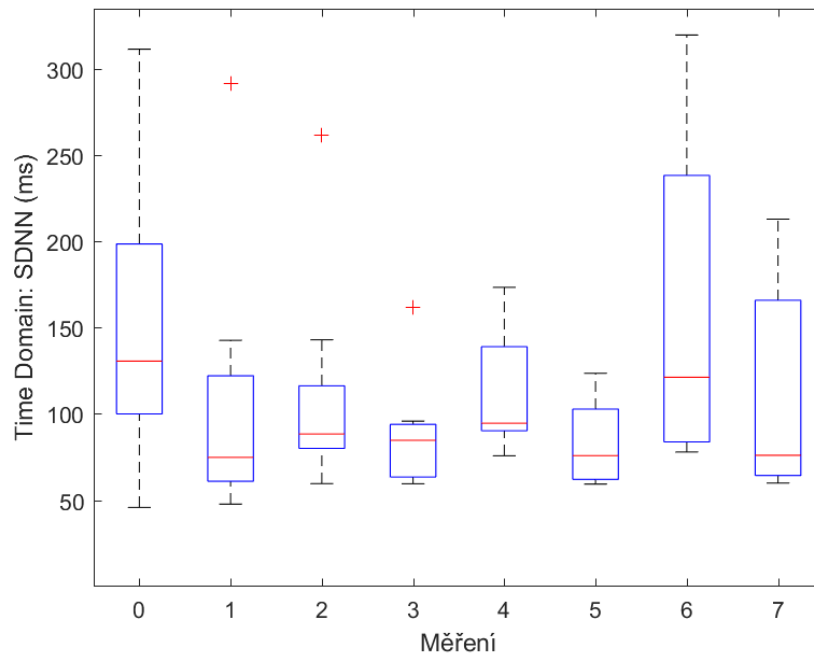
#### 4.1.3 SDNN

Srovnání závislosti SDNN mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 10,15151 a hodnota  $p=0,180149$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.3

#### 4.1.4 SDANN

Srovnání závislosti SDANN mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 10,73447 a hodnota  $p=0,150628$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.4





Obrázek 4.3: Boxplot výsledků měření SDNN v závislosti na pořadí letu.

#### 4.1.5 NN<sub>x</sub>

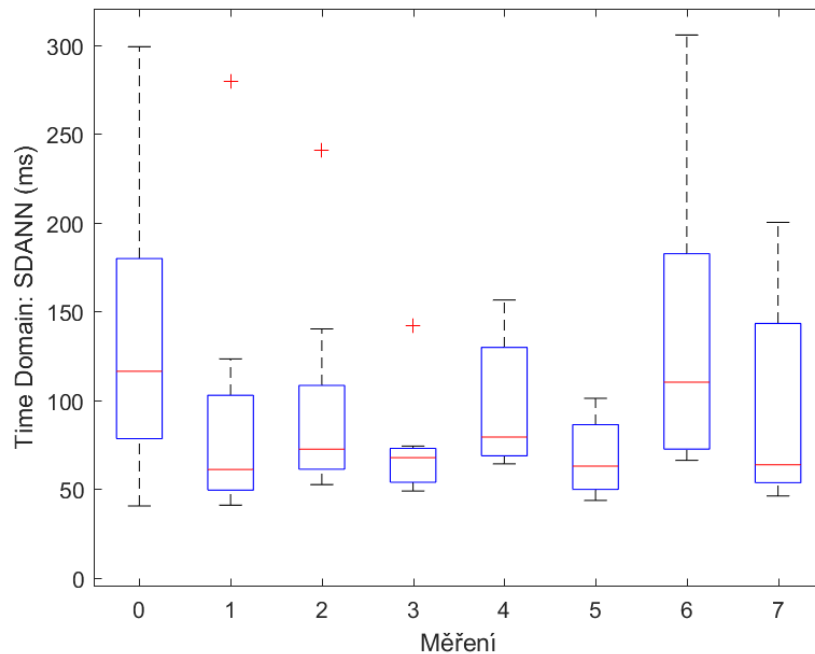
Srovnání závislosti NN<sub>x</sub> mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 9,740557 a hodnota  $p=0,203759$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.5

#### 4.1.6 pNN<sub>x</sub>

Srovnání závislosti pNN<sub>x</sub> mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 9,315132 a hodnota  $p=0,230816$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.6

#### 4.1.7 RMSSD

Srovnání závislosti RMSSD mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 11,82579 a hodnota  $p=0,106435$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.7



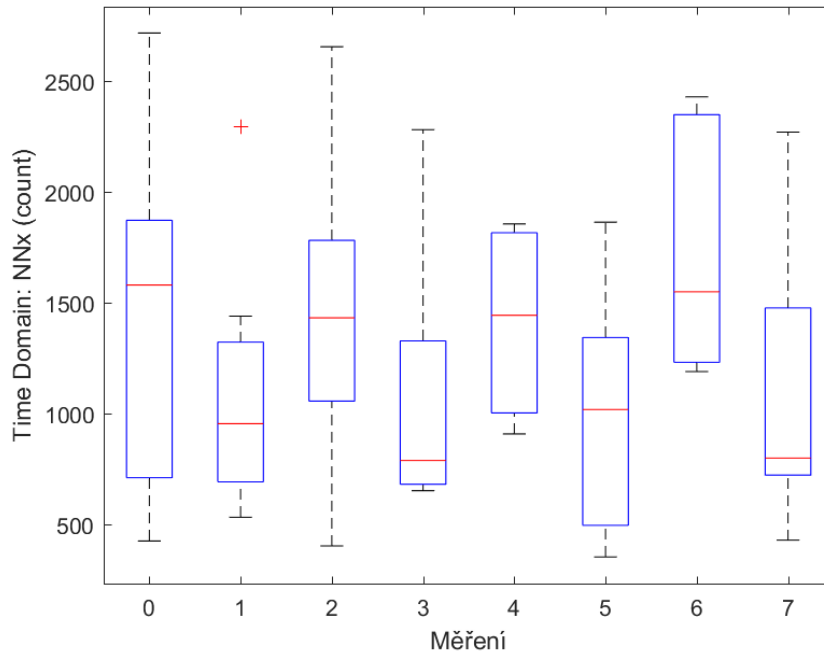
Obrázek 4.4: Boxplot výsledků měření SDANN v závislosti na pořadí letu.

