



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra přírodovědných oborů

**Hodnocení psychofyziologického stavu u pilotů ve výcviku**  
**Evaluation of psychophysiological state of pilots in training**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Přístroje a metody pro biomedicínu

Vedoucí práce: Ing. Martin Otáhal, Ph.D.

Konzultanti: Ing. Vladimír Socha, Ph.D.

Ing. Luboš Socha, Ph.D. et Ph.D.

Ing. Stanislav Kušmírek

**Bc. Anna Háková**

---

Kladno 2016

Katedra přírodovědných oborů

Akademický rok: 2015/2016

## Z a d á n í   d i p l o m o v é   p r á c e

Student: **Bc. Anna Háková**  
Studijní obor: Přístroje a metody pro biomedicínu  
Téma: **Hodnocení psychofyziologického stavu u pilotů ve výcviku**  
Téma anglicky: Evaluation of psychophysiological state of pilots in training

### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

Cílem diplomové práce je navrhnout a optimalizovat takové metody pro hodnocení fyzického a psychického stavu, které budou relevantně popisovat stav pilota při pilotování letadla. Hodnocení faktorů ovlivňujících stav pilota bude založeno na snímání fyziologických funkcí jako je tepová a dechová frekvence, myopotenciály, fyzická aktivita a teplota těla. Měření budou realizovány pomocí systému FlexiGuard, vytvořeného na FBMI ČVUT, v průběhu simulovaných a reálných letů. Student na základě analýzy současného stavu řešení dané problematiky navrhne vhodné metody měření a hodnocení psycho-fyziologického stavu s aplikovatelností na piloty civilního letectví. Na základě naměřených dat student verifikuje vhodnost nim navržených metod. Student vytvoří softwarové grafické uživatelské prostředí pro účely zobrazení, exportu a hodnocení naměřených dat.

Na základě vypracování diplomové práce budou optimalizovány postupy pro snímání fyziologických parametrů a metody pro jejich hodnocení s hlavním ohledem na využití v letecké dopravě.

### Seznam odborné literatury:

- [1] BONNER, Malcolm A. a Glenn F. WILSON., Heart Rate Measures of Flight Test and Evaluation, The International Journal of Aviation Psychology, ročník 12, číslo 1, 2002, 63-77 s., DOI: 10.1207/S15327108IJAP1201\_6.
- [2] KOGLBAUER, Ioana, K. Wolfgang KALLUS, Reinhard BRAUNSTINGL a Wolfram BOUCSEIN, Recovery training in simulator improves performance and psychophysiological state of pilots during simulated and real visual flight rules flight, The International Journal of Aviation Psychol, ročník 21, číslo 4, 2011, 307-324 s., DOI: 10.1080/10508414.2011.606741
- [3] SCHLENKER, Jakub et al., Recurrence Quantification Analysis: A Promising Method for Data Evaluation in Medicine, European Journal for Biomedical Informatics, ročník 10, 2014
- [4] BROOKHUIS, Karel A. a Dick DE WAARD, Monitoring drivers' mental workload in driving simulators using physiological measures, Accident Analysis, ročník 42, číslo 3, 2010, 898-903 s., DOI: 10.1016/j.aap.2009.06.001.

Vedoucí: Ing. Martin Otáhal, Ph.D.  
Konzultant: Ing. Vladimír Socha, Ing. Luboš Socha, Ph.D. et Ph.D., Ing. Stanislav Kušmírek

Zadání platné do: 20.08.2017

  
vedoucí katedry / pracoviště

  
děkan

V Kladně dne 23.02.2016



## Abstrakt

Tato práce se zabývá hodnocením mentální zátěže pilotů na základě naměřených psychofyzilogických parametrů. V první části jsou shrnuty metody již použité v různých studiích. Na základě tohoto přehledu jsou navrženy a optimalizovány metody pro hodnocení psychofyzilogického stavu pilotů v této práci. Ve druhé části jsou tyto metody realizovány na naměřených datech, které byly získány při výcviku pilotů na Letecké fakultě TU v Košicích. Měření se zúčastnilo čtyřicet subjektů, kteří absolvovali výcvik na leteckém simulátoru TRD40 a v letadle typu Diamond DA-40. Data byla získána pomocí měřicího systému FlexiGuard. Hodnocena byla tepová frekvence na základě časové, spektrální a rekurentní analýzy, dechová frekvence a myopotenciál na základě rekurentní analýzy. Dále byla statisticky hodnocena přesnost pilotová, která se využila při výběru nejvíce signifikantních parametrů pro určení psychofyzilogické zátěže. Mezi vybrané parametry tepové frekvence patřily střední hodnota tepové frekvence (HR) a RR intervalů, RMSSD, DET, DIV, RATIO, TT a TND. U dechové frekvence byl jako statisticky významný parametr vybrán MAXV.

**Klíčová slova:** tepová frekvence, dechová frekvence, myopotenciál, psychická zátěž, výcvik pilotů



## Abstract

The aim of this work is assessing mental workload of pilots based on the measured psychophysiological parameters. The first section of this thesis summarizes the methods used in different studies. Methods for capturing and evaluation of psychophysiological parameters of the pilots are designed on the basis of this review. In the second part, these methods are implemented on measured data obtained during pilot's training at Aviation faculty TU in Kosice. Measurement was attended by forty subjects that passed training on a flight simulator TRD40 and aircraft type Diamond DA-40th. Data were collected using a measurement system FlexiGuard. In this work was assessed mental workload based on heart rate, respiratory rate and myopotentials based on time, spectral and recurrent analysis. Furthermore, accuracy of piloting was assessed based on statistical analysis and it was used in selecting the most significant parameters for classified level of psychophysiological load. Mean heart rate (HR) and RR intervals, RMSSD, DET, DIV, RATIO, TT and TND were among the selected parameters of heart rate. For respiratory rate MAXV was selected as statistically significant parameter.

**Keywords:** heart rate, respiratory rate, myopotential, mental workload, training of pilots



## Poděkování

Na tomto místě bych chtěla poděkovat vedoucímu Ing. Martinu Otáhalovi, Ph.D. za jeho vstřícnost, čas a pomoc při vypracování této diplomové práce. Dále bych chtěla velmi poděkovat Ing. Vladimíru Sochovi, Ph.D., který mi po celou dobu práce pomáhal a bez jehož rad a podpory bych jen stěží dovedla tuto práci ke zdárnému konci. Velký dík patří též mé rodině, která mě podporovala po celou dobu studia a dodávala mi odvalu se nevzdat. V neposlední řadě bych zde ráda poděkovala spolužákům, kteří mi ukázali, co znamená užívat si studentského života a zároveň zvládat všechny zkoušky. Díky tomu pro mě nebylo studium pouze nudným „šprtáním“, ale obdobím života, na které nikdy nezapomenu.



## Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Hodnocení psychofyziologického stavu u pilotů ve výcviku“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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).

V Kladně dne 20. května 2016

.....

*Podpis*



# Obsah

|   |           |
|---|-----------|
| <b>Úvod</b>   | <b>12</b> |
| <b>1 Psychická zátěž pilotů</b>                       | <b>14</b> |
| 1.1 Srdeční činnost . . . . .                         | 14        |
| 1.2 Respirace . . . . .                               | 16        |
| 1.3 Jiné vlivy na psychickou zátěž . . . . .          | 17        |
| 1.4 Hodnocení psychické zátěže ve studiích . . . . .  | 18        |
| <b>2 Hodnocení vybraných fyziologických parametrů</b> | <b>23</b> |
| 2.1 Spektrální analýza HRV . . . . .                  | 23        |
| 2.1.1 Výkonová spektrální hustota . . . . .           | 24        |
| 2.1.2 Spektrální komponenty . . . . .                 | 24        |
| 2.1.3 Fourierova transformace . . . . .               | 27        |
| 2.1.4 Welchova metoda . . . . .                       | 28        |
| 2.1.5 Lombův periodogram . . . . .                    | 30        |
| 2.2 Rekurentní analýza . . . . .                      | 31        |
| 2.2.1 Rekurentní graf . . . . .                       | 31        |
| 2.2.2 Rekurentní kvantifikační analýza . . . . .      | 33        |
| 2.3 Popisná statistika . . . . .                      | 37        |
| 2.3.1 Aritmetický průměr . . . . .                    | 37        |
| 2.3.2 Medián . . . . .                                | 37        |
| 2.3.3 Kvantil a kvartil . . . . .                     | 38        |
| 2.3.4 Mezikvartilové rozpětí . . . . .                | 38        |
| 2.4 Kolmogorov – Smirnov test . . . . .               | 38        |
| 2.5 Spearmanův korelační koeficient . . . . .         | 39        |
| 2.6 Dvouvýběrový Wilcoxonův test . . . . .            | 39        |
| <b>3 Cíle a hypotézy</b>                              | <b>41</b> |



|   |           |
|---|-----------|
| <b>4 Metodika měření</b>  | <b>43</b> |
| 4.1 Výběr subjektů . . . . .  | 43        |
| 4.2 Stanovení metodiky měření . . . . .                                     | 44        |
| 4.3 Systém sběru dat . . . . .  | 47        |
| 4.3.1 Systém sběru dat pro hodnocení přesnosti pilotování . . . . .         | 48        |
| 4.3.2 Systém sběru fyziologických parametrů . . . . .                       | 48        |
| 4.3.3 Použité senzory pro snímání fyziologických parametrů . . . . .        | 49        |
| <b>5 Analýza a zpracování dat</b>   | <b>52</b> |
| 5.1 Předzpracování a zpracování naměřených dat . . . . .                    | 53        |
| 5.1.1 Zpracování tepové frekvence . . . . .                                 | 55        |
| 5.1.2 Zpracování dechové frekvence . . . . .                                | 56        |
| 5.1.3 Zpracování myopotenciálu a fyzické aktivity pravé horní končetiny . . | 57        |
| 5.2 Zpracování přesnosti pilotování . . . . .                               | 58        |
| 5.2.1 Výsledky hodnocení přesnosti pilotování . . . . .                     | 60        |
| 5.3 Výběr statisticky nejvýznamnějších parametrů . . . . .                  | 70        |
| 5.3.1 Výsledky výběru parametrů . . . . .                                   | 70        |
| <b>6 Diskuze</b>  | <b>80</b> |
| <b>7 Závěr</b>  | <b>85</b> |
| <b>Seznam použité literatury</b>  | <b>88</b> |
| <b>Přílohy</b>  | <b>94</b> |





## Seznam obrázků

|      |  |    |
|------|--|----|
| 1.1  | Spektrální odhad HRV. . . . .  | 16 |
| 1.2  | Trend RRCV při zvyšování psychické zátěže na pilota. . . . .   | 19 |
| 2.1  | Spektrální analýza (AR model) variability RR intervalů u zdravých jedinců v klidu a během testu na nakloněné rovině. . . . . | 25 |
| 2.2  | Pravidelné překrytí pro $K = 2$ a s překrývající částí $2/3$ . . . . .   | 29 |
| 4.1  | Ukázka jedné části výběrového testu. . . . .   | 44 |
| 4.2  | Harmonogram výcviku skupiny A, B a C. . . . .  | 46 |
| 4.3  | Zařízení, ve kterých probíhal výcvik – a) letecký simulátor TRD40, b) letadlo typu Diamond DA40. . . . .                     | 47 |
| 4.4  | Jednotlivé vrstvy snímacího systému FlexiGuard. . . . .  | 49 |
| 4.5  | Umístění jednotlivých senzorů. . . . .   | 51 |
| 5.1  | Ukázka záznamu psychofyziologických parametrů pro subjekt 31 z letu T2M. . . . .   | 52 |
| 5.2  | Ukázka uživatelského prostředí pro předzpracování naměřených fyziologických dat. . . . .                                     | 54 |
| 5.3  | Signál myopotenciálu s šumem a po aplikaci mediánového filtru. . . . .   | 57 |
| 5.4  | Graf chybovosti v udržení konstantní výšky při přímočarém horizontálním letu. . . . .  | 61 |
| 5.5  | Graf chybovosti v udržení konstantní magnetického kurzu při přímočarém horizontálním letu. . . . .                           | 62 |
| 5.6  | Graf chybovosti v udržení náklonu letadla při horizontální zatáčce o $360^\circ$ . . . . .                                   | 63 |
| 5.7  | Graf chybovosti v udržení konstantní nadmořské výšky při horizontální zatáčce o $360^\circ$ . . . . .                        | 64 |
| 5.8  | Graf chybovosti v udržení vertikální rychlosti stoupání při stoupavé zatáčce o $180^\circ$ . . . . .                         | 65 |
| 5.9  | Graf chybovosti v udržení náklonu při stoupavé zatáčce o $180^\circ$ . . . . .   | 66 |
| 5.10 | Graf chybovosti v udržení vertikální rychlosti klesání při klesavé zatáčce o $180^\circ$ . . . . .                           | 67 |
| 5.11 | Graf chybovosti v udržení náklonu při klesavé zatáčce o $180^\circ$ . . . . .  | 68 |
| 5.12 | Normované hodnoty chybovosti v průběhu výcviku. . . . .  | 69 |



|   |    |
|---|----|
| 5.13 Grafická prezentace průběhu parametru Mean HR během výcviku. . . . .                     | 71 |
| 5.14 Grafická prezentace průběhu parametru Mean RR během výcviku. . . . .                     | 72 |
| 5.15 Grafická prezentace průběhu parametru RMSSD během výcviku. . . . .                       | 73 |
| 5.16 Grafická prezentace průběhu parametru DIV během výcviku. . . . .                         | 74 |
| 5.17 Grafická prezentace průběhu parametru DET během výcviku. . . . .                         | 75 |
| 5.18 Grafická prezentace průběhu parametru RATIO během výcviku. . . . .                       | 76 |
| 5.19 Grafická prezentace průběhu parametru TT během výcviku. . . . .                          | 77 |
| 5.20 Grafická prezentace průběhu parametru TND během výcviku. . . . .                         | 78 |
| 5.21 Grafická prezentace průběhu parametru MAXV u dechové frekvence během<br>výcviku. . . . . | 79 |



## Seznam tabulek

|      |  |    |
|------|--|----|
| 5.1  | Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení výšky pro horizontální přímočarý let. . . . .                       | 60 |
| 5.2  | Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení magnetického kurzu pro horizontální přímočarý let. . . . .          | 61 |
| 5.3  | Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení náklon letadla při horizontální zatáčce o 360°. . . . .             | 63 |
| 5.4  | Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení konstantní nadmořské výšky při horizontální zatáčce o 360°. . . . . | 64 |
| 5.5  | Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení vertikální rychlosti stoupání při stoupavé zatáčce o 180°. . . . .  | 65 |
| 5.6  | Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení náklonu při stoupavé zatáčce o 180°. . . . .                        | 66 |
| 5.7  | Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení vertikální rychlosti klesání při klesavé zatáčce o 180°. . . . .    | 67 |
| 5.8  | Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení náklonu při klesavé zatáčce o 180°. . . . .                         | 68 |
| 5.9  | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr Mean HR u tepové frekvence. . .  | 71 |
| 5.10 | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr Mean RR u tepové frekvence. . .  | 72 |
| 5.11 | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr RMSSD u tepové frekvence. . . .  | 73 |
| 5.12 | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr DIV u tepové frekvence. . . . .  | 74 |
| 5.13 | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr DET u tepové frekvence. . . . .  | 75 |
| 5.14 | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr RATIO u tepové frekvence. . . . .  | 76 |
| 5.15 | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr TT u tepové frekvence. . . . .   | 77 |
| 5.16 | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr TND u tepové frekvence. . . . .  | 78 |
| 5.17 | Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr MAXV u dechové frekvence. . . .  | 79 |



## Seznam symbolů a zkratek

|         |  |
|---------|--|
| ANS     | Autonomní nervový systém   |
| AVDL    | Průměrná délka diagonálních čar v rekurentním grafu  |
| BR      | Dechová frekvence  |
| DET     | Determinismus v rekurentním grafu  |
| DFT     | Diskrétní Fourierova transformace  |
| DIV     | Divergence v rekurentním grafu   |
| EDA     | Elektrodermální aktivita   |
| EKG     | Elektromyogram   |
| EMG     | Elektromyogram   |
| ENTR    | Shannonova entropie délek diagonálních čar v rekurentním grafu                             |
| FFT     | Rychlá Fourierova transformace   |
| HF      | Pásmo vysokých frekvencí   |
| HR      | Tepová frekvence   |
| HRV     | Variabilita tepové frekvence   |
| LAM     | Laminarita v rekurentním grafu   |
| LF      | Pásmo nízkých frekvencí  |
| LMAX    | Maximální délka diagonální čáry v rekurentním grafu  |
| MAXV    | Maximální délka vertikálních čar v rekurentním grafu                                       |
| MBP     | Střední tlak arteriálního tlaku  |
| Mean HR | Střední hodnota tepové frekvence   |
| Mean RR | Střední hodnota RR intervalů   |
| PSD     | Výkonová spektrální hustota  |
| RATIO   | Poměr DET a RR v rekurentním grafu   |
| RMS     | Efektivní hodnota (root mean square)   |
| RMSSD   | Druhá odmocnina sumy druhých mocnin středních hodnot rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů |



|       |   |
|-------|---|
| RP    | Rekurentní graf                                     |
| RQA   | Rekurentní kvantifikační analýza                    |
| RR    | Recurrence rate                                     |
| SA    | Uvědomování si situace                              |
| SDNN  | Směrodatná odchylka RR intervalů                    |
| TND   | Trend v rekurentním grafu                           |
| TOTAL | Celkový výkon                                       |
| TT    | Průměrná délka vertikálních čar v rekurentním grafu |
| VLF   | Pásmo velmi nízkých frekvencí                       |
| Vt    | Dechový objem                                       |



## Úvod

Letečtí piloti musí zvládnout řídit mnohem komplexnější vozidlo než řidiči aut. Než získají pilotní licenci, musí projít přísným tréninkovým programem. Kokpit letadla je informačně vysoce náročné prostředí. Díky zvýšení intelektualizace a informatizace letového provozu a také rozvoji designu informačního rozhraní kokpitu, se piloti musí vypořádat s několika informacemi v jednom okamžiku najednou [1]. Moderním zobrazovacím systémem je glass kokpit, který na první pohled vypadá přehledně a snaží se být co nejvíce intuitivní. Stejně jako u analogového typu zobrazení je však komplexní systém stále opožděný za scénou. Důsledkem je pro pilota stále se zvyšující náročnost spočívající v nepřetržitém sledování všech displejů systému nových moderních letadel [2]. Právě pozornost pilota je základním předpokladem pro úspěšné řízení letadla. Při dlouhých letech se používají vysoce automatizované systémy, které ovšem vedou ke ztrátě pozornosti pilota. Pokud dojde k nečekané události vyžadující okamžitou reakci, pilot nemusí být schopen reagovat včas, protože u něho došlo ke ztrátě situačního povědomí [3, 4].

Podle statistik bezpečnosti leteckého provozu neadekvátní uvědomování si situace (SA) významně přispívá k počtu nehod. Celosvětová data ukazují, že mezi lety 1993 – 2007 bylo 46 % fatálních nehod způsobeno právě leteckou posádkou. Také neefektivní mentální stav pilota, jako je např. vrchol psychické zátěže, nedostatek (SA) a únava, hraje důležitou roli ve sledu událostí, které vedly k mnoha nehodám. Další příčinou jsou nezvyklé letové polohy, zastavení motoru či otáčení. 80 % nehod bylo způsobeno alespoň jednou chybějící dovedností. Nejčastějšími chybami byly nedostatečné ovládání rychlosti letadla, nesprávná kompenzace větru a výskyt zástavy motoru nebo otáčení. Z toho důvodu je velmi důležité se snažit pochopit chování pilota a neustále zlepšovat výkon posádky [2, 5].

Tato práce se v první části zabývá analýzou současného stavu dané problematiky. Jsou zde uvedeny možnosti snímání a hodnocení fyziologických parametrů, které byly použity pro hodnocení psychické zátěže u pilotů, řidičů a námořníků. V další části jsou vybrané



metody hodnocení aplikovány na naměřená data získaná při výcviku pilotů. Součástí této práce je i návrh softwaru, který je schopný data zpracovat a vyhodnotit. Na závěr jsou vybrány statisticky nejvýznamnější parametry, které je možné použít pro hodnocení psychofyzilogického stavu pilotů.



# 1 Psychická zátěž pilotů

Ačkoliv neexistuje obecná definice psychické zátěže, může být definována jako aktuálně použité množství kognitivních zdrojů osoby v časovém okamžiku. Člověk má však omezené množství kognitivních zdrojů, a proto lehce dojde ke snížení lidského výkonu vlivem těžké psychické zátěže [6].

Psychická zátěž se může hodnotit dvěma různými způsoby. Psychologické metody jsou založeny na pohovoru nebo vyplňování dotazníků. Jedná se pouze o subjektivní hodnocení, které probíhá až po dokončení dané události, a proto může být zavádějící. Na druhé straně jsou fyziologické studie, které objektivně hodnotí zátěž díky změnám v lidském těle. Velmi často se pro hodnocení psychické zátěže u řidičů či pilotů používá kombinace obou těchto metod [7, 8].