#### 4.1.8 SDNNi

Srovnání závislosti SDNNi mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 6,121405 a hodnota  $p=0,525647$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.8

#### 4.1.9 Průměrný srdeční rytmus

Srovnání závislosti průměrného srdečního rytmu mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 2,185097 a hodnota  $p=0,948889$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.9



Obrázek 4.5: Boxplot výsledků měření NNx v závislosti na pořadí letu.

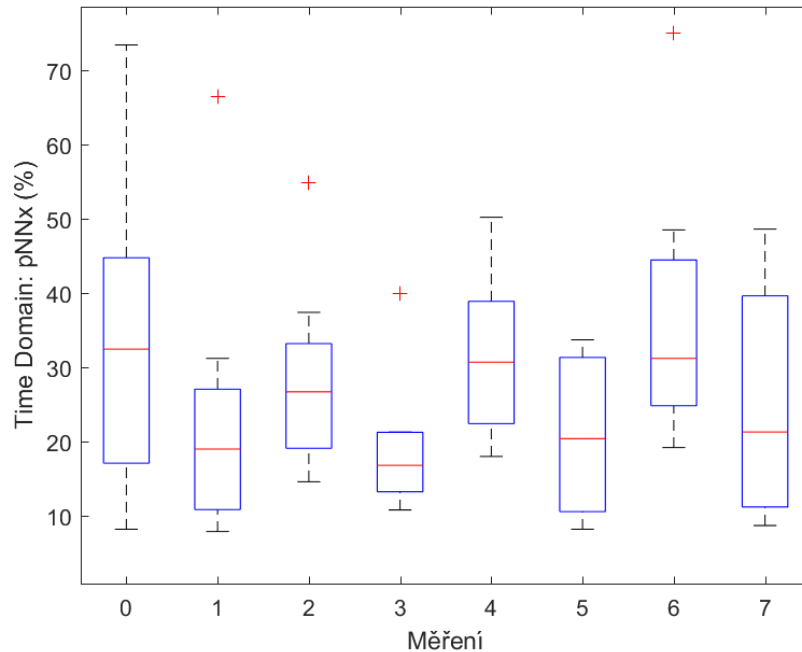
#### 4.1.10 sdHR

Srovnání závislosti sdHR mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem ukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 15,99405 a hodnota  $p=0,025171$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.10

Post-hoc analýzou Dunnovým testem byla mezi 1. a 6. letem nalezena závislost s hodnotou  $p$  blízkou 0,05, konkrétně  $p=0,058599$ . Konfidenční interval měření je  $(-0,42993; 54,94779)$ . Odhad rozdílu středních hodnot má hodnotu 27,25893.

#### 4.1.11 HRVTi

Srovnání závislosti HRVTi mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem vykazuje rozdíly blízké statisticky signifikantním. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 12,66648 a hodnota  $p=0,080664$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.11



Obrázek 4.6: Boxplot výsledků měření pNNx v závislosti na pořadí letu.

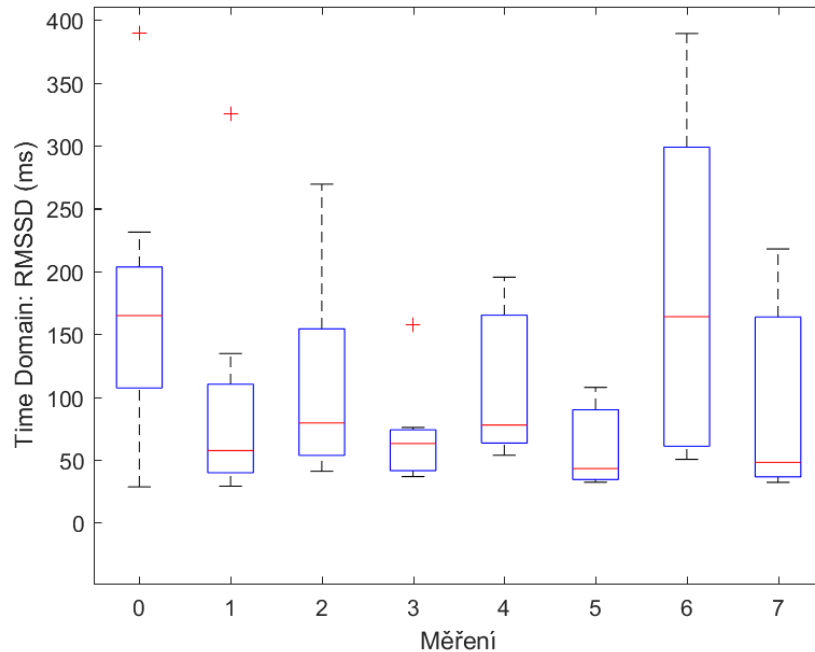
Post-hoc analýzou byla mezi 6. a 7. letem nalezena závislost na hodnotě  $p=0,147571$ . Konfidenční interval měření je  $(-3,21971; 53,9399)$  a odhad rozdílu středních hodnot má hodnotu 25,35714.

#### 4.1.12 TINN

Srovnání závislosti TINN mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 5,399114 a hodnota  $p=0,611379$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.12

## 4.2 Analýza výsledků ve frekvenční oblasti

V této části budou uvedeny výsledky hodnocení HRV ve frekvenční oblasti. Lombova metoda poskytuje, na základě literatury a komentářů v kapitole 2.3.2, lepší analytický nástroj pro zpracování RR intervalů ve frekvenční oblasti, a proto byly parametry frekvenční analýzy získány právě touto metodou.



Obrázek 4.7: Boxplot výsledků měření RMSSD v závislosti na pořadí letu.

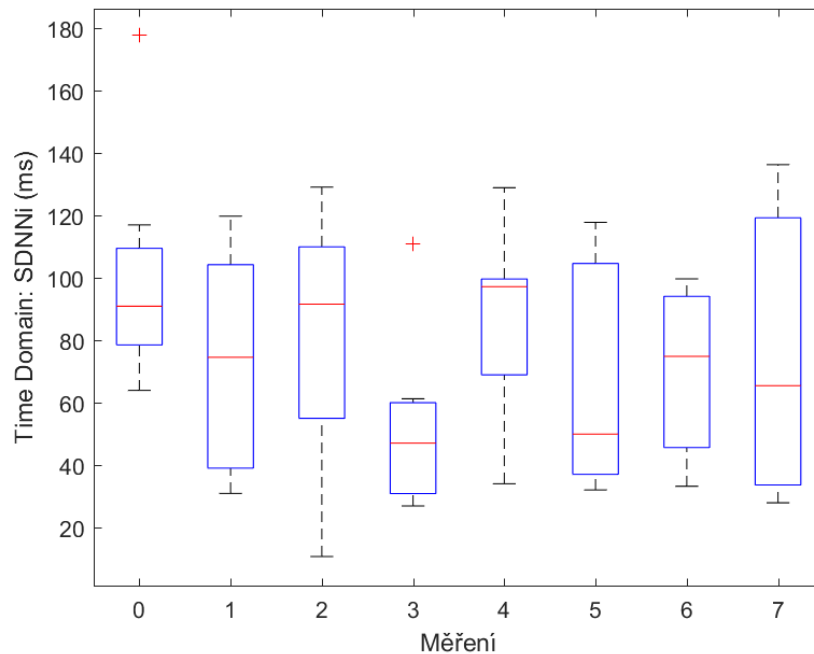
#### 4.2.1 aVLF

Srovnání závislosti aVLF mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 7,364588 a hodnota  $p=0,391931$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.13.

#### 4.2.2 aLF

Srovnání závislosti aLF mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem ukazuje na rozdíly blížící se statisticky významné hladině. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 12,09389 a hodnota  $p=0,097513$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.14.

Post-hoc analýzou bylo zjištěno, že největší závislost vykazují lety 6 a 7, hodnota  $p=0,302535$ , kontingenční interval  $(-51,4687; 5,754425)$  a odhad rozdílu středních hodnot je  $-22,8571$ . Přesto tuto hodnotu nelze považovat za statisticky významnou.



Obrázek 4.8: Boxplot výsledků měření SDNNi v závislosti na pořadí letu.

#### 4.2.3 aHF

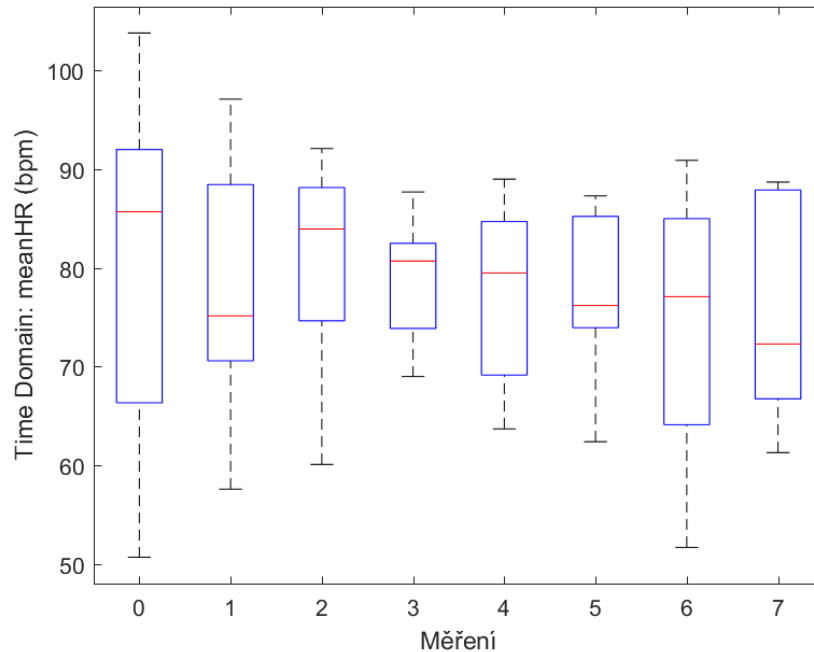
Srovnání závislosti aHF mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 10,27004 a hodnota  $p=0,17378$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.15.

#### 4.2.4 LFHF

Srovnání závislosti LFHF mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 7,013801 a hodnota  $p=0,427444$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.16.

### 4.3 Wavelet transformace

Z analýzy pomocí Wavelet transformace byly jako reprezentativní vybrány tyto parametry.



Obrázek 4.9: Boxplot výsledků měření průměrného srdečního rytmu v závislosti na pořadí letu.

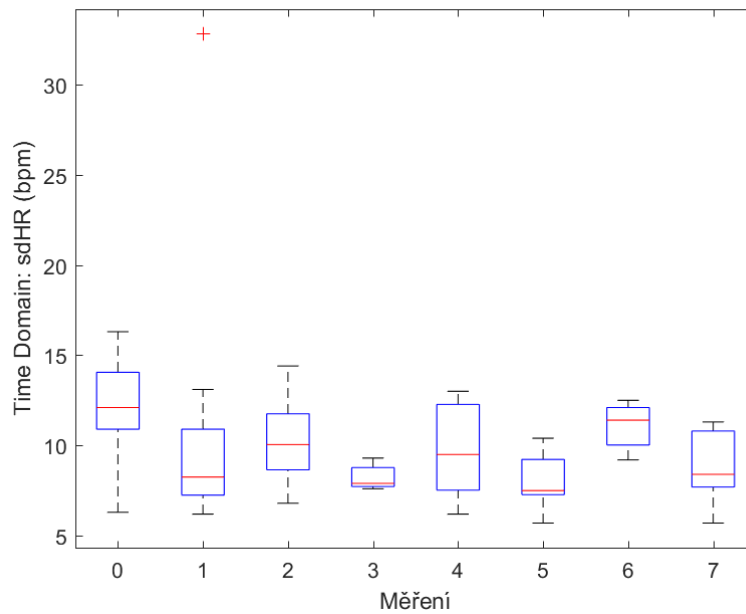
#### 4.3.1 aVLF

Srovnání závislosti aVLF mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 4,625969 a hodnota  $p=0,7055$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.17.

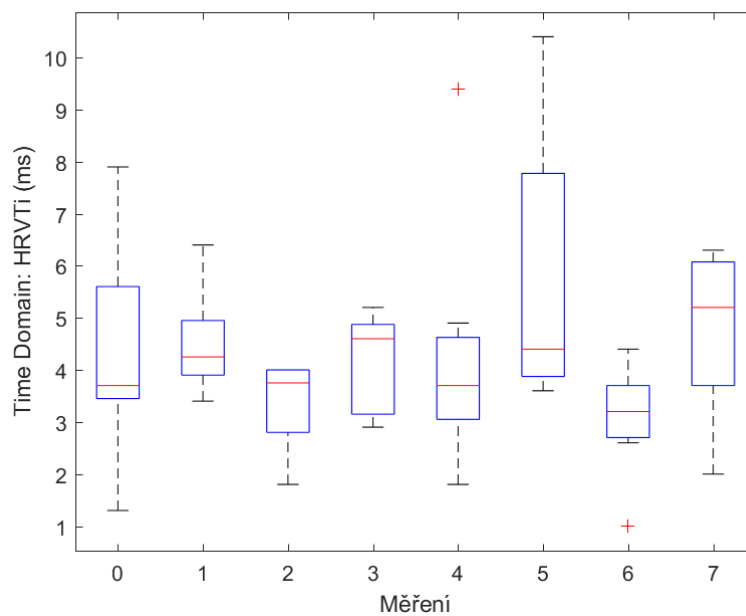
#### 4.3.2 aLF

Srovnání závislosti aLF mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem ukazuje na rozdíly blízke statisticky signifikantním. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 12,90956 a hodnota  $p=0,074343$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.18.