Jako nejčastěji používané a poskytované informace o reakci člověka na určitou zátěž jsou fyziologické ukazatele pocházející z činnosti autonomního nervového systému (ANS). Tento způsob se využívá v oblastech, kde velikost zátěže nelze určit z měření výkonu jedince. Mezi běžně používané ukazatele ANS patří tepová frekvence, respirace, elektrodermální aktivita (EDA) a vodivost kůže. Mentální zátěž je ucelená koncepce s mnoha aspekty, které nelze zachytit měřením jednoho fyziologického parametru. Z toho důvodu je lepší použití kombinaci technik [9, 10, 11].

## 1.1 Srdeční činnost

Pulzace srdce je založena na základním rytmu daným sino-atriálním uzlem a ovlivňována oběma větvemi ANS v závislosti na požadavcích (fyzické a psychické úsilí). ANS se skládá ze sympatiku a parasympatiku, které jsou úzce spojeny. Sympatický nervový systém je dominantní při stresu. Proto je možné vyhodnotit psychickou zátěž ovlivňovanou ANS měřením RR intervalu, což je převrácená hodnota tepové frekvence (HR) pro daný moment. Při měření aktivity srdce se nejčastěji používá nahrávání EKG. V průběhu měření je





možné pozorovat pravidelně se opakující vlnu P, QRS komplex a vlnu T. RR interval je časový úsek mezi hroty vlny R, který se v průběhu času mění. Variabilita tepové frekvence (HRV) mezi jednotlivými údery srdce nese zajímavou informaci o psychické zátěži. Obecně je kardiovaskulární reakce na zvýšené mentální úsilí charakterizována zvýšením HR a krevního tlaku a snížením HRV. Tento vzor platí především pro krátce trvající úkoly v laboratorních studiích, které vyžadují plný mentální výkon [8, 11, 12, 13, 14, 15].

HR se nejčastěji snímala holterovským systémem, který není invazivní. Je možné použít AgCl elektrody umístěné na kůži, z kterých se získá elektrokardiogram. Další možností je hrudní pás, který do PC nejčastěji posílá vypočítanou HR nebo RR intervaly [11, 16, 17, 18].

V některých studiích se pro standardizaci dat měřila tepová frekvence před a po provedeném experimentu. Standardizovaná data se získala pomocí vzorce:

$$z_i(HR) = \frac{HR_i - M_i}{SD_i}, \quad (1.1)$$

kde  $z_i(HR)$  je výchozí opravená hodnota pro subjekt  $i$ ,  $HR_i$  je absolutní hodnota pro subjekt  $i$ ,  $M_i$  je střední výchozí hodnota pro subjekt  $i$  a  $SD_i$  směrodatná odchylka jednotlivých základních hodnot [5, 10, 12].

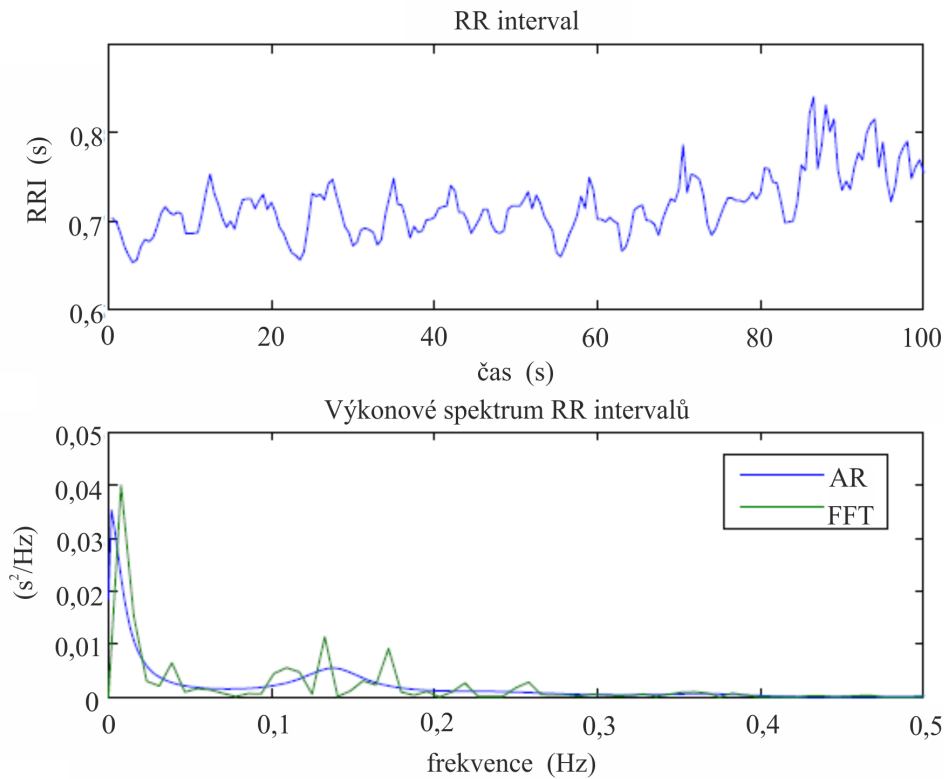
Získané údaje RR intervalů je nutné převést na ekvidistantní data. Jednou z možností převodu je spline interpolace. Poté už je možné provést rychlou Fourierovu transformaci (FFT) [10, 12, 17, 19].

Velmi často používanou metodou hodnocení psychické zátěže pomocí HR je spektrální analýza variability tepové frekvence (viz obr. 1.1). Jejím základem je hodnocení amplitud srdečního intervalu při různých frekvencích [13]. Pásmo nízkých frekvencí (LF) je mezi 0,04 – 0,15 Hz, pásmo vysokých frekvencí (HF) je mezi 0,15 – 0,4 Hz. LF je ovlivněno sympatickým i parasympatickým nervovým systémem. HF je ovlivněno pouze parasympatickým nervovým systémem [8, 12, 18]. Pro určení velikosti psychické zátěže se počítají hodnoty sympatického

nervového systému SNS):

$$SNS(i) = LF(i)/HF(i), \quad (1.2)$$

kde  $LF$  je nízká frekvenční amplituda spektra RR intervalů a odpovídá sympatiku, zatímco  $HF$  je vysoká frekvenční amplituda spektra RR intervalů a odpovídá parasympatiku. Nárůst  $SNS$  tedy znamená zvýšení psychické zátěže [12, 14, 16, 17].



Obrázek 1.1: Spektrální odhad HRV [8].

## 1.2 Respirace

Existuje několik způsobů, jak lze využít měření respirace ke zjištění psychické zátěže. Některé lze využít pouze v laboratorních podmínkách, zatímco jiné je možné měřit v prostředí reálného světa. Nejběžnějším typem měření respirace je snímání rychlosti dýchání. Mezi další



možnosti patří sledování objemu vzduchu vstupujícího a vystupujícího z plic a měření oxidu uhličitého ve vydechovaném vzduchu [20].

Dechová frekvence (BR) je definována jako počet dechů za dané časové období, nejčastěji za minutu. Jedná se o indikátor psychické zátěže, který lze získat neinvazivním měřením, jenž nepřekáží v pohybu. Dýchání je citlivé na změny v zátěži a obecně platí, že zvýšení dechové frekvence svědčí o vyšší zátěži. BR bylo též použito jako indikátor emocionálních stavů, stresu, vzrušení a psychické zátěže. Právě citlivost BR na jiné faktory než je psychická zátěž způsobuje problémy ve spolehlivosti a konzistentnosti. Další potíže souvisí s přerušáním dýchání zapříčiněné řečí. Z toho důvodu nelze měření BR použít, pokud je nutný mluvený projev. Další vliv má fyzická aktivita, která je někdy spojena se zvýšenou psychickou zátěží a způsobuje zvýšení rychlosti a hloubku dýchání [21].

Pro hodnocení respirace je možné použít čtyři pásma výkonového spektra. Jejich hustota se vypočítá součtem energií v pásmech 0 – 0,1 Hz, 0,1 – 0,2 Hz, 0,2 – 0,3 Hz a 0,3 – 0,4 Hz. Používanými metodami jsou Hanningovo okno a Welchova metoda [14]. Respirační frekvenční složku (RF, respirační frekvence  $\pm 0,05$  Hz) lze kvantifikovat pomocí střední amplitudy z FFT spektrální analýzy [19].

### 1.3 Jiné vlivy na psychickou zátěž

#### Elektromyogram (EMG)

Při hodnocení psychické zátěže pomocí elektromyogramu se nejčastěji používají povrchové elektrody, jejichž výhodou je neinvazivnost a schopnost detekovat svalovou aktivitu. Povrchové EMG je aktivováno pomocí myšlení či kognitivní práce. Je tedy vhodné pro použití při zjištění skutečného stavu pozornosti řidiče (pilota), nejčastěji v kombinaci s jinými fyziologickými signály [22].

V této souvislosti se výzkum častěji zaměřuje na činnost obličejových svalů nebo trapézového



svalu. Bylo zjištěno, že různé obličejové svaly jsou rozdílně citlivé na změny v psychické zátěži. Signál z povrchové elektrody je téměř vždy zašumělý a před jeho dalším zpracováním je nutná filtrace. Pro kvantifikaci svalové činnosti ze signálu lze použít parametr efektivní hodnota (root mean square – RMS) amplitudy [23].

## Teplota

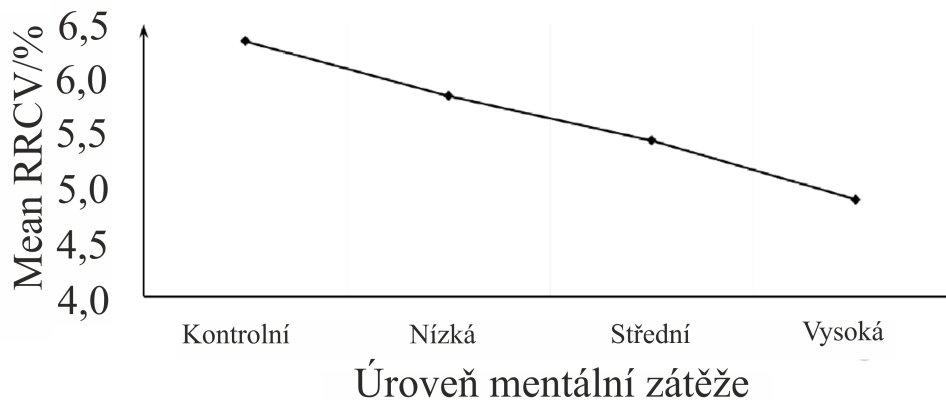
Měření teploty se ve výzkumu psychické zátěže provádí nejčastěji v obličejové části. Teplota kůže v oblasti nosu se porovnává s teplotou kůže na čele, která je poměrně stabilní i po změně psychické zátěže. Snížení nosní teploty při zvýšené zátěži je připisováno reakcí ANS vazokonstrikcí. Základním mechanismem je, že psychickou zátěž mohou vyvolat periferní metabolické reakce, které jsou zprostředkované především sympatickým nervovým systémem. Při aktivaci sympatiku dojde k vazokonstrikci, jež způsobí snížení krevního průtoku v periferních kapilárách. Díky tomu obecně platí, že teplota kůže klesá při zvýšení psychické zátěže [12, 24].

## 1.4 Hodnocení psychické zátěže ve studiích

Výběrem vhodné metody měření psychické zátěže se zabývalo několik studií. V jedné z nich byla měřena psychická zátěž pomocí tří různých fyziologických ukazatelů. Deset subjektů provádělo dvojitou úlohu složenou ze sledování a mentální aritmetiky, během které jim byly měřeny EOG, EKG a EEG. Psychická zátěž byla vyhodnocena z potlačení alfa vln EEG signálu, intervalu mrkání a analýzou HRV výkonového spektra. Všechna fyziologická měření byla následně zkombinována do jednoho pomocí faktorové analýzy založené na váhových koeficientech. Na závěr byla použita vícenásobná regresní analýza [13]. V další studii byl zjišťován vliv psychické zátěže na fyziologické parametry pomocí měření krevního tlaku, teploty kůže, vodivosti kůže a tepelného toku kůže. Dvanáct subjektů bylo testováno pomocí dvou různých mentálních zátěžových testů. Z výsledků vyplývá, že měření krevního tlaku je vhodné použít pro kvantifikaci psychické zátěže a jako doplňující měření je vhodnější použít tepelný tok oproti teplotě kůže [18]. Kombinace měření RR intervalů a nasální teploty

byla využívána ve studii zabývající se psychickou zátěží námořníků. EKG bylo měřeno hrudním pásem a teplota termografem. Měření probíhalo na lodním simulátoru vyvinutém pro sledování lidských faktorů při operacích s loděmi [12].

Měření více fyziologických parametrů zároveň bylo využito taktéž při studování reakce pilotů na zvyšující se psychickou zátěž během simulovaného letu. Subjektivní hodnocení bylo založeno na NASA TLX. Pro hodnocení psychické zátěže byly měřeny HRV, střední průměr zornice oka a indexy otvírání očního víčka. Během letu piloti sledovali měnící se letové informace a neustále na ně reagovali. Čím vyšší počet abnormálních informací museli řešit, tím byl předpokládán vyšší psychologický index. RRCV byl použit jako časový index, který odrazil rozptýlení HRV. Čím vyšší byla jeho hodnota, tím více byla rozptýlena odchylka tepové frekvence. Se zvyšováním psychické zátěže docházelo ke snížení RRCV, což je vidět na obr. 1.2 [1].



Obrázek 1.2: Trend RRCV při zvyšování psychické zátěže na pilota [1].

Závislost fyziologických parametrů na psychické zátěži byla potvrzena ve studii, při které byla subjektům během experimentu měřena mentální zátěž pomocí HR získané z EKG, středního arteriálního krevního tlaku (MBP) z levého palce, tepového objemu z impedančního kardiogramu a dechového objemu získaného pomocí masky. V experimentálních datech byly pozorovány charakteristické modely v závislosti na úkolu. Např. zrychlení HR a MBP elevace



bylo obzvláště znatelné při aritmetickém počítání, zrychlení dechové frekvence a snížení jeho amplitudy se projevilo zejména při sledování barevné shody. Studie potvrdila závislost fyzických parametrů na psychické zátěži [19].

Méně často byly studie zaměřeny pouze na měření jednoho fyziologického parametru. Nejčastěji používaným parametrem je tepová frekvence. Ve studii zabývající se analýzou kardio-respirační reakce na psychickou zátěž bylo snímáno jednokanálové EKG, z kterého bylo vyextrahováno HRV. Data byla převzorkována na 4 Hz. Pro výpočet PSD byl u spektrální analýzy HRV použit Welchův periodogram s 96s posuvným oknem a 50% překrytím. Náhradní respirační signál byl získán z EKG signálu pomocí analýzy hlavních komponent a jeho spektrum bylo vypočítáno v rozmezí 0 – 0,5 Hz. Během provádění úkolů byl pozorován prudký pokles LF u většiny subjektů. U některých subjektů bylo pozorováno zvýšení výkonové špičky frekvence dýchání při spuštění úlohy [25]. Vliv psychické zátěže na srdeční činnost byl také pozorován během jednoho letu u profesionálních pilotů. Měřením EKG pomocí elektrod byl získán záznam tepové frekvence. Z výsledků vyplývá, že kromě snížení průměru RR intervalů během zvýšené psychické zátěže, došlo ke snížení vysokofrekvenčních složek během přiblížení a přistávací fáze. Po ukončení letu došlo opět k návratu do normálu [26].

Často byly ve studiích využívány obě metody měření psychické zátěže – na základě fyziologických parametrů i subjektivního hodnocení. Jedna z nich se zabývala psychickou zátěží pilotů helikoptéry. Měřeno bylo EMG, HR, vodivost kůže (SC) a respirace v laboratorních podmínkách. Deset subjektů mělo za úkol řídit vrtulník pomocí joysticku a proletět danými místy. Byla hodnocena HR, root mean squares (RMS) EMG flexoru digitorum a trapezového descendens, dechový objem ( $V_t$ ) a SC ze dvou prstů. Zátěž piloti také hodnotili pomocí NASA TLX [27]. Kombinace fyziologického měření (EKG) a psychologického měření (NASA TLX) byla též využita u hodnocení psychické zátěže řidičů na simulátoru. Pro porovnání obou metod byla použita kvantifikační metoda násobné lineární regrese. Subjekty byly klasifikovány podle jejich agrese. Navržená metoda ukázala možnost



odhadnout úroveň psychické zátěže řidičů s vysokou přesností [8].

Při dlouhodobých letech je využívána funkce autopilota, která ovládá stroj bez asistence lidské posádky. Pokud nastane neočekávaná situace, musí být pilot schopný ihned převzít řízení a vyřešit danou situaci. Tzv. adaptivní automatizaci se zabývala studie, které se zúčastnilo 18 subjektů. Ty během simulovaného letu musely plnit několik úkolů. Simulovaný režim autopilota byl ukončen turbulencemi. Pro každý subjekt a každé psychofyziologické měření byla požadovaná vyhodnocovací hodnota získána aritmetickým průměrem základních psychofyziologických záznamů. Měřena byla elektrodermální aktivita (EDA), EKG a respirace pomocí komerčního polygrafu připojeného osobním počítačem s uživatelským softwarovým balíčkem (PSYCHOLAB). Frekvenční elektrodermální odpověď byla hodnocena pomocí rozdílu mezi nominální a aktuální hodnotou a porovnána párovými t-testy. Stejný postup byl použit i pro součet EDR amplitud. Studie ukázala, že kombinace měření různých fyziologických systémů pro adaptivní automatizaci jsou mnohem lepší díky jejich různé citlivosti [4].

Schopností předvídat různé nezvyklé situace a reakcemi na ně se zabývala studie, které se zúčastnili soukromí piloti. Jejich úkolem bylo navrácení stavu z nezvyklých pozic během simulovaného a reálného letu. Sledovány byly letové výkony, psychofyziologická měření srdeční a elektrodermální činnosti a subjektivní měření psychické zátěže. Výsledky ukazovaly pozitivní vliv tréninkového programu na zlepšení schopností a změnu vzorů psychofyziologického probouzení, zátěže a emocí [5]. Význam výcviku pro zvýšení přesnosti vykonávaných manévřů a zároveň snížení psychické zátěže ukázala také studie pro hodnocení psychické zátěže pilota ve výcviku při manévrování na simulátoru letadla. Subjekty cvičily po dobu tří měsíců, během kterých jim byla snímána tepová frekvence pomocí hrudního pásu. Naměřené RR intervaly byly nejprve upraveny pomocí spline interpolace a poté dále interpolovány pomocí MEM (maximum entropy method). Tímto způsobem byl získán poměr LF/HF, díky kterému byla hodnocena psychická zátěž v průběhu celého výcviku i během jednotlivých cvičení [17].



Vliv různých dopravních podmínek a počasí na psychickou zátěž řidičů byl zkoumán při jejich simulaci. Zaznamenáváno bylo EKG pomocí Ag-AgCl elektrod a systolický krevní tlak. RR intervaly byly normovány a jejich spektrální analýzou byly získány frekvenční pásma LF a HF a střední hodnota HRV. Z výsledků vyplývá, že při mlze došlo ke snížení HRV, což odpovídá zvýšené psychické zátěži [28]. Vliv různých podmínek na psychickou zátěž nebyl zkoumán pouze při simulované jízdě, ale též během reálných jízd v autě. Zatímco řidiči absolvovali danou cestu, byly zaznamenávány EKG, elektromyogram, vodivost kůže a dýchání. Analyzována byla data z pětiminutového intervalu během odpočinku, řízení na dálnici a řízení ve městě. Z naměřených dat byl vypočítán normalizovaný průměr EMG, normalizovaný průměr a rozptyl respirace, HR a vodivost kůže na ruce a na noze [14].





## 2 Hodnocení vybraných fyziologických parametrů

Pro hodnocení psychofyziologického stavu byly vybrány parametry tepová frekvence, dechová frekvence a myopotenciál naměřený u pilotů ve výcviku. V předchozí kapitole jsou popsány metody, kterými je možné tyto parametry hodnotit. Na základě tohoto shrnutí je tepová frekvence hodnocena pomocí časové analýzy a spektrální analýzy variability srdeční frekvence. Jako nová metoda, která zatím byla použita pouze v několika případech, je použita rekurentní analýza. Pomocí této metody jsou hodnoceny všechny 3 naměřené parametry. Pro porovnání vypočítaných proměnných z jednotlivých měření je použit korelační koeficient. Na závěr je ověřena významnost jednotlivých parametrů pomocí regresní analýzy.

### 2.1 Spektrální analýza HRV

Variabilita srdeční frekvence slouží jako neinvazivní diagnostický nástroj pro hodnocení autonomní funkce. Spektrální analýza HRV se používá nejen v základním výzkumu, ale i v klinické medicíně. Slouží k posuzování autonomního nervového systému srdce a rovnováhy mezi jeho dvěma základními větvemi – sympatickým a parasympatickým systémem. Autonomní aktivita sympatiku a parasympatiku ovlivňuje sinoatriální uzel a tím moduluje interval tepové frekvence, který je v elektrokardiogramu (EKG) známý jako RR interval [29, 30].

Pro výpočet spektra HRV signálu se obecně používá tachogram RR intervalů (doba trvání RR v závislosti na počtu postupných tepů) nebo interpolace diskrétní série událostí (DES - grafické znázornění intervalu  $R_i - R_{i-1}$  v závislosti na čase), čímž se získá spojitý signál jako funkce času. Další možností je výpočet spektra pulsů, kdy každému rozeznávanému QRS komplexu v závislosti na čase odpovídají jednotkové impulsy. Tato volba může ovlivňovat morfologii, měrnou jednotku spektra a měření příslušných spektrálních parametrů [31].



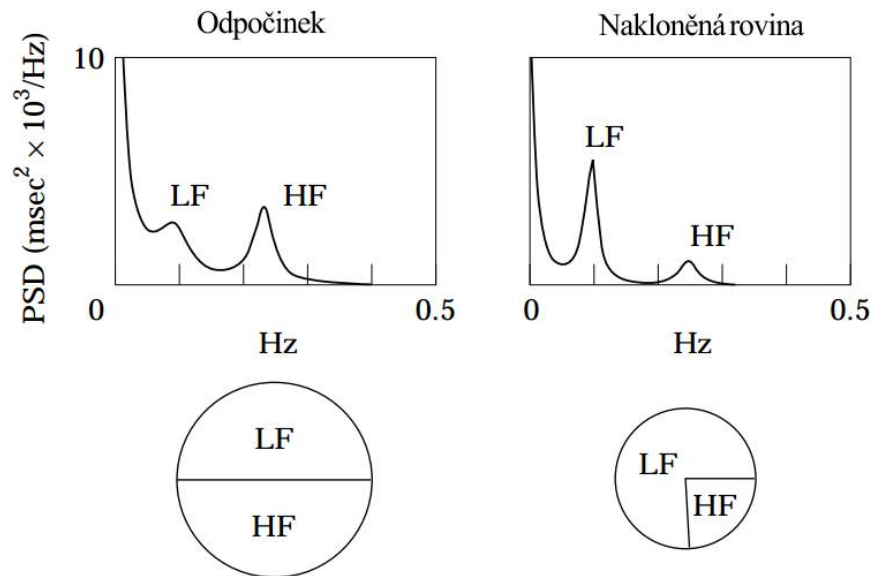
### 2.1.1 Výkonová spektrální hustota

Základní informaci o rozprostření výkonu jako funkce času poskytuje analýza výkonové spektrální hustoty (PSD). Použitím vhodných matematických algoritmů lze získat pouze odhad skutečné PSD signálu, nezávisle na použité metodě. Obecně se metody pro počítání PSD rozdělují na parametrické a neparametrické. Ve většině případů jsou výsledky pro obě tyto metody srovnatelné. Mezi výhody neparametrických metod patří jednoduchost použitého algoritmu (většinou FFT) a vysoká rychlost zpracování. Na druhé straně parametrické metody mají hladší spektrální složky, které mohou být rozlišeny nezávisle na předem vybraných frekvenčních pásmech, snadné post-zpracování spektra s automatickým výpočtem nízko a vysoko frekvenčních výkonových komponent a snadnou identifikaci střední frekvence každé složky. Další výhodou parametrických metod je přesný odhad PSD i na malém počtu vzorků, na kterém se předpokládá stacionární charakter signálu. Základní nevýhodou parametrických metod je nutnost ověřit vhodnost využití zvoleného modelu a jeho komplexnost [31].

### 2.1.2 Spektrální komponenty

Pro hodnocení frekvenční analýzy se používá celkový výkon (TOTAL), což je rozptyl všech normálních RR intervalů. Jedná se o plochu pod celou výkonovou spektrální křivkou od 0 do nejvyšší relevantní frekvence (obvykle  $\leq 0,4$ ). Jednotkou jsou  $m \cdot s^2$  [31, 32].

Ve spektru pro kratší dobu měření se TOTAL rozděluje na tři hlavní složky – velmi nízké frekvence (VLF), nízké frekvence (LF) a vysoké frekvence (HF). Pro 24hodinové nahrávání se navíc rozlišuje komponenta ultra nízké frekvence (ULF). Rozložení výkonu a centrální frekvence LF a HF nejsou pevné, ale mohou se měnit v závislosti na změnách v autonomní modulaci srdečního tepu, jak je vidět na obr. 2.1. Ten ukazuje rozložení dvou hlavních komponent výkonu spektrální analýzy RR intervalů při odpočinku a při testu na nakloněné rovině u zdravých jedinců. Koláčové grafy zobrazují relativní rozložení společně s absolutním výkonem dvou složek reprezentované oblastí [31, 32].



Obrázek 2.1: Spektrální analýza (AR model) variability RR intervalů u zdravých jedinců v klidu a během testu na nakloněné rovině [31].

VLF má frekvenční rozsah 0,01 – 0,04 Hz. Z hlediska fyziologického vysvětlení je velmi málo definováno. Obecně je hlavní část této komponenty připisována neparametrické složce, která nemá koherentní vlastnosti a je ovlivněna vlastnostmi základní linie. Jedná se o smíšenou míru aktivity baroreceptorového reflexu, protože ovlivňuje beat to beat krevní tlak, a aktivity parasympatiku a sympatiku [31, 32].

LF má frekvenční rozsah 0,04 – 0,15 Hz. Je ukazatelem sympatické a parasympatické aktivity a dalších doposud neidentifikovaných faktorů. Uvádí se také, že reprezentuje výsledek baroreflexu. Při zvýšení sympatické aktivity dojde k nárůstu LF výkonu [31, 32].

HF má frekvenční rozsah 0,15 – 0,4 Hz. Spektrální hustota výkonu HF je silně spojena se srdeční aktivitou vagu. Respirační variace pozorovaná při srdeční periodě je přímo úměrná parasympatické kontrole tepové frekvence a její modulace tvoří teoretický střed ve většině analýz HRV. Aby bylo možné měřit aktivitu parasympatiku pomocí HF, je důležité,



aby dechová frekvence byla vysoká a ležela v HF frekvenčním rozsahu. Pokud není tato podmínka splněna, je HF pouze měřením šumu [31, 32].

Měření VLF, LF a HF výkonových komponent se obvykle uvádí v absolutních jednotkách výkonu ( $m \cdot s^2$ ), ale LF a HF se může také měřit v normalizovaných jednotkách (n.u.). Normalizované hodnoty (LF<sub>nu</sub>, HF<sub>nu</sub>) se vypočítají z původních hodnot kteréhokoliv ze dvou krátkodobých frekvenčních pásem (LF nebo HF) děleným celkovým spektrálním výkonem (LF + HF).

$$LF_{nu} = \frac{LF}{TOTAL - VLF} \quad (2.1)$$

$$HF_{nu} = \frac{HF}{TOTAL - VLF} \quad (2.2)$$

Tyto proměnné mají v kvantifikaci HRV dlouhou historii a jsou používané pro vyčíslení proporcionální sympatické a parasympatické aktivity. Poskytují stupeň interpretovatelnosti mezi studii a poměrná změna mezi definovanými frekvenčními pásmy je vnímána jako přibližně stejná bez ohledu na použitou spektrální metodu. Díky tomu jsou zvláště důležité při prozkoumávání dostupné literatury a přímém porovnávání frekvenčních a autokorelačních metod pro výpočet spektrálního výkonu [31, 32].

Poměr výkonu nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky (LF/HF) je běžně používaný pro měření sympatovagální rovnováhy, což je domnělá rovnováha mezi dvěma vzájemně antagonistickými větvemi ANS. Pokud je hodnota LF/HF vyšší než 1, předpokládá se vyšší zapojení sympatiku. Vychází se z matematického základu, kdy hodnoty HRV jsou obvykle vnitřně konzistentní, s tím, že změny ve frekvenčním pásmu v jednotlivých po sobě jdoucích měřeních mohou být směrové nebo proporcionální. Z toho vyplývá, že při akutním stresu dojde ke snížení HF výkonu oproti výchozí hodnotě a že aditivní stres vyvolá další změnu. Naopak LF je indikátor aktivity sympatiku. Z důvodu různé šířky pásem může HF měření obsahovat oproti LF více než dvojnásobné množství šumu. To způsobí, že LF/HF není váhově vyrovnaný poměr a nedojde k vydělení významného množství šumu. Při arytmií proto nelze použít LF/HF k hodnocení zapojení sympatiku/parasympatiku [30, 32].



Ve spektrální analýze se mezi dva nejběžnější přístupy řadí rychlá Fourierova transformace (FFT) a autoregresivní (AR) modelování. FFT je založena na předpokladu, že časovou řadu tvoří pouze deterministické komponenty. Pro AR data se na časové řady pohlíží tak, že jsou tvořeny jak z deterministických tak i náhodných složek [31, 32].

### 2.1.3 Fourierova transformace

Jedním z nejdůležitějších aspektů fyziologických signálů jsou právě jejich oscilační komponenty. Na vzniku HRV se nepochybně podílí nelineární jevy, které jsou určeny složitými interakcemi hemodynamických, elektrofyziologických a humorálních proměnných a také autonomní a centrální nervovou regulací. I když mohou být signály komplikované, může existovat jedna nebo více frekvencí, které jsou vlastní jejich dynamické struktuře [32].

Fourierova transformace se používá pro konverzi dat z časové do frekvenční oblasti a zpět. Fourierovou transformací nahraných signálů získáme informaci o jejich oscilační struktuře. Jedná se o transformaci 1:1, což znamená, že nejsou žádné informace přidány ani ztraceny, ale data jsou pouze reprezentovány dvěma různými způsoby. Normální Fourierova transformace je definována pro spojité signály na celé reálné ose. V případě časových RR intervalů je ale nahrazena diskretní Fourierovou transformací (DFT) [32].

Pro ekvidistantní časovou řadu  $x(t_k)$ , kde  $t_k = k\Delta$  je časový okamžik datového vzorku,  $\Delta$  je vzorkovací interval (inverzní ke vzorkovací frekvenci) a  $k = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ , je DFT  $X(f_n)$ :

$$X(f_n) = \Delta \sum_{k=0}^{N-1} x(t_k) e^{-2\pi i f_n t_k} == \Delta \sum_{k=0}^{N-1} x(t_k) e^{-\frac{2\pi i k n}{N}}, \quad (2.3)$$

kde:

$$f_n = \frac{n}{N\Delta}. \quad (2.4)$$

Když je časová řada  $x(t_k)$  složena z reálných hodnot  $n = 0, \dots, N/2$ , diskretní Fourierovou transformací se získá  $N/2$  komplexních čísel. Díky tomu je stejný počet datových bodů



v  $x(t_k)$  a  $X(f_n)$ , protože první a poslední  $X(f_n)$  mají pouze reálnou část. Výpočet výkonové spektrální hustoty odpovídá druhé mocnině amplitudy frekvenční složky  $f_n$ :

$$PSD(f_n) = |X(f_n)|^2 \quad (2.5)$$

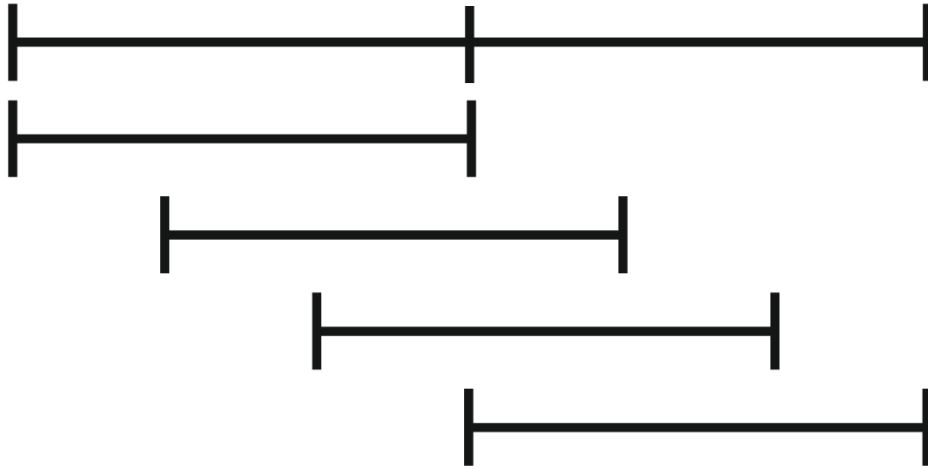
Při používání DFT je nutné dbát na některé její unikátní vlastnosti. První z nich je diskrétní frekvenční stupnice, protože jsou možné pouze  $f_n$  komponenty. Rozlišení frekvenční stupnice nepřímo závisí na počtu datových vzorků  $N$  a intervalu vzorkování  $\Delta$ . Pokud je časová řada  $x(t_k)$  čistá sinová vlna s frekvencí přesně odpovídající jedné z frekvencí  $f_n$ , poté je pouze  $X(f_n)$  nenulová. Ovšem v případě, že se frekvence  $f$  nachází mezi dvěma sousedícími  $f_n$ , nachází se okolo frekvence  $f$  mnoho nenulových spektrálních komponent  $X(f_n)$ . Tento jev se nazývá prosakování z jedné frekvence do jiné v odhadu spektrálního výkonu a je charakteristický pouze pro DFT. Může být částečně odstraněn pomocí násobení vstupního signálu oknem (windowing), nelze jej ale úplně odstranit [32].

#### 2.1.4 Welchova metoda

DFT lze také interpretovat jako Fourierovu transformaci produktu nekonečně dlouhých časových řad s funkcí čtvercového okna. Začíná v čase  $t = 0$  a končí v  $t = (N - 1)\Delta$  a má za následek rychlé přepínání. Díky tomu se vyskytují ve FT významné složky na vyšších frekvencích, které způsobují prosakování z jedné frekvence na jinou. Jak bylo výše uvedeno, k částečnému odstranění se časová řada násobí funkcí okna, která se mění více pozvolna od nuly do maxima a zpět do nuly. Znamé je několik funkcí okna (např. Hanning, Welch a další) [32].

Welch popsal tuto metodu v roce 1967. Je spojena s Barlettovou myšlenkou průměrování modifikovaného periodogramu, který je rozdělen na jednotlivé segmenty. U Welchovy metody se jednotlivé segmenty překrývají a jsou váhovány okny.

Sekvence obsahuje  $N$  vzorků a je rozdělena do  $K$  stejně dlouhých subsekvencí 2.2, kdy každá z nich se skládá z  $M$  vzorků. Předtím, než jsou spočítány periodogramy, je na každou



Obrázek 2.2: Pravidelné překrytí pro  $K = 2$  a překrývající částí  $2/3$ .

subsekvenci  $x^{(i)}[n]$  aplikováno reálné okno  $w[n]$ . Welchova metoda provádí přímý výpočet odhadu PSD, který je definován jako průměr modifikovaných periodogramů:

$$B_{xx}^W(\omega) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K J_M^{(i)} \omega, \quad (2.6)$$

kde je každý modifikovaný periodogram definován rovnicí:

$$J_M^{(i)} \omega = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} w[n] x^{(i)}[n] e^{-j\omega n} \right|^2, \quad (2.7)$$

s normalizačním faktorem:

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w[n]^2, \quad (2.8)$$

který slouží k tomu, aby vypočtené odhady byly asymptotické a nezkreslené.

Konvolučním integrálem pravého spektra se spektrálním oknem:

$$W(e^{j\omega}) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} w[n] e^{-j\omega n} \right|^2, \quad (2.9)$$



je dána očekávaná hodnota Welchova spektrálního odhadu:

$$\begin{aligned}
 E[B_{xx}^W(\omega)] &= E[J_M^{(i)}] \\
 &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} W[e^{j(\omega-\theta)}] P_{xx}(\theta) d\theta \\
 &= \frac{1}{2\pi MU} \int_{-\pi}^{\pi} \left| \sum_{n=0}^{M-1} w[n] e^{-j(\omega-\theta)n} \right|^2 P_{xx}(\theta) d\theta
 \end{aligned} \tag{2.10}$$

Z rov. 2.9 je patrné, že spektrální okno  $W(e^{j\omega})$  ve frekvenční oblasti je úměrné druhé mocnině absolutní hodnoty transformace okna z časové oblasti  $w[n]$ . Z toho vyplývají další vlastnosti. Spektrální okno je vždy kladné, nezávisle na časovém okně. Proto i Welchův odhad  $B_{xx}^W(\omega)$  je vždy kladný, na rozdíl od ostatních metod. Jeho hodnota je zkreslená, ale asymptoticky objektivní, a má hladší průběh než periodogram [33].

### 2.1.5 Lombův periodogram

Prodloužení Fourierova výkonového spektra se nazývá Lombův periodogram. Byl vyvinut pro úpravu nerovnoměrně vzorkovaných dat. Při výpočtu je  $x_j$  časová řada dat měřená v časech  $t_j$ , kde  $j = 1, \dots, N$  a  $N$  je počet datových bodů. Průměrná hodnota je označována jako  $\bar{x}$  odchylka  $\sigma^2$ .

Lomb normalizovaný periodogram  $P(T)$  v periodě  $T$  označuje pravděpodobnou periodicitu a je definován jako:

$$P(T) = \frac{1}{\sigma^2} \left\{ \frac{\left[ \sum_{j=1}^N (x_j - \bar{x}) \cos \frac{2\pi(t_j - \tau)}{T} \right]^2}{\sum_{j=1}^N \cos^2 \frac{2\pi(t_j - \tau)}{T}} + \frac{\left[ \sum_{j=1}^N (x_j - \bar{x}) \sin \frac{2\pi(t_j - \tau)}{T} \right]^2}{\sum_{j=1}^N \sin^2 \frac{2\pi(t_j - \tau)}{T}} \right\}, \tag{2.11}$$

kde konstanta  $\tau$  je implicitně definována vzorcem:

$$\tan \frac{4\pi\tau}{T} = \frac{\sum_{j=1}^N \sin(4\pi t_j / T)}{\sum_{j=1}^N \cos(4\pi t_j / T)} \tag{2.12}$$





Pro nulovou hypotézu platí, že hodnoty  $x_j$  jsou nezávislý Gaussovský náhodný šum a  $P(T)$  má exponenciální rozdělení pravděpodobnosti. Hladina významnosti ( $p$  hodnota) jakéhokoliv píku je dána vztahem:

$$p \equiv 1 - (1 - e^{-P(T)})^M, \quad (2.13)$$

kde  $M \approx N$ .

## 2.2 Rekurentní analýza

Opakování je základní vlastností mnoha dynamických systémů, mezi které patří různé procesy v přírodě. Díky vyšetření rekurence lze získat typické vlastnosti systému a mohou pomoci předpovědět jeho další chování. Pro studium nelineárních chaotických systémů bylo vyvinuto několik metod mezi něž patří rekurentní analýza [28].

### 2.2.1 Rekurentní graf

Eckmann et al. představili v roce 1987 novou metodu rekurentních grafů (RP). Tato metoda je velmi vhodná pro zkoumání dynamických modelů v časové oblasti a společně s rekurentní kvantifikační analýzou umožňuje charakterizaci a detekci deterministických systémů, které není možné zachytit pomocí klasických statistických metod. RP zobrazuje stavy systému, které jsou rekonstruovány metodou časového zpoždění ve fázovém prostoru [34, 35]. Aby bylo možné zobrazit rekurenci v časové řadě, je nejprve nutné vypočítat  $N \times N$  matici:

$$R_{i,j} = \Theta(\epsilon_i - \|\vec{x}_i - \vec{x}_j\|) \quad i, j = 1, \dots, N, \quad (2.14)$$

kde  $N$  je počet naměřených  $x_i$  dat,  $\epsilon_i$  je předem definovaná hodnota vzdálenosti,  $\|\cdot\|$  je norma (např. Euklidova norma) a  $\Theta$  je Heavisidova funkce. Fázový prostorový vektor  $\vec{x}_i$  RP zobrazuje čtvercovou rekurentní matici (RM) prvků vzdálenosti v rámci mezního limitu. Stav systému v daném okamžiku je představován bodem v rekonstruovaném prostoru a je určen souřadnicemi vložené dimenze. Pro rekurentní grafy je typické, že se v nich nachází velké charakteristické vzory, které mohou poukazovat na stacionaritu a pravidelnost. Drobné vzory



jsou spojeny se základním dynamickým chováním (např. determinismus). Příkladem jsou krátké diagonální čáry, které ukazují podobný lokální vývoj v různých částech trajektorie. Zatímco horizontální a vertikální čáry se objevují v případě, že nedošlo po určité době ke změně stavu. U náhodných procesů se tyto lineární struktury nevyskytují [36, 37].

Pro správný výpočet se uvádí sedm rekurentních parametrů. Prvním z nich je dimenze vnoření ( $M$  nebo  $EMBED$ ). U stabilních systémů a systémů s nízkou hlučností se hodnota  $M$  může s dobrou přesností odhadnout metodou nejbližších sousedů, kterou představili Kennel, Brown a Abarbane (1992). V případě reálných dat však díky šumu dochází ke zvýšení dimenze ( $D$ ). Na biologická data se v praxi používají hodnoty  $M$  od 10 do 20 [38].