Post-hoc analýzou bylo zjištěno, že největší závislost vykazují lety 6 a 7, hodnota  $p=0,240851$ , kontingenční interval  $(-52,3259; 4,897282)$  a odhad rozdílu středních hodnot je  $-23,7143$ . Přesto tuto hodnotu nelze považovat za statisticky významnou.



Obrázek 4.10: Boxplot výsledků měření sdHR v závislosti na pořadí letu.

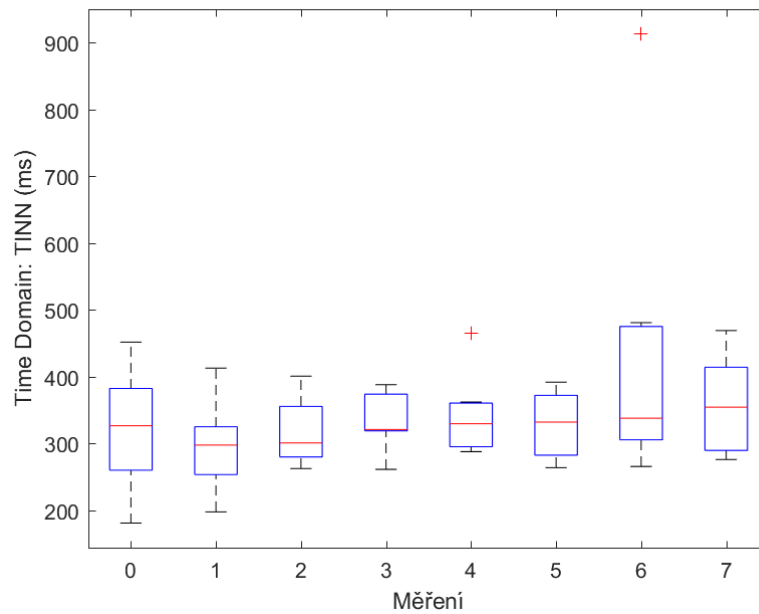


Obrázek 4.11: Boxplot výsledků měření HRVTi v závislosti na pořadí letu.

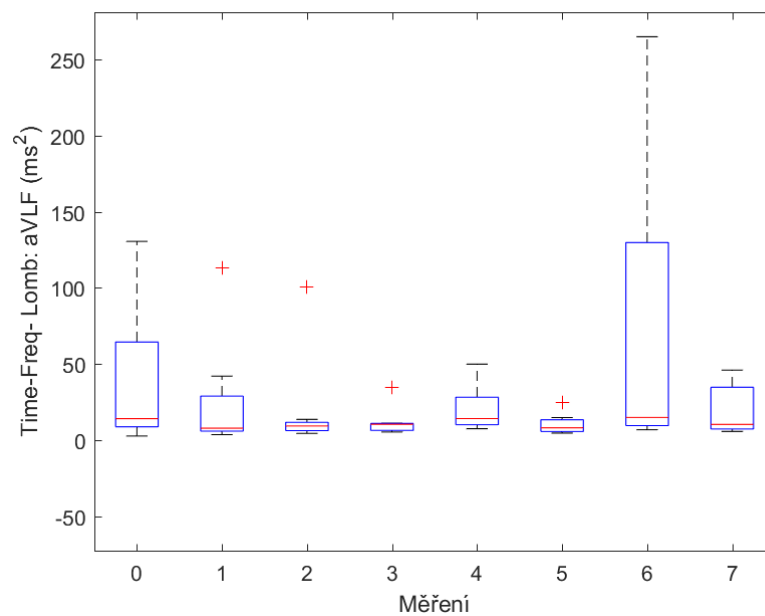
### 4.3.3 aHF

Srovnání závislosti aHF mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem ukazuje na rozdíly, které jsou na hranici statistické významnosti. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 13,99407 a hodnota  $p=0,051287$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.19.



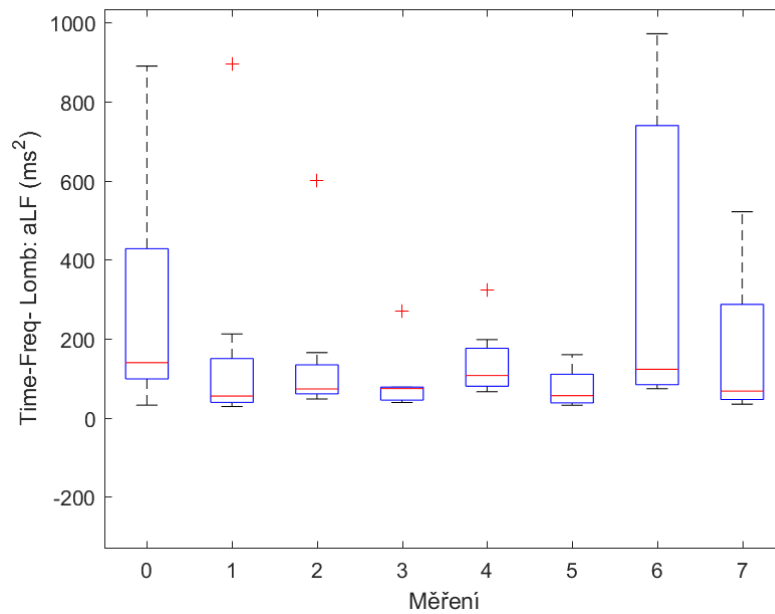


Obrázek 4.12: Boxplot výsledků měření TINN v závislosti na pořadí letu.