Hodnota druhého parametru, zpoždění ( $\tau$  nebo  $DELAY$ ), je volena tak, aby nedošlo k vzájemnému působení mezi naměřenými body. Běžně se využívají dvě možnosti nalezení správného  $\tau$ , které představili Frazer a Swinney (1986): nalezení prvního minima autokorelační funkce nebo vzájemná informace funkce spojitě časové řady. U nespojitých signálů, mezi které patří i RR intervaly, se  $\tau$  nastavuje na 1 [38]. Pro definování rozsahu se vybere počáteční ( $P_{start}$ ) a konečný ( $P_{end}$ ) bod z časové řady. Rozsah určuje okno ( $W = P_{end} - P_{start} + 1$ ) na dynamické, což je předmětem výzkumu. Krátká okna jsou zaměřena na opakování v malém měřítku, zatímco dlouhá okna se zaměřují na opakování ve velkém měřítku [38].

Čtvrtým parametrem rekurence je norma, jejíž funkcí je geometricky definovat velikost (a tvar) okolí obklopující každý referenční bod. Velikost oblasti opakování je určena vybranou normou. Pokud je použita minimální norma, velikost oblasti opakování je nejvyšší. Pro maximální normu je tato oblast největší a v případě Euklidovy normy je oblast středně velká [38].

Parametr možnost přepočtu znamená, že se matice vzdálenosti ( $DM$ ) může přepočítat dělením každého prvku této matice střední vzdáleností nebo maximální vzdáleností celé



matice. Nejčastěji používanou variantou je přepočtení maximální vzdáleností, který nově definuje DM na jednotku intervalu (0,0 – 1,0 nebo 0,0 % – 100 %) [38].

Poloměr (RADIUS) je vždy vyjádřen v relativních jednotkách k prvkům DM, s ohledem na to, zda tyto prvky byly přepočítány. V případě, že je RADIUS roven nebo vyšší než maximální vzdálenost, buňky matice se naplní hodnotami 1. Čím vyšší je RADIUS, tím více zachytí rekurentních bodů ve fázovém prostoru [38].

Poslední je line parametr (LINE), který hraje důležitou roli při extrakci kvantitativní funkce z RP, přestože nemá žádný efekt na samotnou rekurentní matici. Pokud je délka opakovací funkce kratší, než LINE, dojde k zamítnutí funkce v průběhu kvantitativní analýzy [38].

### 2.2.2 Rekurentní kvantifikační analýza

Strukturu rekurentních grafů není možné hodnotit pouhým okem. Pro kvantifikaci výsledků RP se používá rekurentní kvantifikační analýza (RQA). Explicitní matematická definice pro rozdílné vlastnosti v RP umožňuje analyzovat vícerozměrné, nelineární a zašuměné signály. Definice a postupy pro kvantifikaci RP struktury představili Zbilut a Webber (1990), kteří definovali soubor pěti rekurentních proměnných sloužících jako celkové měření založené na diagonální struktuře linií v RP – na jejich délce, číslu a rozložení [38].

Recurrence rate (RR) udává počet černých teček v RP bez LOI (line of identity, hlavní diagonální čára):

$$RR = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1}^N R_{i,j} \quad (2.15)$$

Jedná se o míru relativní hustoty opakování bodů v řídké matici.

Determinismus (DET) měří podíl rekurentních bodů tvořící diagonální linie:

$$DET = \frac{\sum_{l=d_{min}}^N lH_D(l)}{\sum_{i,j=1}^N R_{i,j}}, \quad (2.16)$$



kde  $d_{min}$  je nejmenší definice řádků v RP a pokud je jeho hodnota rovna 1, pak jsou DET a RR identické.  $H_D(l)$  je histogram. Pro periodické signály je typické, že mají dlouhé diagonální linie. Naopak pro chaotické signály jsou diagonální čáry krátké. Pokud se jedná o stochastický signál, diagonální čáry chybí a vyskytují se pouze krátké linky způsobené náhodnými opakováními. Tento parametr může být interpretován jako předvídatelnost systému zejména pro periodické procesy [38].

Ratio (RATIO) je definován jako poměr DET a RR. Může být vypočítán z rozložení frekvencí délek diagonálních čar:

$$RATIO = N^2 \frac{\sum_{l=d_{min}}^N l H_D(l)}{(\sum_{l=d_{min}}^N l H_D(l))^2} \quad (2.17)$$

Heuristickou studií fyziologických časových řad bylo zjištěno, že RATIO může být použit pro odhalení přechodů v dynamice. Během určitých typů kvalitativních přechodů RR klesla, zatímco DET zůstala konstantní [39].

Dalším parametrem v RQA je maximální délka čáry v diagonálním směru (LMAX), což je délka jedné nejdelsí úhlopříčky v celém RP:

$$LMAX = \max H_D(l) \quad (2.18)$$

Diagonální struktura má rozsah, v kterém jsou segmenty trajektorií poměrně blízko k jinému segmentu trajektorie v jinou dobu. Vzhledem k tomu tyto čáry dávají náznak o divergenci segmentů trajektorie. Čím je nižší LMAX, tím je trajektorie více divergentní [38].

Průměrná délka diagonální čáry  $\langle D \rangle$  je průměrný čas dvou segmentů dráhy, které jsou blízko sebe:

$$\langle D \rangle = \frac{\sum_{l=d_{min}}^N l H_D(l)}{\sum_{l=d_{min}}^N H_D(l)} \quad (2.19)$$

Hodnota  $\langle D \rangle$  může být interpretována jako střední čas predikce [38].



Entropie (ENT) je Shannonova entropie frekvenčního rozložení délek diagonálních čar:

$$ENT = \sum_{l=d_{min}}^N p(l) \ln p(l), \quad (2.20)$$

kde:

$$p(l) = \frac{H_D(l)}{\sum_{l=d_{min}}^N D_D(l)}, \quad (2.21)$$

kde kde  $p(l)$  je rozdělení pravděpodobnosti délek diagonálních čar. ENT odráží složitost deterministické struktury v systému. Pokud je hodnota ENT nízká, struktura není tolik složitá [38].

Trend (TND) je lineární regresní koeficient pro rekurentní body hustoty RR uhlopříček rovnoběžných s LOI. Rovnice pro funkci časové vzdálenosti mezi těmito diagonálami a LOI je:

$$TND = \frac{\sum_{i=1}^N (i - \tilde{N}/2)(RR_i - \langle RR_i \rangle)}{\sum_{i=1}^N (i - \tilde{N}/2)^2}, \quad (2.22)$$

$\tilde{N}$  je maximální počet diagonálních čar paralelních s LOI,  $RR_i$  je lokální rekurence a  $\langle RR_i \rangle$  je průměrná lokální rekurence. TND poskytuje informaci o stacionaritě/nestacionaritě procesu. Hodnoty TND pro kvazi-stacionární dynamiky jsou blízké 0, naopak nestacionární dynamiky mají TND vzdálené od 0. TND závisí do určité míry i na velikosti oken a může odhalit protichůdné výsledky pro různé velikosti okna [38].

Výše uvedené parametry jsou citlivé na paralelní trajektorie podél různých segmentů časové řady. V RP grafu se vyskytují i horizontální a vertikální čary, které je možné hodnotit. Následující uvedené parametry RQA vychází z rekurentní kvantifikace pro vertikální čary, kterou navrhl Marwan et al [38].

Laminarita (LAM) má podobnou definici jako DET. Nejedná se ovšem o diagonální směr, ale procento opakujících bodů v diagonálních konstrukcích:

$$LAM = \frac{\sum_{l=v_{min}}^N l H_v(l)}{\sum_{i,j=1}^N R_{i,j}}, \quad (2.23)$$



kde:

$$H_v(l) = \sum_{i,j=1}^N (1 - R_{i,j-1})(1 - R_{i,j+1}) \prod_{k=0}^{l-1} R_{i,j+k} \quad (2.24)$$

LAM je definována pro  $l$  o minimální délce  $v_{min}$ . Tím se sníží vliv přechodových bodů. Hodnota vypovídá o relativním množství vertikálního členění po celém RP a zároveň představuje frekvenci výskytu laminárních stavů v rámci systému. Pokud RP obsahuje rekurentní body, které jsou více izolovány než ve vertikálních nebo diagonálních strukturách, dojde ke snížení LAM [38].

Trapping time (TT) je dalším z parametrů RQA, který představuje průměrnou délku vertikálních čar:

$$TT = \frac{\sum_{l=v_{min}}^N v H_v(l)}{\sum_{l=v_{min}}^N H_V^e(l)} \quad (2.25)$$

Ve výpočtu je stejně jako u LAM použita nejmenší délka  $v_{min}$ . TT zaznamenává střední doby, po které systém zůstává v určitém stavu, a díky tomu nese informaci o množství a délce vertikálních čar RP [38].

Maximální délka vertikálních čar MAXV je posledním z parametrů RQA a měří nejdelší vertikální čáru nacházející se v RP:

$$MAXV = \max H_v(l) \quad (2.26)$$

Tento parametr je analogický k diagonálnímu měření  $D_{max}$

Poslední uvedené parametry jsou schopné najít chaos – chaos přechody, díky nimž se může vyšetřovat periodicitu poměrně krátké časové řady [38].



## 2.3 Popisná statistika

Pro zpracování naměřených dat je nutné znát, jaké informace z nich chceme získat. Aby bylo možné dostat informace o sledované veličině, musí se data nejprve vhodně utřídit. Kromě shrnujících tabulek a grafů je možné vlastnosti datových řad popsat i pomocí číselných charakteristik. Popisná statistika se zabývá pouze souborem dat, který byl naměřen, a nezobecňuje výsledky na další skupiny dat. V této kapitole jsou popsány míry polohy, což jsou hodnoty sledované veličiny charakterizující celý soubor dat, a míry měřítka, které udávají kolísání hodnoty pro jednotlivé objekty.

### 2.3.1 Aritmetický průměr

Jedná se o nejběžněji používanou statistickou hodnotu pro kvantitativní data. Předpokladem pro jeho použití je normální (Gaussovo) rozložení. Získá se součtem všech hodnot ve výběru, který je dělený rozsahem výběru. Mezi nevýhody použití průměru je citlivost na odlehlé hodnoty, které mohou průměr velmi zkreslit. Z  $n$  pozorování je aritmetický průměr  $\bar{x}$  počítán podle vzorce [40, 41]:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{1}{n} x_1 + x_2 + \cdots + x_n, \quad (2.27)$$

### 2.3.2 Medián

Při vzestupném či sestupném uspořádání dat rozděluje medián  $\tilde{x}$  soubor na dvě stejně velké skupiny. Stejně jako modus nevyžaduje normální rozložení dat a mezi jeho velké výhody patří stabilita. Pokud je v souboru lichý počet dat, pak je medián prostřední z nich:

$$\tilde{x} = x_{\frac{n+1}{2}} \quad (2.28)$$

V případě sudého počtu dat, se medián získá zprůměrováním dvou prostředních hodnot [40, 41]:

$$\tilde{x} = \frac{x_{\frac{n}{2}} + x_{\frac{n}{2}+1}}{2} \quad (2.29)$$



### 2.3.3 Kvantil a kvartil

Číslo charakterizující polohu ordinálního znaku se nazývá  $\alpha$ -kvantil. Kvantily je možné zjišťovat z relativní četnosti. Pokud je hodnota  $\alpha$  v rozmezí (0:1) a datový soubor je uspořádán podle velikosti, poté číslo  $x_\alpha$  rozděluje soubor na dolní a horní úsek. Algoritmus pro výpočet  $\alpha$ -kvantilu je pro celé číslo  $c$  je:

$$x_\alpha = \frac{x_c + x_{c+1}}{2} \quad (2.30)$$

Necelé číslo je zaokrouhлено směrem nahoru na nejbližší celé číslo  $c$ :

$$x_\alpha = x_c \quad (2.31)$$

Pokud jsou hodnoty odděleny postupně po 25 procentech, označují se tyto hodnoty kvartily. 1. kvartil se označuje  $x_{0,25}$ , 2. kvartil je median s označením  $x_{0,5}$  a 3. kvartil se označuje  $x_{0,75}$  [40, 41].

### 2.3.4 Mezikvartilové rozpětí

Pojem rozpětí značí vzdálenost mezi nejmenší a největší hodnotou v souboru dat a je silně závislý na výběru. Z toho důvodu je jeho použití vhodné pouze pro normální rozložení. Mezikvartilové rozpětí je definováno jako rozdíl mezi 1. a 3. kvantilem:

$$x_{0,75} - x_{0,25} \quad (2.32)$$

Na jeho hodnotu nemá vliv rozsah výběru a ani extrémní hodnoty, které se v daném souboru vyskytují [40, 41].

## 2.4 Kolmogorov – Smirnov test

Jedná se o neparametrický test, který se používá k rozhodnutí, zda data pocházejí z populace se specifickou distribucí. Kolmogorov – Smirnov test je založen na empirické distribuční funkci, která je definována:

$$E_N = \frac{n_i}{N}, \quad (2.33)$$





kde  $N$  jsou uspořádané datové body  $Y_1, Y_2, \dots, Y_N$ ,  $n_i$  je počet bodů menších než  $Y_i$  a  $Y_i$  jsou řazeny od nejnižší po nejvyšší hodnotu. Jedná se tedy o kumulativní funkci, která se zvyšuje s krokem  $1/N$  na hodnoty každého seřazeného bodu.

V případě, kdy se tento test používá na zjišťování normálního rozložení dat, jsou vzorky standardizovány a porovnávány se standardním normálním rozložením. Nulová hypotéza u jednovýběrového Kolmogorov – Smirnova testu předpokládá, že testovaná data odpovídají normálnímu rozložení. Alternativní hypotéza předpokládá, že testovaná data neodpovídají normálnímu rozložení [24].

## 2.5 Spearmanův korelační koeficient

Spearmanova korelace je neparametrický test, který se používá k identifikaci a otestování síly vztahu mezi dvěma sadami dat. Pracuje na principu, kdy se seřadí hodnoty proměnných od nejnižších po nejvyšší a poté se jim přiřadí čísla od 1. Výpočet pro Spearmanův korelační koeficient  $\rho$  je definován:

$$\rho = 1 - \frac{6 \sum d_i^2}{n(n^2 - 1)}, \quad (2.34)$$

kde  $d_i$  je rozdíl v řadách odpovídajících hodnot  $X_i$  a  $Y_i$ ,  $n$  je počet hodnot v každém datovém setu. Nulová hypotéza je označení pro hodnotu  $\rho$  rovné 0, což znamená, že pořadí jedné proměnné není kovariantní s pořadím druhé proměnné. Čím více se hodnota  $\rho$  blíží  $-1$  nebo  $+1$ , tím je větší pořadová závislost mezi proměnnými. Mezi výhody této metody patří, že není ovlivněna odlehlými hodnotami [42].

## 2.6 Dvouvýběrový Wilcoxonův test

Dvouvýběrový Wilcoxonův test je neparametrický ekvivalent pro párový  $t$  – test. Používá se na data, která nemají normální rozdělení. Data jsou nejprve seřazena a poté jsou vypočítány hodnoty rozdílu pro každý pár čísel. Následně jsou rozdíly seřazeny od nejnižšího po nejvyšší podle jejich absolutní hodnoty a je jim přiřazeno číslo, které odpovídá jejich průměrné pozici. Posledním krokem je připojení znaménka (+ nebo  $-$ ) z pozorovaných rozdílů



pro každou pozici.

Testovací statistika pro dvouvýběrový Wilcoxonův test je  $W$  definovaný jako nejmenší  $W+$  (součet kladných hodnot) a  $W-$  (součet záporných hodnot). Nulová hypotéza říká, že mediánový rozdíl je nulový. Proti tomu je alternativní hypotéza, která předpokládá mediánový rozdíl kladný  $p = 0,05$ . V případě, že hodnota  $W$  je rovna nebo nižší než kritická hodnota  $p$ , poté je mezi testovanými sety statistický rozdíl. Pokud je hodnota  $W$  vyšší než kritická hodnota, pak mezi testovanými daty neexistuje signifikantní rozdíl.



### 3 Cíle a hypotézy

Hlavním cílem této diplomové práce je navrhnout a následně optimalizovat metody, díky nimž bude možné hodnotit psychickou a fyzickou zátěž pilota. Dílčí cíle jsou následující:

#### 1) Analýza současného stavu řešení a návrh metod měření a hodnocení psychofyziologického stavu pilotů

Z dostupné literatury analyzovat současná řešení hodnocení psychofyziologických parametrů. Rešerše bude zaměřena především na tuto problematiku u pilotů. Popsat zde ale také možnosti hodnocení u jiných typů dopravy, u kterých jsou používány podobné metody analýzy. Na základě přehledu současně používaných metod navrhnout metody měření a hodnocení, s ohledem na možnost aplikace pro civilní letectví.

#### 2) Verifikace navržených metod

Navrhnuté metody aplikovat na data vybraných fyziologických parametrů naměřených při výcviku pilotů. Mezi hodnocené parametry patří srdeční frekvence, dechová frekvence a myopotenciál. Z výsledků hodnocení provést analýzu vhodnosti použití jednotlivých metod.

#### 3) Návrh softwarového grafického uživatelského rozhraní

Pro možnost snadného použití vybraných metod navrhnout softwarové grafické uživatelské rozhraní. To má být schopné načíst naměřená data, zobrazit je, exportovat a hodnotit pomocí jednotlivých metod.



Předpokládané hypotézy pro hodnocení vybraných fyziologických parametrů, vycházející z výsledků již provedených výzkumů a stanovených cílů práce, jsou následující:

- H1** V průběhu výcviku dojde u pilotů ke snižování psychofyziologické zátěže.
- H2** Zvýšená psychofyziologická zátěž bude pozorována při výcviku probíhajícím v letadle, oproti výcviku na тренаžéru.
- H3** Všechny měřené parametry budou reflektovat změnu zátěže v průběhu výcviku a jednotlivé měřené parametry budou vzájemně závislé.



## 4 Metodika měření

Pro ověření správnosti navrhovaných metod bylo uskutečněno měření ve spolupráci s Leteckou fakultou TU v Košicích. Během simulovaného i reálného letu byla subjektům snímána tepová a dechová frekvence, myopotenciál, teplota a pohyb levé končetiny pomocí akcelerometru. Důsledkem nevhodného výběru a umístění senzoru na teplotu nebyl tento parametr správně naměřen. Z toho důvodu není ani zahrnut do hodnocení stavu pilotů v této diplomové práci. Pomocí správně naměřených parametrů je hodnocena psychická zátěž v jednotlivých fázích výcviku.

### 4.1 Výběr subjektů

Při realizaci výzkumu se zapojili studenti z Letecké fakulty TU v Košicích. Ti byli vybráni na základě teoretických a psychologických testů. Zájemci nemohli být držiteli licence pilota (PPL), aby byl splněn základní předpoklad, že se jedná o výcvik pilotů a na začátku mají všichni stejnou výchozí pozici. Dalším požadavkem byl vyhovující zdravotní stav odpovídající požadavkům pro letecký personál (JAR-FCL 3.105).

Test pro výběr subjektů byl převzat z Ústavu leteckého zdravotnictví a upraven pro účely tohoto výzkumu. Na začátku dostal každý student čtyři strany papíru. Na každé z nich bylo třináct sloupců skládající se z kombinací dvou nebo tří písmen a jednoho nebo dvou čísel. Ukázka je na obr. 4.1. Test se skládal ze čtyř částí. V každé z nich bylo studentům nadiktováno dvacet kombinací čísel a písmen a ti je museli najít a označit. Na vyřešení jednoho úkolu byly tři sekundy. V první části studenti slyšeli kombinaci písmen a čísel, kterou museli zaškrtnout. V druhé části jim byla řečena nejprve kombinace dvou písmen a poté dvou čísel a až následně obě dvě spojení zaškrtili. Ve třetí části se rozlišovala lichá a sudá čísla. Stejně jako v první části, slyšeli kombinaci písmen a čísel. Pokud bylo číslo liché, spojení zakřížkovali. Pokud se jednalo o číslo sudé, celé spojení zakroužkovali. Čtvrtá část měla stejná pravidla pro zakřížkování/zakroužkování čísel jako třetí část, ale nadiktovány jim byly nejdříve kombinace dvou písmen a poté až dvou čísel.



|      |      |      |      |      |      |       |       |       |       |       |       |       |
|------|------|------|------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| AQ33 | DC52 | KB12 | TY40 | RG40 | ZA1  | UTZ34 | BXA22 | CRD45 | LKM8  | OTF18 | QNS10 | XZM31 |
| AQ34 | DC53 | KB13 | TY41 | RG41 | ZA2  | UTZ35 | BXA23 | CRD46 | LKM9  | OTF19 | QNS11 | XZM32 |
| AQ35 | DC54 | KB14 | TY42 | RG42 | ZA3  | UTZ36 | BXA24 | CRD47 | LKM10 | OTF20 | QNS12 | XZM33 |
| AQ36 | DC55 | KB15 | TY43 | RG43 | ZA4  | UTZ37 | BXA25 | CRD48 | LKM11 | OTF21 | QNS13 | XZM34 |
| AQ37 | DC56 | KB16 | TY44 | RG44 | ZA5  | UTZ38 | BXA26 | CRD49 | LKM12 | OTF22 | QNS14 | XZM35 |
| AQ38 | DC57 | KB17 | TY45 | RG45 | ZA6  | UTZ39 | BXA27 | CRD50 | LKM13 | OTF23 | QNS15 | XZM36 |
| AQ39 | DC58 | KB18 | TY46 | RG46 | ZA7  | UTZ40 | BXA28 | CRD51 | LKM14 | OTF24 | QNS16 | XZM37 |
| AQ40 | DC59 | KB19 | TY47 | RG47 | ZA8  | UTZ41 | BXA29 | CRD52 | LKM15 | OTF25 | QNS17 | XZM38 |
| AQ41 | DC60 | KB20 | TY48 | RG48 | ZA9  | UTZ42 | BXA30 | CRD53 | LKM16 | OTF26 | QNS18 | XZM39 |
| AQ42 | DC61 | KB21 | TY49 | RG49 | ZA10 | UTZ43 | BXA31 | CRD54 | LKM17 | OTF27 | QNS19 | XZM40 |
| AQ43 | DC62 | KB22 | TY50 | RG50 | ZA11 | UTZ44 | BXA32 | CRD55 | LKM18 | OTF28 | QNS20 | XZM41 |
| AQ44 | DC63 | KB23 | TY51 | RG51 | ZA12 | UTZ45 | BXA33 | CRD56 | LKM19 | OTF29 | QNS21 | XZM42 |
| AQ45 | DC64 | KB24 | TY52 | RG52 | ZA13 | UTZ46 | BXA34 | CRD57 | LKM20 | OTF30 | QNS22 | XZM43 |
| AQ46 | DC65 | KB25 | TY53 | RG53 | ZA14 | UTZ47 | BXA35 | CRD58 | LKM21 | OTF31 | QNS23 | XZM44 |
| AQ47 | DC66 | KB26 | TY54 | RG54 | ZA15 | UTZ48 | BXA36 | CRD59 | LKM22 | OTF32 | QNS24 | XZM45 |
| AQ48 | DC67 | KB27 | TY55 | RG55 | ZA16 | UTZ49 | BXA37 | CRD60 | LKM23 | OTF33 | QNS25 | XZM46 |
| AQ49 | DC68 | KB28 | TY56 | RG56 | ZA17 | UTZ50 | BXA38 | CRD61 | LKM24 | OTF34 | QNS26 | XZM47 |
| AQ50 | DC69 | KB29 | TY57 | RG57 | ZA18 | UTZ51 | BXA39 | CRD62 | LKM25 | OTF35 | QNS27 | XZM48 |
| AQ51 | DC70 | KB30 | TY58 | RG58 | ZA19 | UTZ52 | BXA40 | CRD63 | LKM26 | OTF36 | QNS28 | XZM49 |
| AQ52 | DC71 | KB31 | TY59 | RG59 | ZA20 | UTZ53 | BXA41 | CRD64 | LKM27 | OTF37 | QNS29 | XZM50 |
| AQ53 | DC72 | KB32 | TY60 | RG60 | ZA21 | UTZ54 | BXA42 | CRD65 | LKM28 | OTF38 | QNS30 | XZM51 |
| AQ54 | DC73 | KB33 | TY61 | RG61 | ZA22 | UTZ55 | BXA43 | CRD66 | LKM29 | OTF39 | QNS31 | XZM52 |
| AQ55 | DC74 | KB34 | TY62 | RG62 | ZA23 | UTZ56 | BXA44 | CRD67 | LKM30 | OTF40 | QNS32 | XZM53 |
| AQ56 | DC75 | KB35 | TY63 | RG63 | ZA24 | UTZ57 | BXA45 | CRD68 | LKM31 | OTF41 | QNS33 | XZM54 |
| AQ57 | DC76 | KB36 | TY64 | RG64 | ZA25 | UTZ58 | BXA46 | CRD69 | LKM32 | OTF42 | QNS34 | XZM55 |
| AQ58 | DC77 | KB37 | TY65 | RG65 | ZA26 | UTZ59 | BXA47 | CRD70 | LKM33 | OTF43 | QNS35 | XZM56 |
| AQ59 | DC78 | KB38 | TY66 | RG66 | ZA27 | UTZ60 | BXA48 | CRD71 | LKM34 | OTF44 | QNS36 | XZM57 |
| AQ60 | DC79 | KB39 | TY67 | RG67 | ZA28 | UTZ61 | BXA49 | CRD72 | LKM35 | OTF45 | QNS37 | XZM58 |
| AQ61 | DC80 | KB40 | TY68 | RG68 | ZA29 | UTZ62 | BXA50 | CRD73 | LKM36 | OTF46 | QNS38 | XZM59 |
| AQ62 | DC81 | KB41 | TY69 | RG69 | ZA30 | UTZ63 | BXA51 | CRD74 | LKM37 | OTF47 | QNS39 | XZM60 |
| AQ63 | DC82 | KB42 | TY70 | RG70 | ZA31 | UTZ64 | BXA52 | CRD75 | LKM38 | OTF48 | QNS40 | XZM61 |
| AQ64 | DC83 | KB43 | TY71 | RG71 | ZA32 | UTZ65 | BXA53 | CRD76 | LKM39 | OTF49 | QNS41 | XZM62 |
| AQ65 | DC84 | KB44 | TY72 | RG72 | ZA33 | UTZ66 | BXA54 | CRD77 | LKM40 | OTF50 | QNS42 | XZM63 |

Obrázek 4.1: Ukázka jedné části výběrového testu.

Z výše popsaného průběhu testu je jasné, že každá další část byla více psychicky náročná a kladla vyšší nárok na pozornost a emoční stabilitu. Na základě součtu bodů ze všech čtyř částí bylo z celkového počtu uchazečů vybráno třicet pět subjektů, kteří se účastnili výcviku.

## 4.2 Stanovení metodiky měření

Vybrané subjekty byly rozděleny do tří skupin – A, B a C. Skupiny A a B absolvovaly výcvik na simulátoru i v letadle. U skupiny C probíhal výcvik pouze na simulátoru. Skupina A se skládala z 8 mužů a 2 žen. Skupina B zahrnovala 9 mužů a 1 ženu. Skupinu C byla nejpočetnější a tvořilo ji 10 mužů a 5 žen. Aby byla zajištěna co největší uniformita mezi skupinami, byly skupiny vybrány tak, aby měly podobný věkový průměr (skupina A  $22 \pm 5$



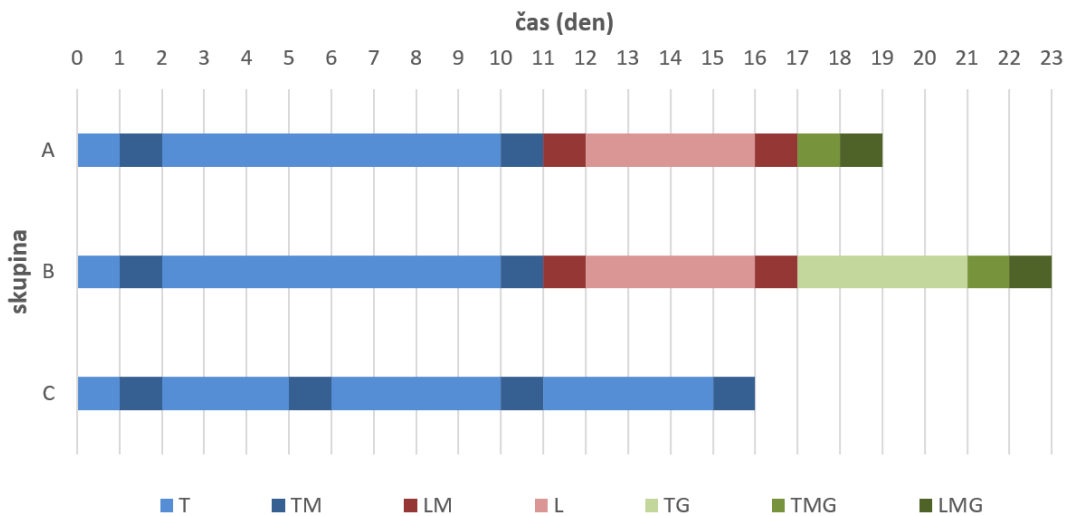
roků, skupina B  $23 \pm 3$  roky a skupina C  $21 \pm 4$  roky).

Všechny tři skupiny absolvovaly dvouhodinovou teoretickou přípravu před začátkem prvního simulovaného letu. Skupina B a C tuto přípravu absolvovala ještě před začátkem výcviku v reálném letadle a před změnou zobrazovacího systému. Při teoretické přípravě jim byly sděleny základy jak zvládnout pilotování na daném typu simulátoru či letadla. Po celou dobu výcviku s nimi v simulátoru (letadle) byl letecký instruktor.

Každá skupina měla rozdílný harmonogram výcviku, jak je vidět na obr. 4.2. Pro účely této diplomové práce byly hodnoceny všechny skupiny dohromady. Proto byly vybrány pouze měřené hodiny na simulátoru, které absolvovaly všechny 3 skupiny. Celkové hodnocení dat na simulátoru tak bylo od 35 subjektů. Hodnocený výcvik v letadle obsahoval 2 hodiny, které byly stejné pro skupinu A i B. Pro hodnocení pilotů v letadle tak byl celkový počet hodnocených subjektů 20.

U skupiny A probíhal výcvik na тренаžеру i v letadle. Nejprve skupina absolvovala jedenáct výukových hodin v simulátoru při analogovém typu zobrazení. Měřená z nich byla druhá a poslední hodina. Následně skupina A měla šest hodin v letadle, kdy při první a poslední z nich byly měřené fyziologické parametry. V závěru měla skupina ještě speciálně zaměřený výcvik při digitálním typu zobrazení. U skupiny A proběhla pouze jedna měřená hodina v simulátoru a jedna měřená hodina v letadle při tomto typu zobrazení.

První část výcviku byla u skupiny B totožná jako u skupiny A. Při analogovém typu zobrazení skupina B absolvovala stejný počet výcvikových hodin v simulátoru i v letadle jako skupina A. Druhou část výcviku zaměřenou na pilotování s digitálním typem zobrazení měla skupina B delší než skupina A. Nejprve absolvovali pět tréninků v simulátoru, kdy poslední z nich byl měřený. Poté také jednu měřenou hodinu při reálném letu.



Obrázek 4.2: Harmonogram výcviku skupiny A, B a C. T je trenažér při analogovém typu zobrazení, TM je měření na trenažéru při analogovém typu zobrazení, LM je měření v letadle při analogovém typu zobrazení, L je letadlo při analogovém typu zobrazení, TG je trenažér při digitálním typu zobrazení, TMG je měření na trenažéru při digitálním typu zobrazení a LMG je měření v letadle při digitálním typu zobrazení.

U skupiny C probíhal výcvik pouze na simulátoru při analogovém typu zobrazení. Celkem absolvovaly šestnáct výukových hodin. Měření fyziologických parametrů probíhalo při druhé, šesté, jedenácté a šestnácté hodině.

Pro hodnocení byla vybrána pouze měření, která se uskutečnila při analogovém typu zobrazení. Prvním hodnoceným měřením byla druhá hodina na simulátoru (T2M) s počtem 35 subjektů. Druhá skupina dat pro hodnocení byla z šestého měření na simulátoru (T6M) s počtem 15 subjektů. Třetí měření bylo v jedenácté hodině výcviku na simulátoru (T11M) s počtem 35 subjektů. Další dvě hodnocené skupiny jsou měření při prvním reálném letu (L12M) a při posledním měřeném výcviku v letadle s analogovým typem zobrazení (L17M). Obě dvě měření proběhla v počtu 20 subjektů.

Během každé výcvikové hodiny byla dána série manévrů, které musel subjekt vykonat



s co nejvyšší přesností. Tato série byla stejná pro všechny subjekty ve všech hodinách v letadle i trenažéru. Prvním úkonem byl vzlet, po němž následovala série čtyřech manévru, která se opakovala třikrát. Patřil do ní horizontální přímočarý let (HPL), horizontální zatáčka o  $360^\circ$  při náklonu  $30^\circ$  (H360), stoupavá zatáčka o  $180^\circ$  při náklonu  $15^\circ$  a vertikální rychlosti stoupaní 500 ft/min (S180) a klesavá zatáčka o  $180^\circ$  při náklonu  $15^\circ$  a vertikální rychlosti klesání 500 ft/min (K180). Posledním daným manévrem bylo přistání. Začátek každého manévru oznamoval instruktor, který zapisoval chybovost během každého manévru. Výcvik probíhal na leteckém trenažéru typu TRD40 a v letadle typu Diamond DA40, které jsou vidět na obr. 4.3. Trenažér simuluje letadlo typu Cesna 172.



Obrázek 4.3: Zařízení, ve kterých probíhal výcvik – a) letecký simulátor TRD40, b) letadlo typu Diamond DA40.

### 4.3 Systém sběru dat

Fyziologické parametry byly měřeny pomocí modulárního biotelemetrického dohledového systému FlexiGuard, který byl vyvinut studenty FBMI ČVUT. Tento systém je popsán více v kapitole 4.3.2. Aby bylo možné hodnotit přesnost pilotování, data byla sbírána pomocí softwarového a hardwarového vybavení použitého trenažéru. Popis tohoto systému je v následující kapitole.



#### 4.3.1 Systém sběru dat pro hodnocení přesnosti pilotování

Na simulátoru TRD40 byla sbírána data po dobu celého letu. Ze záznamu času začátku a konce jednotlivých manévru je možné hodnotit chyby, kterých se subjekt při pilotování dopustil. Další data popisující charakteristiku letu poskytl zápis od instruktora, který po každém vykonaném manévru zaznamenal nejvyšší odchylky. Díky tomu je možné vyhodnotit přesnost pilotování i během výcviků realizovaných v letadle.

Mezi sledované letové parametry patří nadmořská výška (ft), vertikální rychlost (ft/min), magnetický kurz ( $0 - 360^\circ$ ) a pravý (-) a levý (+) náklon ( $^\circ$ ).

#### 4.3.2 Systém sběru fyziologických parametrů

Jak již bylo zmíněno, sběr fyziologických parametrů probíhal pomocí systému FlexiGuard. Systém umožňuje měření fyziologických parametrů senzory umístěnými na těle a jejich bezdrátový přenos dat do počítače či jiného zařízení. Díky tomu není pilot omezen v pohybu a zařízení by nemělo žádným způsobem ovlivňovat jeho chování. Další výhodou zařízení je, že se jedná o modulární systém. Počet a výběr senzorů lze měnit dle potřeby.

Systém se skládá ze tří vrstev – senzory, MSU systém a software a vizualizační jednotka, viz obr. 4.4. První vrstva obsahuje sensorový, hlavní a napájecí modul. Sensorový modul tvoří samotné senzory snímající fyziologické parametry a potřebně obvody na filtraci (např. antialiasingový, dolní propust). Všechny použité senzory jsou komerčně vyráběné, kromě vlastně vytvořeného senzoru pro dechovou frekvenci a myopotenciál. Tepová frekvence je snímána pomocí HMR-G1, Garmin, Inc., teplota pomocí TMP112, Texas Instruments, Inc., pohybová aktivita pomocí MMA8452Q, 12b, Freescale Semi Conductor, Inc. Pro zpracování signálů ze sensorového modulu, sestavení dat a komunikaci s druhou vrstvou slouží hlavní modul obsahující mikrokontrolér (MCU). Ten je dále schopný převést analogová data na digitální. Díky napájecímu modulu je možné připojit baterii.



Obrázek 4.4: Jednotlivé vrstvy snímacího systému FlexiGuard.

Druhá vrstva zajišťuje zpracování dat, částečné vyhodnocení a ukládání na  $\mu$ SD kartu. MSU systém tvoří řídicí mikrokontrolér (čip LPC1769 od firmy NXP) s jádrem ARM Cortex-M3, krystal určující frekvenci kontroléru (12 MHz), krystal pro řízení reálného času (32,768 kHz), modul XB24CZ7UIS-004 od firmy Digi pro komunikační a vizualizační jednotku, modul AP281M4IB sloužící k bezdrátové komunikaci se senzory. Vše je na plošném spoji obsahující též držáky na  $\mu$ SD karty (pro záznam). Napájení je zajištěno pomocí Li-Pol akumulátoru.

Třetí vrstva slouží k zobrazování aktuálních hodnot a je tvořena multiplatformovou aplikací. Data se ukládají ve formátu CSV. Každý řádek obsahuje informaci o identifikátoru centrální jednotky, identifikátor senzoru, naměřenou hodnotu a reálný čas změřených dat.

### 4.3.3 Použité senzory pro snímání fyziologických parametrů

Tepová frekvence byla měřena pomocí snímacího pásu Garmin, který se nacházel na hrudi v úrovni processus xiphoideus. Pomocí elektrod umístěných v pravé a levé části senzoru byla snímána EKG křivka, v které byly detekovány QRS komplexy. Z nich se získaly R-R intervaly a tepová frekvence. Hodnoty byly posílány do MSU systému pomocí ANT+ s frekvencí 5 Hz.

Dechová frekvence byla snímána prostřednictvím piezoelektrického systému, který byl umístěn v srdeční čáře asi 7 cm ventrálně pod processus xiphoideus, tak, aby bylo dosaženo co největší změny objemu mezi nádechem a výdechem. K tělu byl senzor přichycen pomocí pásu kolem těla. Výhodou senzoru je možnost umístění na jednu vrstvu oděvu, protože pro jeho správnou funkci není vyžadován kontakt s kůží. Dechová frekvence byla zjištěna na základě

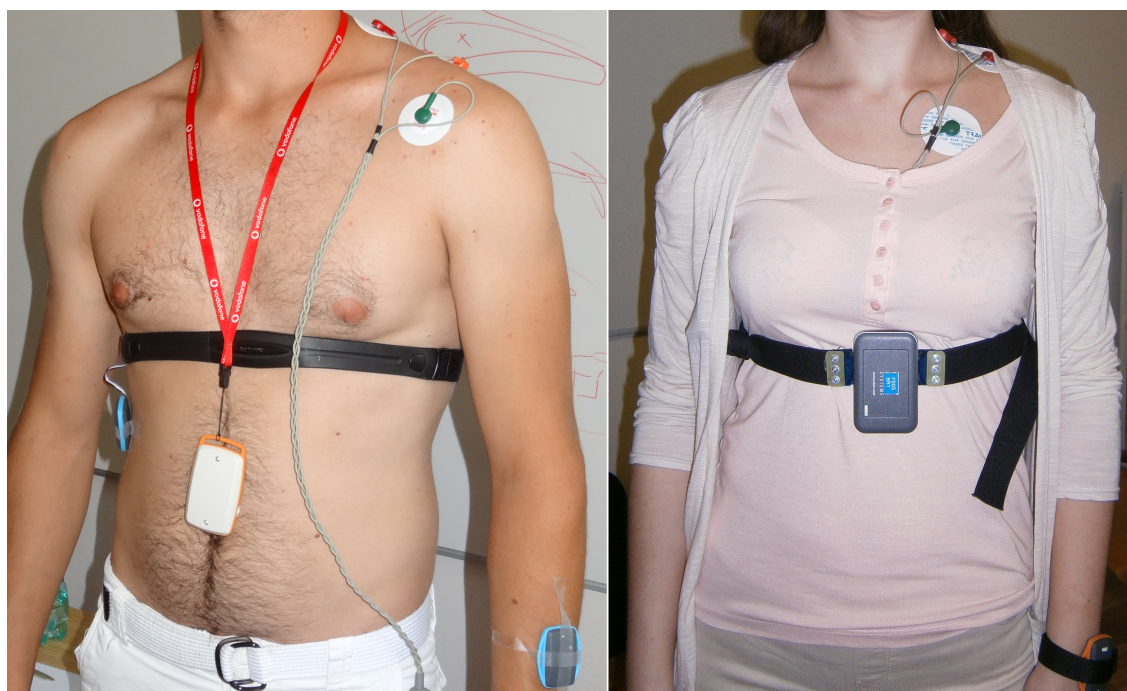


periody mezi zaznamenanými nádechy. Systém byl vyvinut na společném pracovišti FBMI ČVUT v Praze a 1. Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze. Do MSU systému byla data posílána s frekvencí 5 Hz prostřednictvím radiofrekvenčního rozhraní.

Myopotenciál byl snímán pomocí tří elektrod. Dvě elektrody byly měřicí a zaznamenávaly svalovou tenzi měnící se v průběhu letu. Byly umístěné na trapézovém svalu. Rozlišení snímaného signálu bylo v mikrovolttech. Třetí elektroda byla referenční. Z toho důvodu byla umístěna na jiném svalu, u většiny subjektů na přední části deltového svalu. Ze senzoru byl dvanáctibitový výstup se vzorkovací frekvencí 50 Hz, který vedl do systému FlexiGuard. Zde bylo sníženo rozlišení signálu na deset bitů a signál byl filtrován pomocí pásmové propusti s integrací v sekundových úsecích. Výsledný signál byl ukládán na paměťové médium MSU a vizualizační jednotky s výslednou frekvencí 1 Hz. Jednotkou výstupního signálu je iac (integrated aktivity).