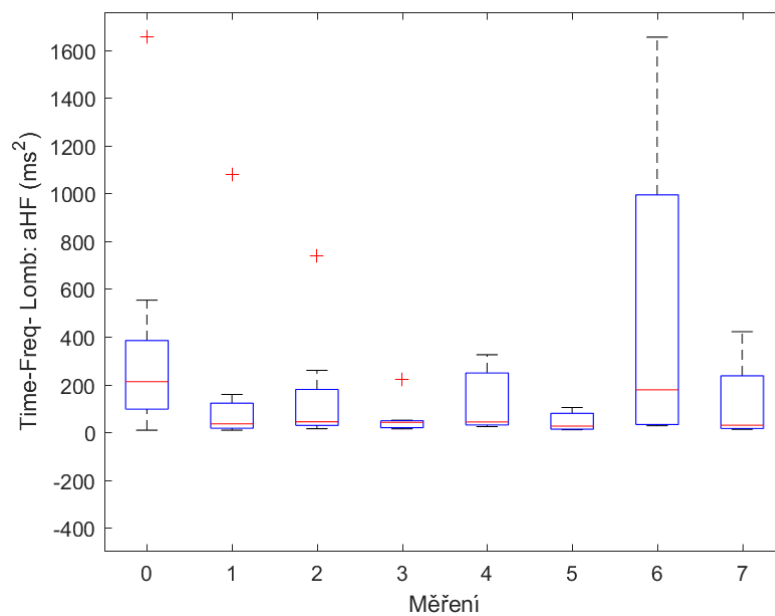


Obrázek 4.13: Boxplot výsledků měření aVLF v závislosti na pořadí letu.

Post-hoc analýzou bylo zjištěno, že největší závislost vykazují lety 6 a 7, hodnota  $p=0,213603$ , kontingenční interval  $(-52,7544; 4,468711)$  a odhad rozdílu středních hodnot je  $-24,1429$ . Přesto tuto hodnotu nelze považovat za statisticky významnou.



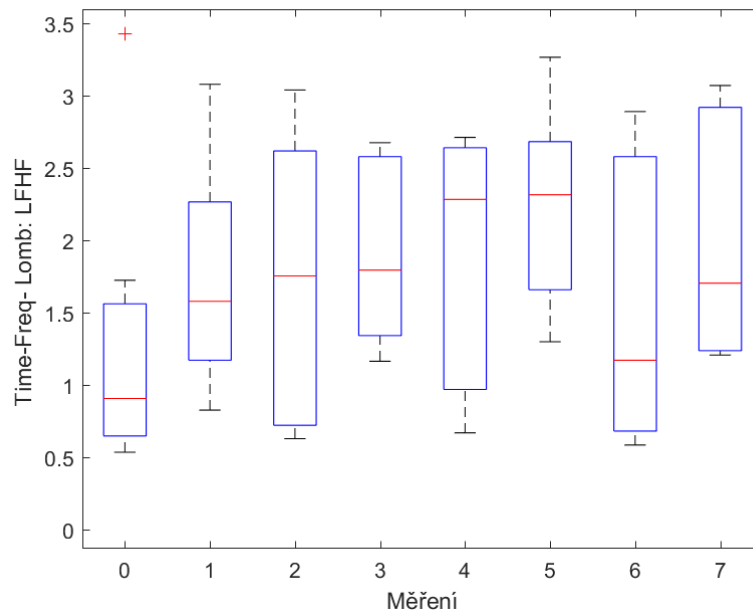
Obrázek 4.14: Boxplot výsledků měření aLF v závislosti na pořadí letu.



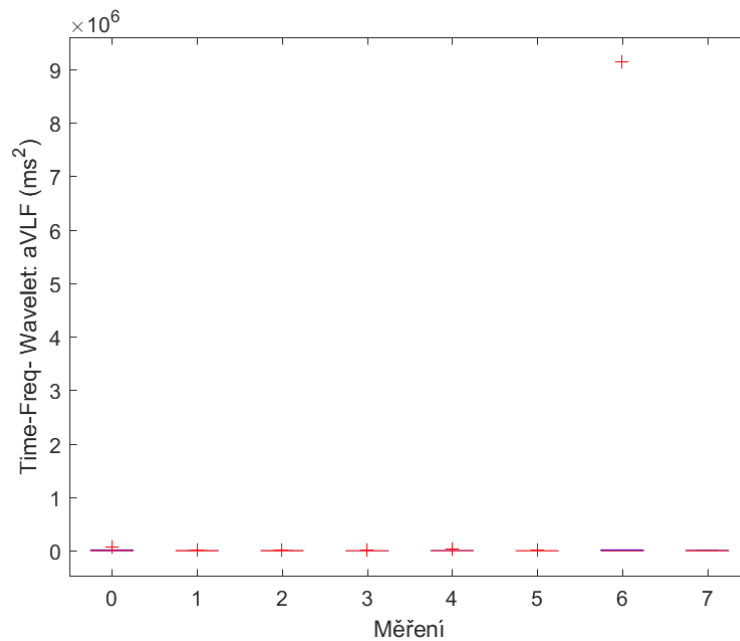
Obrázek 4.15: Boxplot výsledků měření aHF v závislosti na pořadí letu.

#### 4.3.4 LFHF

Srovnání závislosti LFHF mezi jednotlivými lety Kruskal-Wallisovým testem neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu pro celkové srovnání je 5,921708 a hodnota  $p=0,54892$ . Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.20.



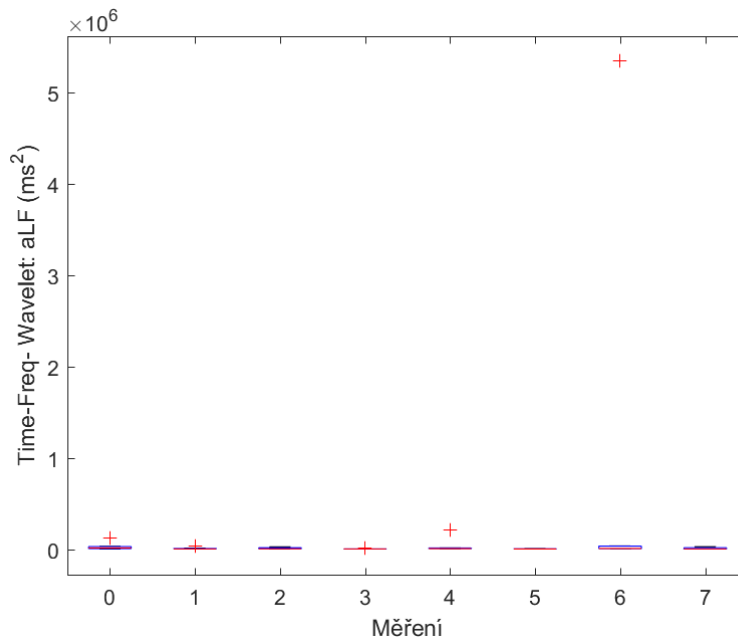
Obrázek 4.16: Boxplot výsledků měření aHF v závislosti na pořadí letu.