Pohybová aktivita pravé horní končetiny byla snímána pomocí trojosého akcelerometru MMA8452. Systém je nastaven na tři rozsahy ( $\pm 2$  g,  $\pm 4$  g,  $\pm 8$  g), které byly během letu vybírání dynamicky. Senzor byl umístěn na dorzální straně předloktí a upevněn pomocí pásky na suchý zip. Díky poloze senzoru nebyl omezen pohyb ruky a mohl být snímán pohyb distální části pravé horní končetiny, která manipulovala s řídicí pákou. Zpracování signálu pomocí systému FlexiGuard probíhalo obdobně jako u myopotenciálu.

Posledním měřeným psychofyziologickým parametrem v této studii byla tělesná teplota. Ta byla měřena pomocí termistoru připevněného lepicí páskou v pravé části hrudního koše. Citlivost senzoru byla  $0,1$  °C a frekvence snímání 1 Hz.



Obrázek 4.5: Umístění jednotlivých senzorů.



## 5 Analýza a zpracování dat

Data naměřená pomocí systému FlexiGuard byla do počítače ukládána v textovém souboru, který obsahoval záznam celého jednoho letu pro jeden subjekt. Ukázka formátu zaznamenávaných dat v souboru odata.txt pro subjekt 31 z letu T2M je vidět na obr. 5.1. Kód F005 označuje měřící zařízení, HR1 značí záznam tepové frekvence, TE1 značí záznam tělesné teploty, BR1 značí záznam dechové frekvence, MI1 značí záznam myopotenciálu, MR značí marker a DA1 značí záznam aktivity pomocí akcelerometru. Na začátku každého záznamu je datum a čas, kdy začalo dané měření.

```
F005;HR1;09476:195:116;27:03:2015:07:21:29:40  
F005;TE1;H:31:0331;27:03:2015:07:21:29:47  
F005;BR1;H:23:114:00082:47802;27:03:2015:07:21:29:52  
F005;HR1;09476:195:116;27:03:2015:07:21:29:64  
F005;BR1;H:24:114:00082:47802;27:03:2015:07:21:29:76  
F005;MI1;H:61:34:00245;27:03:2015:07:21:29:81  
F005;HR1;09476:195:116;27:03:2015:07:21:29:89  
F005;BR1;H:25:114:00082:47802;27:03:2015:07:21:30:01  
F005;HR1;10032:196:115;27:03:2015:07:21:30:13  
F005;BR1;H:26:115:00661:47802;27:03:2015:07:21:30:26  
F005;DA1;H:38:49:00047:00040:00033;27:03:2015:07:21:30:32  
F005;HR1;10032:196:115;27:03:2015:07:21:30:38  
F005;TE1;H:32:0331;27:03:2015:07:21:30:46  
F005;HR1;10587:197:114;27:03:2015:07:21:30:63  
F005;BR1;H:28:116:00037:47802;27:03:2015:07:21:30:75  
F005;MI1;H:62:33:00283;27:03:2015:07:21:30:80  
F005;HR1;10587:197:114;27:03:2015:07:21:30:87  
F005;BR1;H:29:116:00037:47802;27:03:2015:07:21:30:99
```

Obrázek 5.1: Ukázka záznamu psychofyziologických parametrů pro subjekt 31 z letu T2M.

Pro další zpracování a vyhodnocení psychofyziologických parametrů je textový soubor nevhodný. Z toho důvodu bylo data nutné nejprve předzpracovat - převést do formátu xls, kde budou záznamy jednotlivých parametrů rozděleny.



## 5.1 Předzpracování a zpracování naměřených dat

Pro účely převodu dat z textového do jiného formátu, vhodnějšího pro další zpracování, byl vyvinut software v graficky uživatelském prostředí Matlab. Tento software načítá data v textovém formátu. Čas z prvního řádku, který určuje začátek měření, byl brán jako referenční. Časy jednotlivých hodnot zaznamenaných parametrů byly počítány právě k této referenční hodnotě. Z řádků je software schopen rozlišit o jaký sledovaný parametr se jedná. Důležité hodnoty pro daný parametr jsou vyhledávány v každém řádku pomocí návěstí, která jsou oddělená středníkem.

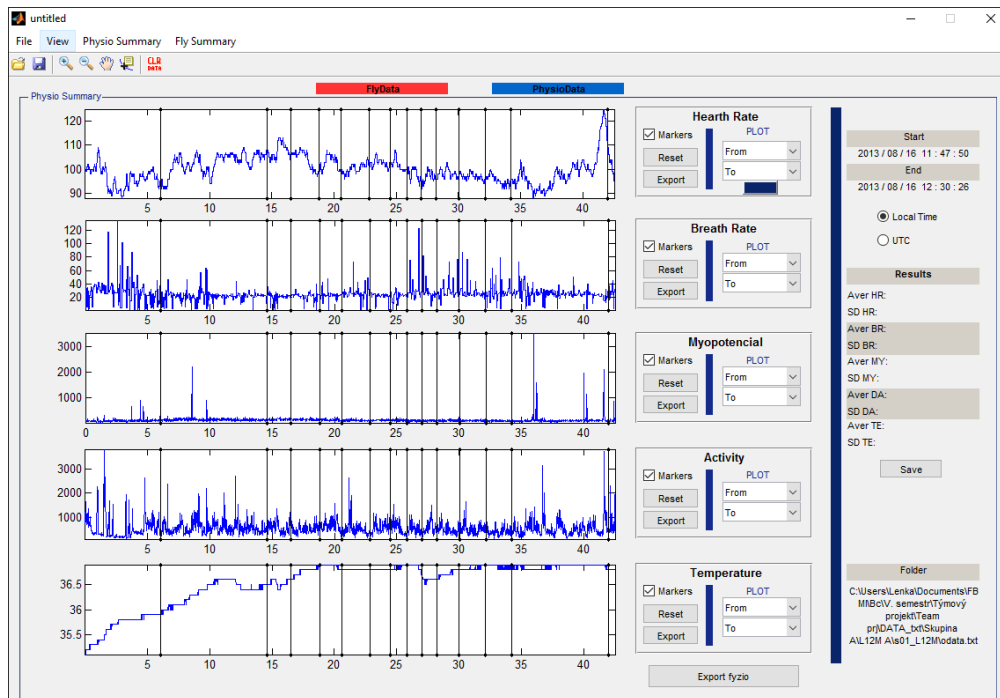
U tepové frekvence (HR1) označuje první oddělený znak RR interval, druhý je index a třetí beat per minute (BPM). Hodnoty RR intervalů byly zapisovány jako časová řada do velikosti 65536. Pro extrakci RR intervalů sloužil algoritmus, který postupně odečítal danou zapsanou hodnotu od následující hodnoty v časové řadě, a tím byla získána samotná hodnota RR intervalu.

První část u dechové frekvence (BR1) je písmeno H, další dvě části označují Bity a třetí část označuje sledovanou veličinu. U teploty (TE1) je první část také písmeno H, další část Bit a třetí část označuje naměřenou teplotu vynásobenou 10. Řádek pro myopotenciál (MI1) obsahuje písmeno H, Bit, číslo a sledovanou hodnotu. Data z akcelerometru (DA1) mají na prvním místě písmeno H, dále Bit, číslo, hodnotu pro osu X, hodnotu pro osu Y a hodnotu pro osu Z. Společné pro všechny řádky je poslední informace obsahující datum a čas ve formátu DD:MM:YYYY:HH:MM:SS:ss. D označuje den, M označuje měsíc, Y označuje rok, H označuje hodiny, M označuje minuty, S označuje sekundy a s označuje setinu sekundy.

Software je schopný načítat data vždy pro jeden naměřený let. Fyziologická data se automaticky vykreslí do jednotlivých grafů, jak je vidět na obr. 5.2. Každý naměřený parametr je vykreslen zvlášť a je vztažen vůči času. Díky tomu je možná i vizuální kontrola správnosti naměřených dat. V případě, že při načítání dojde k chybě, program nahlásí chybu



a nedojde k dokončení načítání. Program dále umožňuje přiblížení či oddálení jednotlivých grafů a zobrazení naměřených parametrů mezi konkrétními markery. Červenou barvou je marker označující začátek manévru a černou marker ukončující daný manévr. V pravé části uživatelského rozhraní je základní statistika vyobrazených dat. Vše je možné exportovat pomocí formátu xls, xlsx, dat nebo txt.



Obrázek 5.2: Ukázka uživatelského prostředí pro předzpracování naměřených fyziologických dat.

Kromě fyziologických parametrů je software schopný načítat i data z trenážeru. Tato data neobsahují jednotlivé markery, ale je možné je přidat z naměřených fyziologických dat. Z toho důvodu je nutné nejprve načítat fyziologická data a až poté data naměřená pomocí trenážeru. Software umožňuje export dat do formátu podporované sadou Ms Office – Excel. Je možné uložit celý záznam letu, pouze část mezi vybranými markery nebo části od prvního do posledního markeru.





Dále je možné pomocí softwaru hodnotit fyziologická data. Pro tyto účely slouží v GUI tlačítko Export fyzió (viz obr. 5.2). Jednotlivé metody hodnocení fyziologických dat využívané v tomto softwaru jsou popsány níže. Výsledky se ukládají ve formě grafů – boxploty pro průběh v každé měřené fázi výcviku, a tabulek ve formátu podporované sadou Ms Office – Excel, které je tak možné dále zpracovat.

### 5.1.1 Zpracování tepové frekvence

Systémem FlexiGuard byla získána tepová frekvence v tepech za minutu (BPM) a RR intervaly. S ohledem na ostatní studie zabývající se vyhodnocením záznamu tepové frekvence, byl pro další hodnocení vybrán záznam RR intervalů. Jedná se o vzdálenost mezi jednotlivými R píky ve dvou následujících QRS komplexech. Hodnota tepové frekvence (HR) se z RR intervalu (ms) získá pomocí následujícího vzorce:

$$HR = \frac{60000}{RR} \quad (5.1)$$

V časové oblasti byla tepová frekvence hodnocena pomocí následujících parametrů:

- **SDNN (ms)** – směrodatná odchylka NN intervalů (RR intervalů), což je druhá mocnina rozptylu. Hodnota SDNN závisí na délce nahrávky – čím delší záznam, tím vyšší jsou hodnoty SDNN. Pro hodnocení pomocí tohoto parametru by záznamy měly být podobně dlouhé.
- **RMSSD (ms)** – druhá odmocnina sumy druhých mocnin středních hodnot rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů. Tento parametr odhaduje v krátkém záznamu odchylky vysokofrekvenční tepové frekvence, které odráží.
- **Mean HR (bpm)** – střední hodnota tepové frekvence.
- **Mean RR (ms)** – střední hodnota RR intervalů.

Pro hodnocení tepové frekvence pomocí frekvenční analýzy bylo data nutná nejprve interpolovat pomocí spline funkce (viz kap. 2.1), pro kterou byla využita  $VQ = \text{interp1}$



( $X$ ,  $V$ ,  $XQ$ , 'spline'). Vektor  $X$  obsahuje vzorkovací body,  $V$  obsahuje odpovídající hodnoty  $V(X)$  a vektor  $XQ$  obsahuje souřadnice dotazujících bodů. Výsledné hodnoty pro jednotlivá frekvenční pásma (VLF, LF a HF) byla vypočítána pomocí Welchovy metody (viz kap. 2.1.4) s Hanningovým oknem o délce 256 s a překrytím 50 %.

Dále byla tepová frekvence hodnocena pomocí rekurentní analýzy (viz kap. 2.2). Dimenze (embedding dimension) byla nastavena na hodnotu  $m = 10$ . Při počítání dimenze pomocí metody nejbližších falešných sousedů ležely všechny vypočítané dimenze pod hodnotou 10. Proto byla tato hodnota zvolena jako dostatečně vysoká, aby odpovídala předchozím studiím [43, 44, 45, 46]. Dále byla pro tuto práci využita Euklidovská norma a metoda fixního procenta rekurentních bodů. Treshold byl nastaven na 5 % rekurentních bodů v rekurentním grafu [45].

### 5.1.2 Zpracování dechové frekvence

Pro dechovou frekvenci, na rozdíl od tepové, nejsou dána frekvenční pásma, pro která by byla dána známá aktivita autonomního systému. Z toho důvodu byla dechová frekvence hodnocena pouze pomocí rekurentní analýzy. Treshold byl nastaven na 5 % rekurentních bodů v rekurentním grafu. Vzhledem k velkému šumu v signálu bylo před samotnou analýzou nejprve nutné aplikovat mediánový filtr s oknem 20 vzorků.

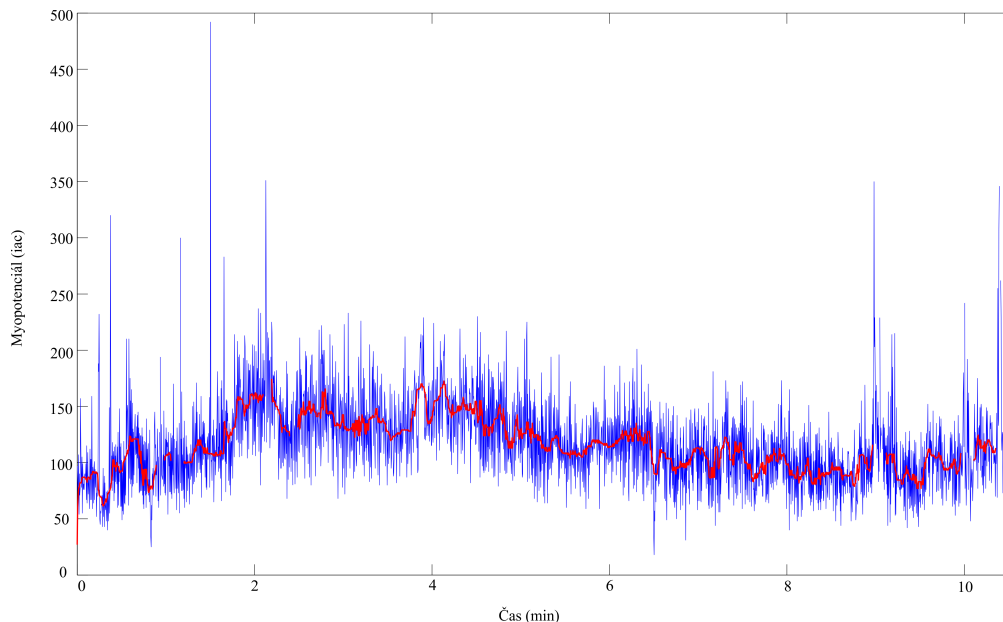
Pro mediánový filtr byla použita funkce  $Y = medfilt1(X,N)$ , která je součástí knihovny v prostředí Matlab. Signál, který chceme filtrovat, je označen jako  $X$  a jedná se o jednorozměrný vektor hodnot. Proměnná  $N$  označuje, o kolikátý řád se jedná (udává velikost použitého okna). Principem mediánové filtrace je posuv okna o velikosti  $N$  po signálu a výběr mediánu z dat ležících v daném okně. Velikost výsledného vektoru  $Y$  je stejná jako původního vektoru  $X$ .

U měření T6M nebyla data pro dechovou frekvenci naměřena. Důvodem byla nefunkčnost senzoru. Vzhledem k danému časovému harmonogramu, metodice měření,

nutnosti přítomnosti instruktora a dalších faktorů nebylo možné toto měření opakovat. Pro statistické hodnocení bylo měření T6M nahrazeno prázdnou maticí, čímž nedošlo k ovlivnění výsledku.

### 5.1.3 Zpracování myopotenciálu a fyzické aktivity pravé horní končetiny

Stejně jako u dechové frekvence, byl signál myopotenciálu i fyzické aktivity silně zašuměný a pro další vyhodnocování bylo nutné nejprve provést filtraci. Použit byl opět mediánový filtr s oknem o velikosti  $N = 20$  vzorků. Průběh signálu s šumem a signálu po filtraci je vidět na obr. 5.3.



Obrázek 5.3: Signál myopotenciálu s šumem (modrá křivka) a po aplikaci mediánového filtru (červená křivka).

Při dalším vyhodnocování signálu se ukázalo, že signál myopotenciálu z pravého trapézového svalu a signál aktivity pravé horní končetiny mají podobný průběh. Z toho důvodu byl aplikován Kolmogorov – Smirnov test, který určil, že data nemají normální rozdělení. Na hodnocení závislosti mezi těmito dvěma signály byla tedy zvolena neparametrická



metoda Spearmanova korelačního koeficientu, která se použila na všechna měření od obou datových sad. Hodnocení korelace probíhalo v prostředí Matlab pomocí funkce  $[RHO, PVAL] = corr(X, Y, 'name', value)$ , kde  $X$  a  $Y$  jsou vektory vstupních dat,  $name$  označuje použitou metodu (Spearman). Nulová hypotéza označovala, že data mezi sebou nebudou korelovat. Alternativní hypotéza označovala, že data mezi sebou mají nenulovou korelaci. Všechna data byla testována na hladině významnosti  $p = 0,05$ . V případě platnosti nulové hypotézy by výsledná hodnota  $RHO$  byla menší než hladina významnosti.

Výsledek Spearmanova korelačního koeficientu byl pro všechna měření  $0,802 \pm 0,043$ . Z toho vyplývá, že data pro myopotenciál a aktivitu pravé horní končetiny vykazují vysokou korelaci (hodnota je mnohem vyšší než hladina významnosti). Lze tedy usuzovat, že pravý trapézový sval přímo ovlivňuje pohyb pravé horní končetiny. Pro další hodnocení byl vybrán myopotenciál, který poskytuje informaci o změně tenze svalu při zvýšení/snížení psychické zátěže kladené na pilota.

Myopotenciál byl měřen v jednotkách  $iac$ , které není možné hodnotit pomocí časové analýzy. Stejně jako u dechové frekvence nejsou pro myopotenciál určena frekvenční pásma, která by odpovídala zapojení autonomního nervového systému. Proto byl myopotenciál hodnocen pouze pomocí rekurentní analýzy. Threshold byl nastaven na 5 % rekurentních bodů v rekurentním grafu – stejně jako pro tepovou a dechovou frekvenci.

## 5.2 Zpracování přesnosti pilotování

Jak již bylo zmíněno, pro přesnost pilotování byly měřeny dvě sady dat. Jedny byly naměřeny pomocí leteckého simulátoru, který zaznamenával jednotlivé sledované parametry po čas celého letu. Pro zpracování takto naměřených dat sloužilo uživatelské rozhraní v prostředí Matlab, které je popsáno výše. Data z trenažéru bylo nutné nejprve rozdělit na jednotlivé manévry a poté najít nejvyšší odchylku a průměrnou hodnotu u každého parametru. Nevýhodou této metody hodnocení je, že data jsou dostupná pouze pro trenažér.



Druhá sada dat se skládala ze zápisků instruktora, který u každého provedeného manévru zaznamenal nejvyšší odchylku od požadované hodnoty, kterou měl subjekt při realizaci manévru udržet. Takto získaná data jsou k dispozici ze všech měření (i v letadle) a pro všechny subjekty. Při porovnání hodnocení dat měřených na trenažéru a zápisu instruktora byla nalezena vzájemná korelace. Pro celkové hodnocení přesnosti pilotování byla tedy vybrána data zapsaná instruktorem pro jednotlivé manévry. Tím je zachována jednotnost pro všechna měření.

Při teoretickém úvodu bylo všem subjektům sděleno, jak budou jednotlivé manévry po sobě následovat a jaké parametry mají při jednotlivých manévrech dodržovat. Níže jsou uvedeny jednotlivé manévry a k nim požadované parametry:

- HPL (horizontální přímočarý let)
  - konstantní nadmořská výška (samotná nadmořská výška nebyla důležitá)
  - konstantní magnetický kurz (samotný magnetický kurz nebyl důležitý)
- H360 (horizontální zatáčka o  $360^\circ$ )
  - konstantní nadmořská výška
  - náklon letadla  $30^\circ$
- S180 (stoupavá zatáčka o  $180^\circ$ )
  - vertikální rychlost stoupání 500 ft/min
  - náklon letadla  $15^\circ$
- K180 (klesavá zatáčka o  $180^\circ$ )
  - vertikální rychlost klesání 500 ft/min
  - náklon  $15^\circ$



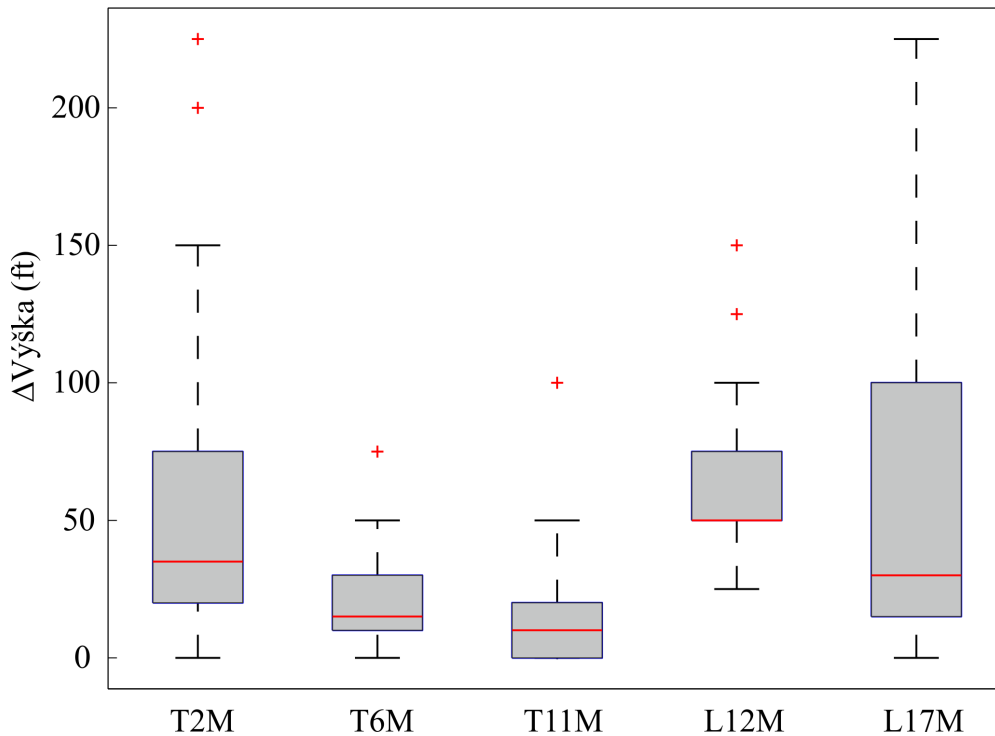
Hodnocení výše uvedených parametrů probíhalo na základě zápisů instruktora. Vyhodnocení probíhalo na základě datových setů obsahující nejvyšší odchylky pro každý manévr u všech měření. Nejprve byla data testována na normální rozložení pomocí Kolmogorov – Smirnova testu na hladině významnosti  $p = 0,05$ . Ani pro jednu sadu dat nebylo potvrzeno normální rozložení. Ve statistickém hodnocení bylo tedy následně využito dvouvýběrového Wilcoxonova testu s hladinou významnosti  $p = 0,05$ . Při hodnotě nižší než 0,05 byla potvrzena nulová hypotéza = data vykazují signifikantní rozdílnost. Pomocí Wilcoxonova testu byla testována jednotlivá měření mezi sebou.