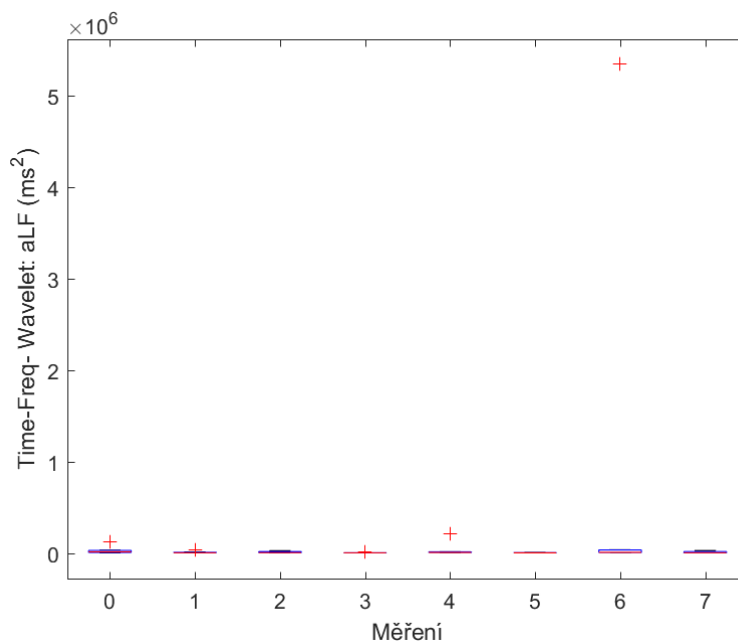
Obrázek 4.17: Boxplot výsledků měření aVLF wavelet analýzou v závislosti na pořadí letu.

#### 4.4 Poincarého graf

Srovnání závislosti parametrů SD1 pro jednotlivé lety Kruskal-Wallisovým testem se blíží statisticky významné závislosti. Síla efektu vyjádřená pomocí chí-kvadrátu je 11,82579 a hodnota  $p=0,106435$ .

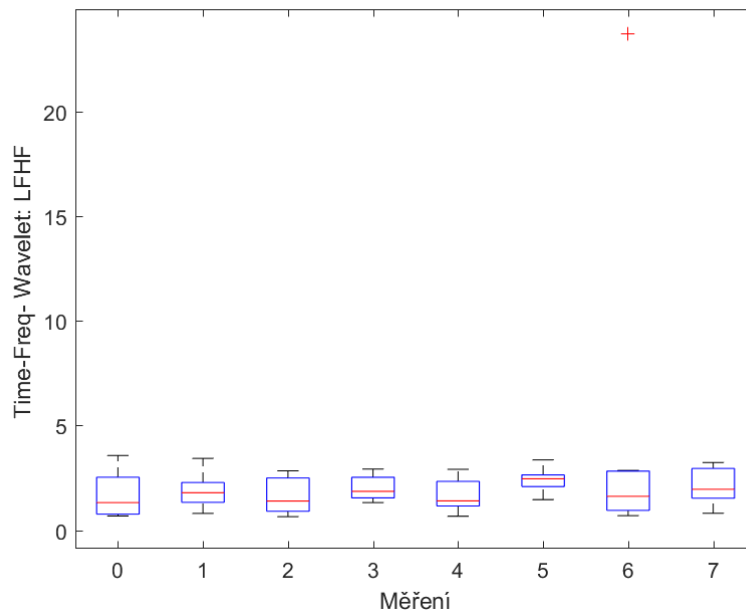


Obrázek 4.18: Boxplot výsledků měření aLF wavelet analýzou v závislosti na pořadí letu.



Obrázek 4.19: Boxplot výsledků měření aHF wavelet analýzou v závislosti na pořadí letu.

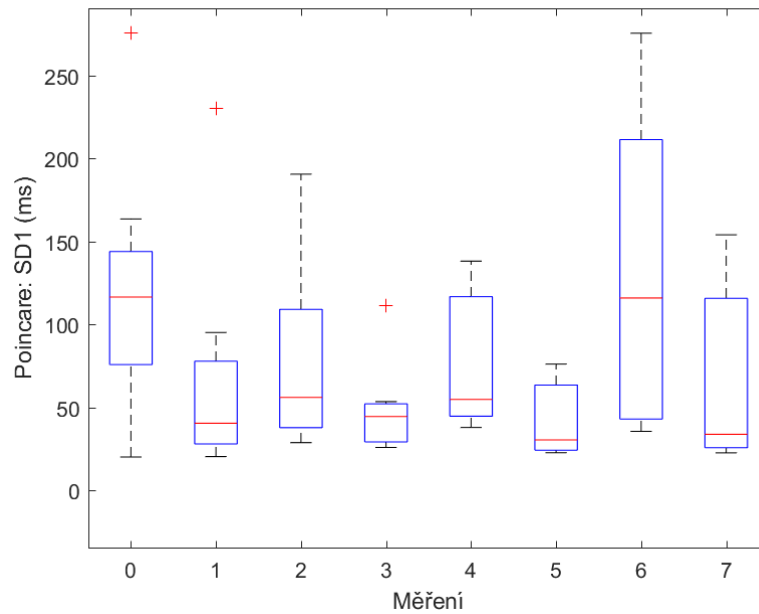
Post-hoc analýzou byly nalezeny dva páry letů, které vykazují největší závislost. Pro pár mezi 1. a 6. letem je hodnota  $p=0,297353$ , kontingenční interval  $(-5,5066; 49,89946)$  a odhad



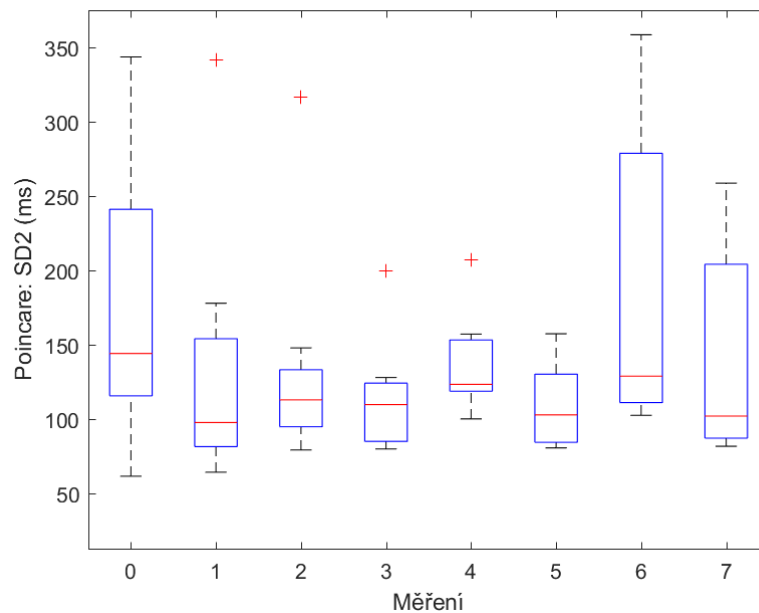
Obrázek 4.20: Boxplot výsledků měření LFHF wavelet analýzou v závislosti na pořadí letu.

rozdílu středních hodnot je 22,19643. Pro pár mezi 6. a 7. letem je hodnota  $p=0,302535$ , kontingenční interval  $(-51,4687; 5,754425)$  a odhad rozdílu středních hodnot  $-22,8571$ . Přesto ani jednu z těchto hodnotu nelze považovat za statisticky významnou. Pro grafické shrnutí viz obrázek 4.21.

Pro parametr SD2 neodhalil Kruskal-Wallisův test statisticky významnou závislost. Síla efektu vyjádřená chí-kvadrátem je 8,478199 a  $p=0,292319$ . Pro grafické znázornění viz obrázek 4.22.



Obrázek 4.21: Boxplot výsledků měření parametrů SD1 Poincarého grafu v závislosti na pořadí letu.



Obrázek 4.22: Boxplot výsledků měření parametrů SD2 Poincarého grafu v závislosti na pořadí letu.



## 5 Diskuze

Byl proveden experiment s cílem najít souvislost mezi změnami srdeční činnosti člověka a vzrůstající únavou. Statistická analýza vztahů zkoumaných parametrů a jejich změny se vzrůstající únavou pro většinu z těchto parametrů závislost nepotvrdila. Jinými slovy, v zkoumaném vzorku populace se při výzkumu většina parametrů významně neměnila. Existuje ovšem několik ukazatelů, jejichž změna se blížila statistické významnosti ( $p < 0,05$ ) a proto zasluhují větší pozornost.

Prvním z nich je sdHR, čili standardní odchylka srdečního rytmu. U tohoto parametru se jako nejvýraznější jeví rozdíl mezi 1. a 6. letem. Post-hoc analýza vykázala hodnotu  $p=0,058599$ . Tento rozdíl odpovídá době útlumové fáze cirkadiálního rytmu a době kdy zkoumané subjekty vykazovali největší míru ospalosti a vyčerpání. Obecně vzato snížení tohoto parametru indikuje snížení variability srdečního rytmu, což dále indikuje stres, nebo zvýšení psychofyziologické zátěže. Pokles mediánu sdHR v šestém měření poukazuje na tuto skutečnost.

Dalším parametrem, který se v celkovém srovnání taktéž blíží hladině statistické významnosti, je HRVTi. Ani pár letů s největším rozdílem (6. a 7. let) však nelze považovat za významný, kvůli hodnotě  $p=0,147571$ .

Prvním z parametrů analýzy ve frekvenční oblasti, u něhož se výrazněji projevila změna je aLF. V celkovém srovnání je hodnota  $p=0,097513$ , ale ani u této metriky nelze pár letů s největší změnou (opět 6. a 7. let) považovat za statisticky významný. Tento parametr kromě jiného indikuje nárůst zapojení sympatické složky autonomního nervového systému, což se vyskytuje hlavně při zvýšené psychofyziologické zátěži (stresu).

Třetím ukazatelem, jež naznačuje změnu mezi 6. a 7. letem je hodnota aLF získaná pomocí časově frekvenční analýzy (Wavelet transformace). To potvrzuje výsledek získaný Lombovou metodou. Přestože v celkovém srovnání je hodnota  $p=0,074343$ , pro samotný pár letů číslo 6 a 7 není možné změnu považovat za statisticky významnou ( $p=0,240581$ ).



Na rozdíl od hodnoty aHF získané Lombovou metodou vykazuje aHF v celkovém srovnání  $p=0,051287$ . Pár letů s největší změnou je i v tomto měření 6. a 7. let. Bohužel ani u něj není změna dostatečně statisticky průkazná ( $p=0,213603$ ).

Pro parametr SD1 Poincarého grafu, který ukazuje na rychlé změny srdečního rytmu, je v celkovém srovnání  $p=0,106435$ , což se blíží  $p=0,05$ . K nejvýraznějším změnám podle ukazatele SD1 došlo mezi 1. a 6. a mezi 6. a 7. letem. Přesto ani tyto změny samotné nelze považovat za dostatečně průkazné ( $p=0,297353$  a  $p=0,302535$ ).

Přestože z naměřených dat nelze určit žádný konkrétní parametr, který by se dostatečně měnil s přibývajícím únavou, můžeme vidět určitý trend. K největším změnám v měřených parametrech totiž podle výsledků docházelo mezi 1. a 6. letem a dále mezi 6. a 7. letem. Jak již bylo zmíněno, 6. let odpovídá době cirkadiálního útlumu, cca 30 hodinám bez spánku a souhlasí s dobou kdy byla u subjektů pozorována nejvyšší úroveň ospalosti a únavy. Sedmý let pozdě dopoledne až po poledni. To může vysvětlit výraznou změnu v parametrech, neboť ta může být způsobena celkovým probuzením účastníků studie.

Lepších výsledků by bylo možno dosáhnout větším počtem zkoumaných osob, je totiž možné, že v našem poměrně malém výběru se vyskytovali např. jedinci vůči únavě extrémně odolní. Dalším faktorem, jež mohl měření ovlivnit je délka experimentu. Je možné, že experiment byl příliš krátký a bylo by třeba ještě delší doby spánkové deprivace, aby se dostatečně fyziologicky projevila.





## 6 Závěr

Byl proveden experiment na skupině 8 pilotů ve výcviku, jehož cílem bylo najít souvislost mezi únavou a parametry srdečního rytmu. Jednotlivá měření trvala cca 24 hodin a skládala se z osmi IFR letů na školním simulátoru Beechcraft Baron OK-ULD. Během letů byl nahráván signál srdeční akce (EKG). V době mezi lety se zkušební subjekty účastnily testů pozornosti, reakční doby a krátkodobé paměti. Záznam EKG byl dále zpracován a statisticky vyhodnocen.