### 5.2.1 Výsledky hodnocení přesnosti pilotování

Výsledky z hodnocení přesnosti pilotování slouží pro výběr nejvýznamnějších parametrů z hodnocení fyziologických dat. Přesnost pilotování je reprezentována pomocí boxplotů zobrazující chybovost v jednotlivých měřených fázích výcviku. Tabulka ukazuje výsledky z hodnocení pomocí dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Vyznačené hodnoty jsou menší než hladina významnosti 0,05, na které byla data testována. Jedná se tedy o hodnoty vyznačující signifikantní rozdíl.

Tabulka 5.1: Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení výšky pro horizontální přímočarý let.

|      | T2M | T6M     | T11M                     | L12M                     | L17M                     |
|------|-----|---------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| T2M  | –   | 0,00016 | $1,91845 \cdot 10^{-13}$ | <b>0,00033</b>           | 0,92278                  |
| T6M  |     | –       | <b>0,026170946</b>       | $7,29989 \cdot 10^{-13}$ | <b>0,00087</b>           |
| T11M |     |         | –                        | $2,23126 \cdot 10^{-23}$ | <b>0,00448</b>           |
| L12M |     |         |                          | –                        | $1,91845 \cdot 10^{-13}$ |
| L17M |     |         |                          |                          | –                        |

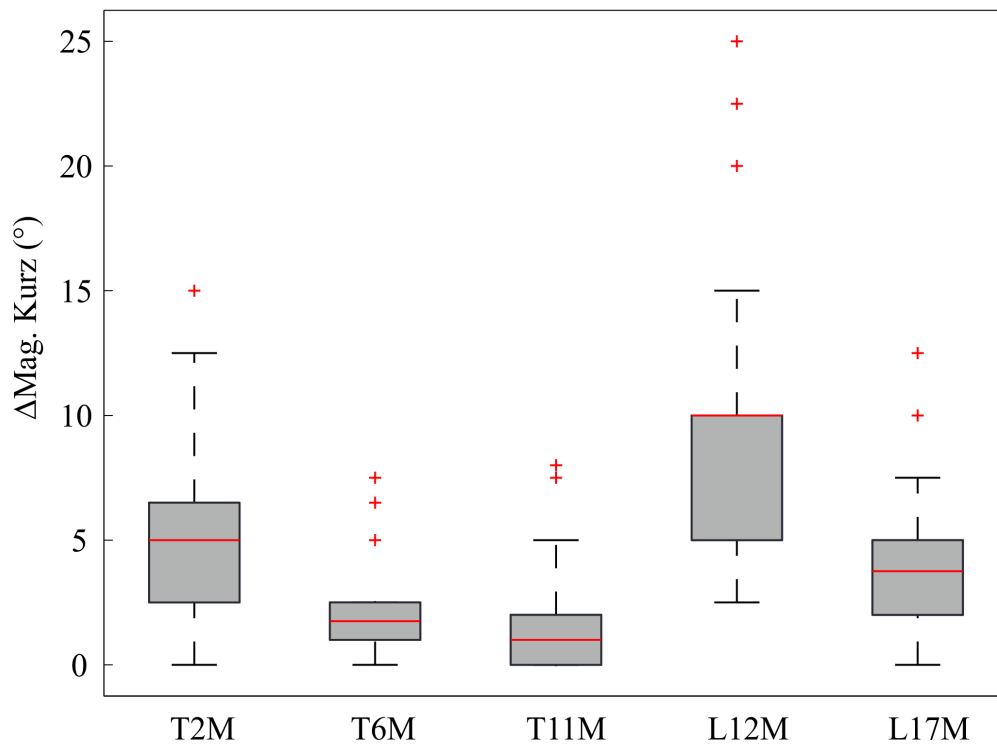


Obrázek 5.4: Graf chybovosti v udržení konstantní výšky při přímočarém horizontálním letu.

V průběhu horizontálního přímočarého letu bylo úkolem udržet konstantní nadmořskou výšku, bez ohledu na její hodnotu. Chybovost tohoto parametru se významně liší mezi všemi naměřenými fázemi výcviku. Výjimku tvoří porovnání T2M a L17M. Grafická prezentace výsledků pomocí boxplotů je zobrazena na obr. 5.4.

Tabulka 5.2: Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení magnetického kurzu pro horizontální přímočarý let.

|      | T2M | T6M                     | T11M                     | L12M                     | L17M                     |
|------|-----|-------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| T2M  | –   | $1,65095 \cdot 10^{-7}$ | $3,33667 \cdot 10^{-18}$ | $1,85610 \cdot 10^{-9}$  | 0,082285377              |
| T6M  |     | –                       | 0,053848447              | $4,48060 \cdot 10^{-13}$ | <b>0,00002</b>           |
| T11M |     |                         | –                        | $3,17352 \cdot 10^{-23}$ | $5,46808 \cdot 10^{-12}$ |
| L12M |     |                         |                          | –                        | $8,91781 \cdot 10^{-12}$ |
| L17M |     |                         |                          |                          | –                        |



Obrázek 5.5: Graf chybovosti v udržení konstantní magnetického kurzu při přímočarém horizontálním letu.

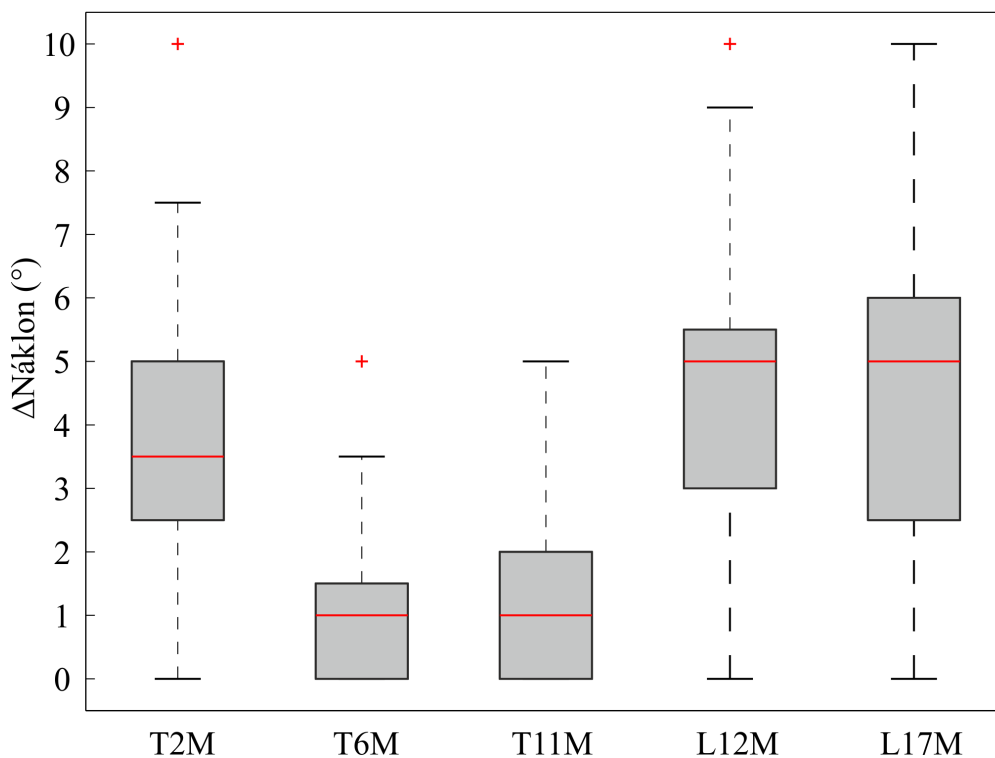
Chybovost v udržení konstantního magnetického kurzu při přímočarém letu vykazuje signifikantní rozdíl mezi všemi měřenými lety, kromě porovnání měření T2M a L17M (viz tab. 5.2). Velikost  $p$  hodnoty u porovnání měření T2M a T6M je velmi blízká hladině významnosti 0,05 a lze tedy považovat měření za signifikantně rozdílné. Grafické znázornění chybovosti v magnetickém kurzu při přímočarém horizontálním letu je prezentováno na obr. 5.5.





Tabulka 5.3: Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení náklonu letadla při horizontální zatáčce o 360°.

|      | T2M | T6M                      | T11M                     | L12M                     | L17M                     |
|------|-----|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| T2M  | -   | $1,54056 \cdot 10^{-10}$ | $9,40170 \cdot 10^{-18}$ | <b>0,09520</b>           | 0,13218                  |
| T6M  |     | -                        | 0,39137                  | $2,29105 \cdot 10^{-10}$ | $1,69473 \cdot 10^{-9}$  |
| T11M |     |                          | -                        | $2,69865 \cdot 10^{-16}$ | $9,92401 \cdot 10^{-15}$ |
| L12M |     |                          |                          | -                        | 0,96365                  |
| L17M |     |                          |                          |                          | -                        |



Obrázek 5.6: Graf chybovosti v udržení náklonu letadla při horizontální zatáčce o 360°.

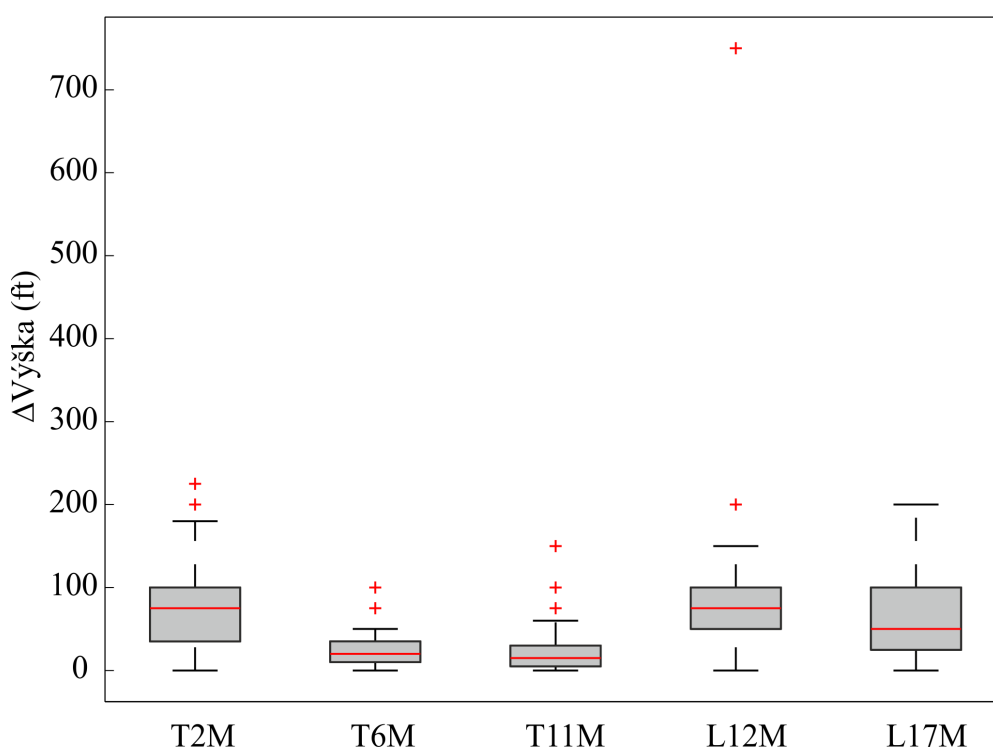
Při horizontální zatáčce o 360° byla zapisovaná největší chyba od daného náklonu 30°. Výsledky Wilcoxonova testu v tab. 5.3 ukazují, že signifikantní rozdíl není pozorován mezi měřeními T2M a L12M, T2M a L17M, T6M a T11M, L12M a L17M. Při druhém měření na trenažéru došlo k významnému poklesu chybovosti v náklonu oproti prvnímu měření. Medián maximální zaznamenané chyby je stejný pro měření T6M a T11M, stejně jako pro měření L12M a L17M. Při prvním měření v letadle došlo k signifikantnímu nárůstu chybovosti



oproti měření na тренаžeru. Grafické znázornění chybovosti náklonu v jednotlivých fázích výcviku je prezentováno v obr. 5.6.

Tabulka 5.4: Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení konstantní nadmořské výšky při horizontální zatáčce o 360°.

|      | T2M | T6M                     | T11M                     | L12M                     | L17M                     |
|------|-----|-------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| T2M  | -   | $1,13483 \cdot 10^{-7}$ | $1,87534 \cdot 10^{-16}$ | 0,90318                  | 0,4194                   |
| T6M  |     | -                       | 0,17321                  | $1,35671 \cdot 10^{-10}$ | <b>0,00003</b>           |
| T11M |     |                         | -                        | $4,30759 \cdot 10^{-18}$ | $3,91486 \cdot 10^{-11}$ |
| L12M |     |                         |                          | -                        | 0,20996                  |
| L17M |     |                         |                          |                          | -                        |



Obrázek 5.7: Graf chybovosti v udržení konstantní nadmořské výšky při horizontální zatáčce o 360°.

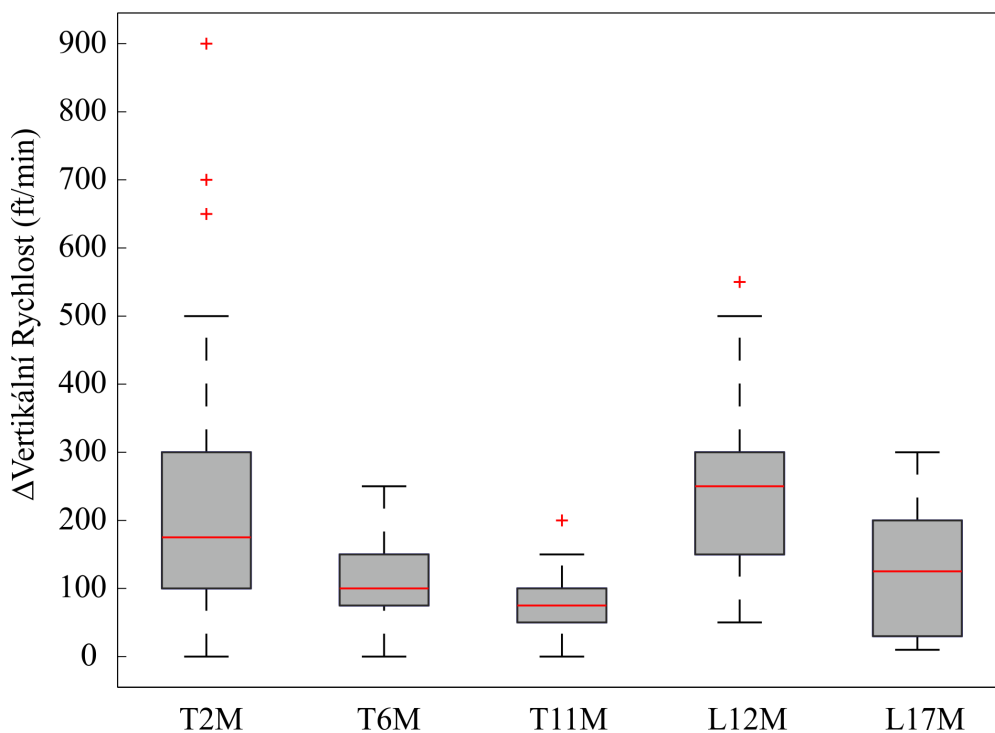
Jak je patrné z tabulky 5.4, chyba při udržení konstantní nadmořské výšky při horizontální zatáčce o 360° má signifikantní rozdíly mezi měřeními T2M a T6M, T2M a T11M,



T6M a L12M, T6M a L17M, T11M a L12M, T11M a L17M. Grafické znázornění průběhu chybovosti pro nadmořskou výšku při horizontální zatažce o 360° je na obr. 5.7. Medián pro chybu v udržení konstantní nadmořské výšky byl podobný pro měření T6M a T11M. Při druhém měření v letadle došlo pouze k mírnému poklesu mediánu chybovosti oproti prvnímu výcviku v letadle.

Tabulka 5.5: Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení vertikální rychlosti stoupání při stoupavé zatažce o 180°.

|      | T2M | T6M            | T11M                                       | L12M                                       | L17M                                      |
|------|-----|----------------|--|--|---|
| T2M  | –   | <b>0,00079</b> | <b><math>4,26338 \cdot 10^{-13}</math></b> | <b>0,00172</b>                             | <b>0,02379</b>                            |
| T6M  |     | –              | <b>0,00034</b>                             | <b><math>3,98356 \cdot 10^{-9}</math></b>  | 0,16687                                   |
| T11M |     |                | –  | <b><math>2,49171 \cdot 10^{-20}</math></b> | <b><math>5,52043 \cdot 10^{-6}</math></b> |
| L12M |     |                |  | –  | <b><math>8,24191 \cdot 10^{-7}</math></b> |
| L17M |     |                |  |  | –   |



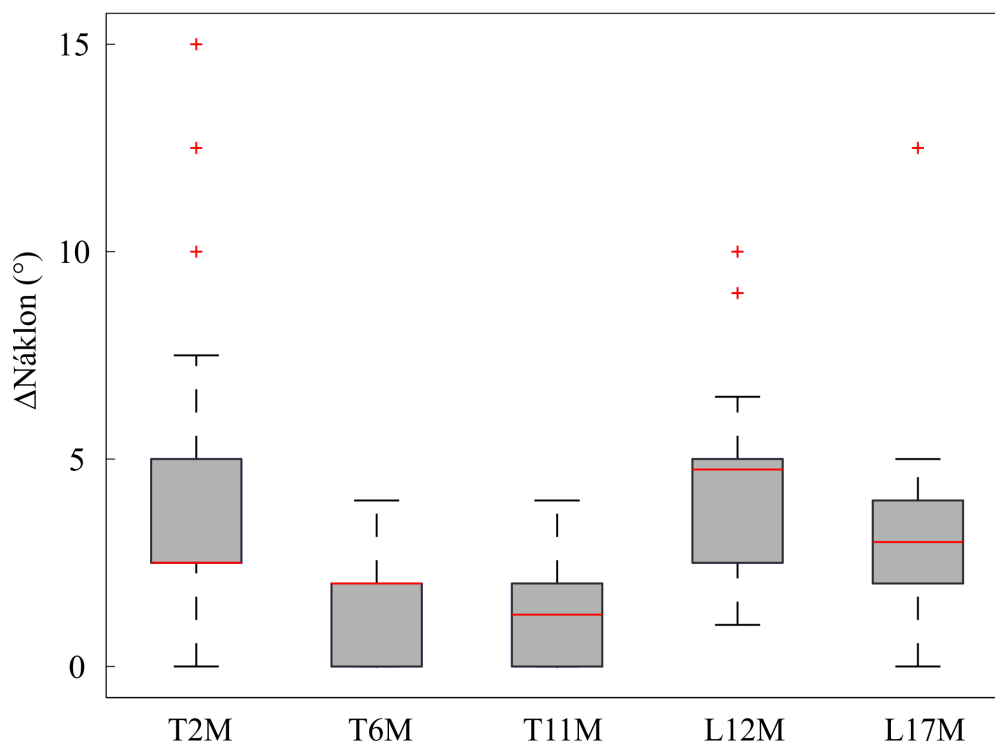
Obrázek 5.8: Graf chybovosti v udržení vertikální rychlosti stoupání při stoupavé zatažce o 180°.