Z výsledků analýzy se nepodařilo určit žádný konkrétní parametr, který by spolehlivě sám o sobě indikoval unavený stav. Podařilo se najít několik ukazatelů, které v souvislosti s únavou vykazovaly změnu odpovídající předpokladu. Konkrétně jde o parametr vyjadřující variability, tj. směrodatnou odchylku srdeční frekvence (sdHR) a parametru časově frekvenční analýzy v nízkofrekvenčním pásmu (aLF), jejichž změny jsou spojeny se zvýšenou psychofyzilogickou zátěží. Posledním ukazatelem, k jehož znatelné změně došlo, je parametr SD1 Poincarého grafu, který ukazuje na rychlé změny srdečního rytmu. Tyto tři jednotlivé parametry ukázaly v celkovém pohledu změny blízké změnám statisticky významným, ale žádnou jednotlivou změnu mezi páry měření takto označit nelze.

Limity práce lze hledat v omezeném počtu účastníků experimentu a v délce trvání, je možné že se nepodařilo navodit dostatečnou míru únavy a vyčerpání. Na základě vlastních výsledků a studia literatury lze do budoucna doporučit pro určování míry únavy kombinaci vícero fyziologických parametrů a zapojení hlubší statistiky, příp. strojového učení. Avšak i s ohledem na zmíněné limitace lze práci využít jako pilotní studii sloužící za podklad pro navazující výzkum.



## Seznam použité literatury

- [1] M. Malik, J. T. Bigger, A. J. Camm, R. E. Kleiger, A. Malliani, A. J. Moss, and P. J. Schwartz. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17(3):354–381, mar 1996.
- [2] Hans P.A. Van Dongen and Steven R. Hursh. Fatigue, performance, errors, and accidents. In *Principles and Practice of Sleep Medicine*, pages 753–759. Elsevier, 2011.
- [3] Cátia Reis, Catarina Mestre, and Helena Canhão. Prevalence of fatigue in a group of airline pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 84(8):828–833, aug 2013.
- [4] Lisa C. Thomas, Christopher Gast, Robert Grube, and Kimberly Craig. Fatigue detection in commercial flight operations: Results using physiological measures. *Procedia Manufacturing*, 3:2357–2364, 2015.
- [5] International Civil Aviation Organization. Doc 8984, manual of civil aviation medicine, third edition. <[https://www.icao.int/publications/Documents/8984\\_cons\\_en.pdf](https://www.icao.int/publications/Documents/8984_cons_en.pdf)>, 2012. [Online, získáno 24.08.2018].
- [6] Nicola Wright and Amanda McGown. Vigilance on the civil flight deck: incidence of sleepiness and sleep during long-haul flights and associated changes in physiological parameters. *Ergonomics*, 44(1):82–106, jan 2001.
- [7] NTSB. Reduce fatigue-related accidents. <<https://www.nts.gov/safety/mwl/Pages/mwl1-2016.aspx>>, 2017. [Online, získáno 24.08.2018].
- [8] D HOLLEY, B SUNDARAM, and D WOOD. Shift work and aviation safety. *Clinics in Occupational and Environmental Medicine*, 3(2):231–262, may 2003.
- [9] European Cockpit Association. Pilot fatigue rarometer. <[https://www.eurocockpit.be/sites/default/files/eca\\_barometer\\_on\\_pilot\\_fatigue\\_12\\_1107\\_f.pdf](https://www.eurocockpit.be/sites/default/files/eca_barometer_on_pilot_fatigue_12_1107_f.pdf)>, 2012. [Online, získáno 20.08.2018].



- [10] Jeffrey H. Goode. Are pilots at risk of accidents due to fatigue? *Journal of Safety Research*, 34(3):309–313, aug 2003.
- [11] Jon French and Katherine Garrick. Estimating pilot fatigue in commercial flight operations. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 49(1):136–139, sep 2005.
- [12] David Powell, Mick B Spencer, David Holland, Elizabeth Broadbent, and Keith J Petrie. Pilot fatigue in short-haul operations: effects of number of sectors, duty length, and time of day. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 78(7):698–701, 2007.
- [13] David Powell, Mick B Spencer, and Keith J Petrie. Automated collection of fatigue ratings at the top of descent: a practical commercial airline tool. *Aviation, space, and environmental medicine*, 82(11):1037–1041, 2011.
- [14] Gregory D Roach, Renée M Petrilli, Drew Dawson, and Matthew JW Thomas. The effects of fatigue on the operational performance of flight crews in a b747-400 simulator. In *Proceedings of Seventh International AAvPA Symposium: Evolving System Safety*. Australian Aviation Psychology Association Sydney, 2006.
- [15] J. W. Hurst. Naming of the waves in the ECG, with a brief account of their genesis. *Circulation*, 98(18):1937–1942, nov 1998.
- [16] D.W. Watson. 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*. Institution of Engineering and Technology, 2001.
- [17] Gianluca Borghini, Laura Astolfi, Giovanni Vecchiato, Donatella Mattia, and Fabio Babiloni. Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 44:58–75, jul 2014.



- [18] Jiapu Pan and Willis J. Tompkins. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32(3):230–236, mar 1985.
- [19] Vladimír Socha, Jakub Schlenker, Peter Kal'avksy, Patrik Kutilek, Lubos Socha, Stanislav Szabo, and Pavel Smrcka. Effect of the change of flight, navigation and motor data visualization on psychophysiological state of pilots. In *2015 IEEE 13th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMII)*. IEEE, jan 2015.
- [20] P. Welch. The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, 15(2):70–73, jun 1967.
- [21] N. R. Lomb. Least-squares frequency analysis of unequally spaced data. *Astrophysics and Space Science*, 39(2):447–462, feb 1976.
- [22] J. D. Scargle. Studies in astronomical time series analysis. II - statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data. *The Astrophysical Journal*, 263:835, dec 1982.
- [23] U. Rajendra Acharya, K. Paul Joseph, N. Kannathal, Choo Min Lim, and Jasjit S. Suri. Heart rate variability: a review. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44(12):1031–1051, nov 2006.
- [24] A. Graps. An introduction to wavelets. *IEEE Computational Science and Engineering*, 2(2):50–61, 1995.
- [25] John T Ramshur. Design, evaluation, and application of heart rate variability analysis software (hrvas). 2010.
- [26] William H. Kruskal and W. Allen Wallis. Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American Statistical Association*, 47(260):583–621, dec 1952.
- [27] Olive Jean Dunn. Multiple comparisons using rank sums. *Technometrics*, 6(3):241–252, aug 1964.