V tab. 5.5 jsou prezentovány výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení dané vertikální rychlosti při stoupavé zatáčce o  $180^\circ$ . Z p hodnot je patrné, že signifikantní rozdíly jsou mezi všemi měřeními během výcviku, výjimku tvoří pouze porovnání T6M a L17M. Grafické znázornění změny chybovosti v průběhu výcviku je vidět na obr. 5.8.

Tabulka 5.6: Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení náklonu při stoupavé zatáčce o  $180^\circ$ .

|      | T2M | T6M                     | T11M                     | L12M                     | L17M                     |
|------|-----|-------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| T2M  | –   | $3,08608 \cdot 10^{-7}$ | $1,04197 \cdot 10^{-14}$ | <b>0,00187</b>           | 0,93458                  |
| T6M  |     | –                       | 0,40892                  | $2,20759 \cdot 10^{-9}$  | $6,47458 \cdot 10^{-6}$  |
| T11M |     |                         | –                        | $5,96760 \cdot 10^{-17}$ | $1,19709 \cdot 10^{-11}$ |
| L12M |     |                         |                          | –                        | <b>0,00409</b>           |
| L17M |     |                         |                          |                          | –                        |



Obrázek 5.9: Graf chybovosti v udržení náklonu při stoupavé zatáčce o  $180^\circ$ .

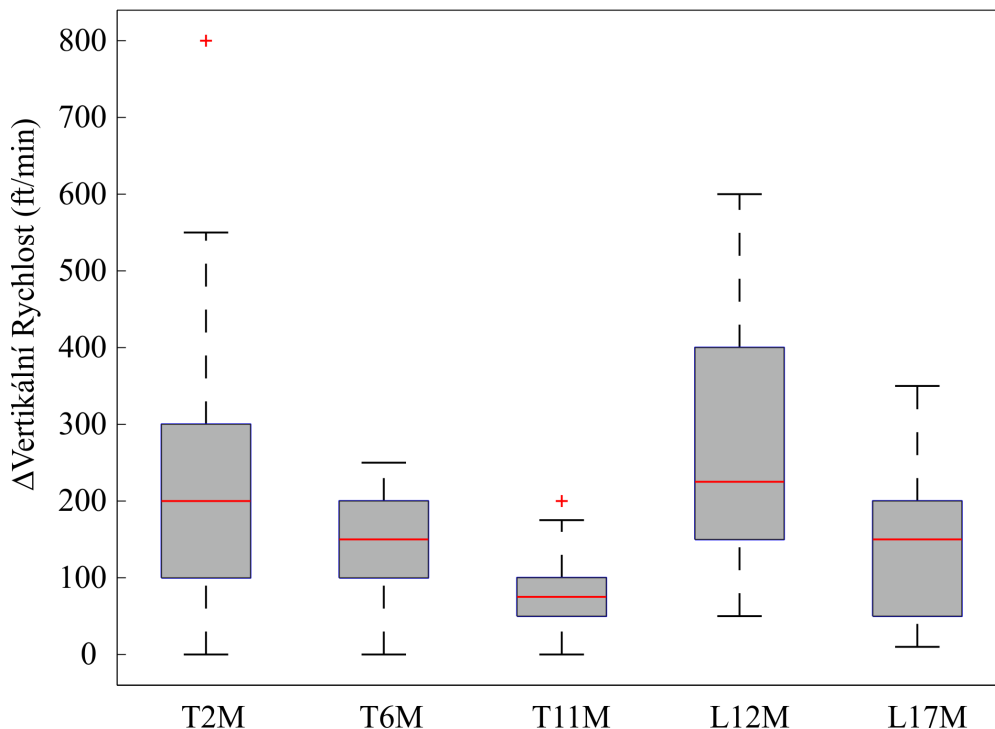
Signifikantní rozdíly u chybovosti v udržení náklonu při stoupavé zatáčce o  $180^\circ$  jsou



zaznamenané mezi všemi měřeními. Výjimku tvoří porovnání T2M a L17M, T6M a T11M, jak je vidět z tab. 5.6. Z grafického znázornění na obr. 5.9 je patrné, že chyba v náklonu je vyšší u prvního měření na trenažéru a při prvním měření v letadle. Podobná chybovost je pozorována při měření T6M a T11M.

Tabulka 5.7: Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení vertikální rychlosti klesání při klesavé zatáčce o 180°.

|      | T2M | T6M            | T11M                     | L12M                     | L17M                    |
|------|-----|----------------|--------------------------|--------------------------|-------------------------|
| T2M  | -   | <b>0,03309</b> | $2,12973 \cdot 10^{-11}$ | <b>0,00966</b>           | <b>0,00900</b>          |
| T6M  |     | -              | $1,78480 \cdot 10^{-6}$  | <b>0,00007</b>           | 1                       |
| T11M |     |                | -                        | $7,20868 \cdot 10^{-19}$ | <b>0,00012</b>          |
| L12M |     |                |                          | -                        | $3,06134 \cdot 10^{-6}$ |
| L17M |     |                |                          |                          | -                       |



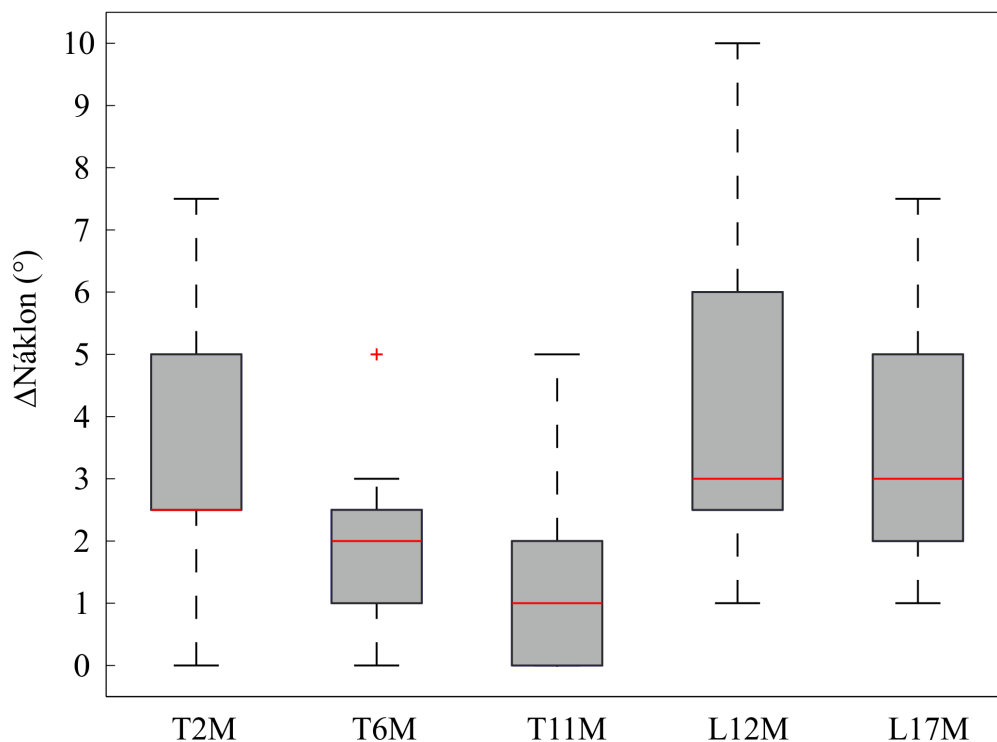
Obrázek 5.10: Graf chybovosti v udržení vertikální rychlosti klesání při klesavé zatáčce o 180°.



Z výsledků Wilcoxonova testu pro vertikální rychlost při klesavé zatáčce o 180° prezentovaných v tabulce 5.7 je vidět, že signifikantní rozdíl nebyl zaznamenán pouze při porovnání měření T6M a L17M. Grafické zobrazení chybovosti ve vertikální rychlosti je prezentováno v obr. 5.10. V průběhu výcviku na trenážeru chybovost klesala. Při prvním měření v letadle byl zaznamenán její nárůst. V posledním měřeném výcviku došlo opět k poklesu chybovosti vertikální rychlosti.

Tabulka 5.8: Výsledky Wilcoxonova testu pro chybovost v udržení náklonu při klesavé zatáčce o 180°.

|      | T2M | T6M                     | T11M                     | L12M                     | L17M                     |
|------|-----|-------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| T2M  | –   | $4,46642 \cdot 10^{-6}$ | $4,63305 \cdot 10^{-18}$ | <b>0,01577</b>           | 0,35096                  |
| T6M  |     | –                       | <b>0,04741</b>           | $9,17057 \cdot 10^{-8}$  | $3,35674 \cdot 10^{-6}$  |
| T11M |     |                         | –                        | $2,09019 \cdot 10^{-17}$ | $1,85128 \cdot 10^{-15}$ |
| L12M |     |                         |                          | –                        | 0,20733                  |
| L17M |     |                         |                          |                          | –                        |

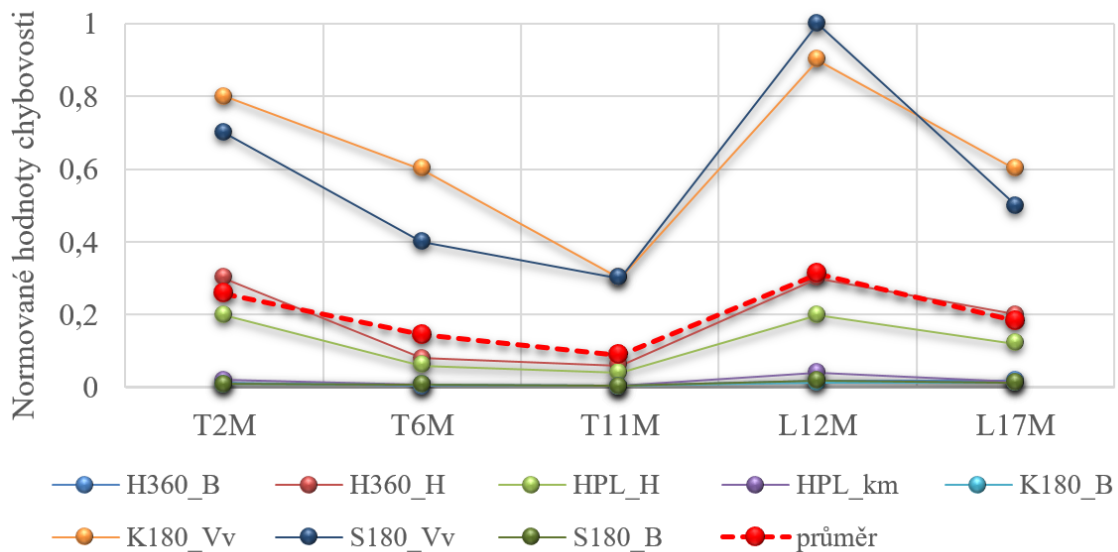


Obrázek 5.11: Graf chybovosti v udržení náklonu při klesavé zatáčce o 180°.



Vypočítané  $p$  hodnoty pro chybovost v udržení předepsaného náklonu při klesavé zatáčce o  $180^\circ$  jsou v tabulce 5.8. Všechny vypočítané hodnoty jsou nižší než hladina významnosti 0,05, kromě porovnání měření T2M a L17M, L12M a L17M. Z obr. 5.11 je patrné, že při výcviku na тренаžeru došlo u pozorovaného parametru k poklesu chybovosti. Chybovost pro oba měření výcviku v letadle jsou podobné, což vyplývá též z výsledku Wilcoxonova testu.

Všechny uvedené výsledky chybovosti pro parametry v této kapitole jsou shrnuty na následujícím obr. 5.12, na kterém je grafické znázornění normovaných hodnot v průběhu výcviku. Normované hodnoty byly vypočítány z mediánů jednotlivých průběhů. Červenou přerušovanou čarou je vyznačena průměrná hodnota pro normované hodnoty v dané fázi výcviku. Tento průběh je brán jako standard pro výběr statisticky nejvýznamnějších parametrů, který je popsán v následující kap. 5.3.



Obrázek 5.12: Normované hodnoty chybovosti v průběhu výcviku.



### 5.3 Výběr statisticky nejvýznamnějších parametrů

V předchozí kapitole jsou shrnuty výsledky pro přesnost pilotování. Z nich vyplývá předpoklad, že čím více výcvikových hodin subjekty absolvují, tím se zvyšuje přesnost pilotování, a tedy dojde ke snížení psychofyzilogické zátěže. Při prvním výcviku v letadle došlo ke zvýšení zátěže, která je prezentována vyšší chybovostí ve všech sledovaných parametrech přesnosti pilotování. Po dalších pěti absolvovaných hodinách v letadle došlo k mírnému zvýšení přesnosti pilotování.

Na základě výše popsaného průběhu byla stanovena hypotéza, že mezi všemi fázemi výcviku jsou signifikantní rozdíly. Nejprve byly všechny parametry testovány pomocí Spearmanova testu na normalitu dat. Bylo zjištěno, že ani jedna sada dat nevykazuje normální rozdělení. Z toho důvodu byl při hledání statisticky nejvýznamnějších parametrů použit dvouvýběrový Wilcoxonův test na hladině významnosti 0,05. Všechny hodnoty, které byly nižší než tato hladina významnosti, byly brány jako signifikantně rozdílné. Porovnávány mezi sebou byly všechny fáze výcviku. Jako statisticky nejvýznamnější parametry byly zvoleny ty, které vykazovaly největší počet signifikantních rozdílů a zároveň měly předpokládaný průběh po čas výcviku.

#### 5.3.1 Výsledky výběru parametrů

V této podkapitole jsou prezentovány výsledky  $p$ -hodnot z dvouvýběrového Wilcoxonova testu a průběh vybraných psychofyzilogických parametrů. Nejprve bylo sledováno, zda průběh odpovídá předpokladům dle vyhodnocení přesnosti pilotování. Poté byly ručně vybrány parametry, které měly více jak čtyři hodnoty  $p < 0,05$ , a vykazují tak u více než čtyř porovnání signifikantní rozdíly. Průběh ostatních sledovaných parametrů a výsledky Wilcoxonova testu jsou uvedeny v příloze. Mezi vybrané statisticky významné parametry z hodnocení tepové frekvence patří Mean HR, Mean RR, RMSSD, DIV, DET, RATIO, TT a TND. Z vyhodnocených parametrů dechové frekvence a myopotenciálu pomocí rekurentní analýzy byl vybrán MAXV.

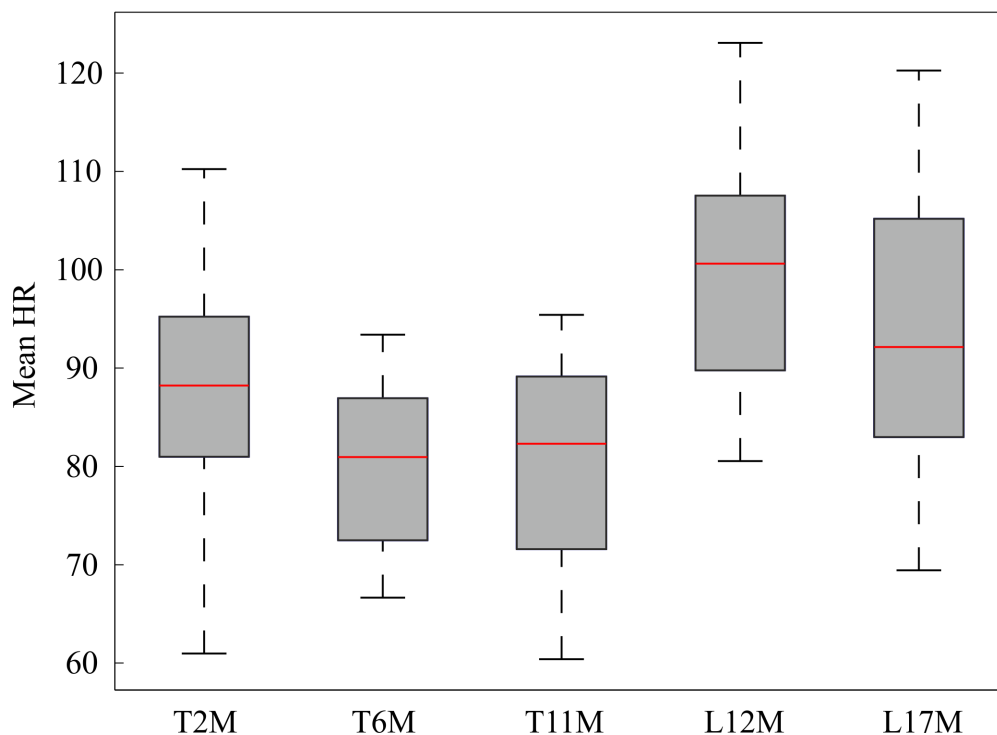




Tabulka prezentující výsledky Wilcoxonova testu je symetrická. Důležité je tedy pozorovat pouze  $p$ -hodnoty nacházející se nad nebo pod diagonálou. Grafické znázornění průběhu parametru je prezentováno pomocí boxplotů pro každou měřenou letovou hodinu.

Tabulka 5.9: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr Mean HR u tepové frekvence.

|      | T2M | T6M     | T11M           | L12M                                      | L17M           |
|------|-----|---------|----------------|---|----------------|
| T2M  | –   | 0,09788 | <b>0,05020</b> | <b>0,00269</b>                            | 0,17077        |
| T6M  |     | –       | 0,6895         | <b>0,00072</b>                            | <b>0,02067</b> |
| T11M |     |         | –              | <b><math>8,83712 \cdot 10^{-6}</math></b> | <b>0,00288</b> |
| L12M |     |         |                | –   | 0,18058        |
| L17M |     |         |                |   | –              |



Obrázek 5.13: Grafická prezentace průběhu parametru Mean HR během výcviku.

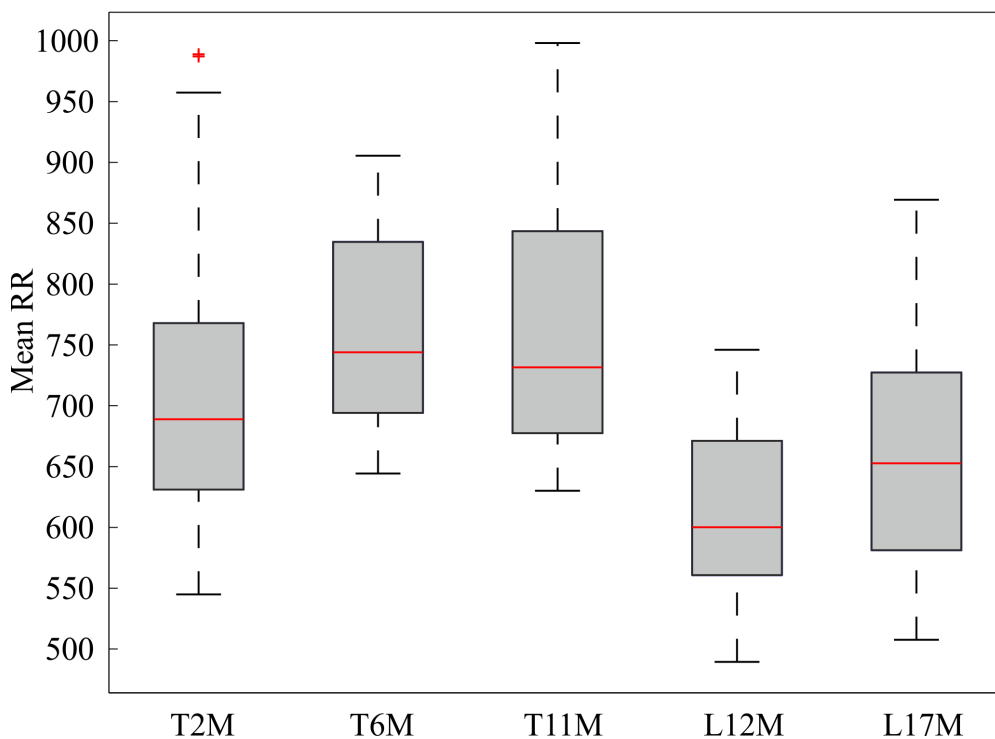
Jak je patrné z tab. 5.9, u parametru Mean HR byl nalezen signifikantní rozdíl mezi T2M a L12M, T6M a L12M, T6M a L17M, T11M a L12M, T11M a L17M. Na obr. 5.13 je vidět, že



střední hodnota pro tepovou frekvenci byla u prvního měření v letadle významně vyšší než u ostatních měření. Při L17M byl zaznamenán mírný pokles oproti prvnímu měření v letadle. Hodnota Mean HR při T6M a T11M byla signifikantně nižší než při druhém měření v letadle.

Tabulka 5.10: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr Mean RR u tepové frekvence.

|      | T2M | T6M     | T11M           | L12M           | L17M           |
|------|-----|---------|----------------|----------------|----------------|
| T2M  | -   | 0,08444 | <b>0,03182</b> | <b>0,00383</b> | 0,24470        |
| T6M  |     | -       | 0,71774        | <b>0,00072</b> | <b>0,02067</b> |
| T11M |     |         | -              | <b>0,00001</b> | <b>0,00211</b> |
| L12M |     |         |                | -              | 0,17193        |
| L17M |     |         |                |                | -              |



Obrázek 5.14: Grafická prezentace průběhu parametru Mean RR během výcviku.

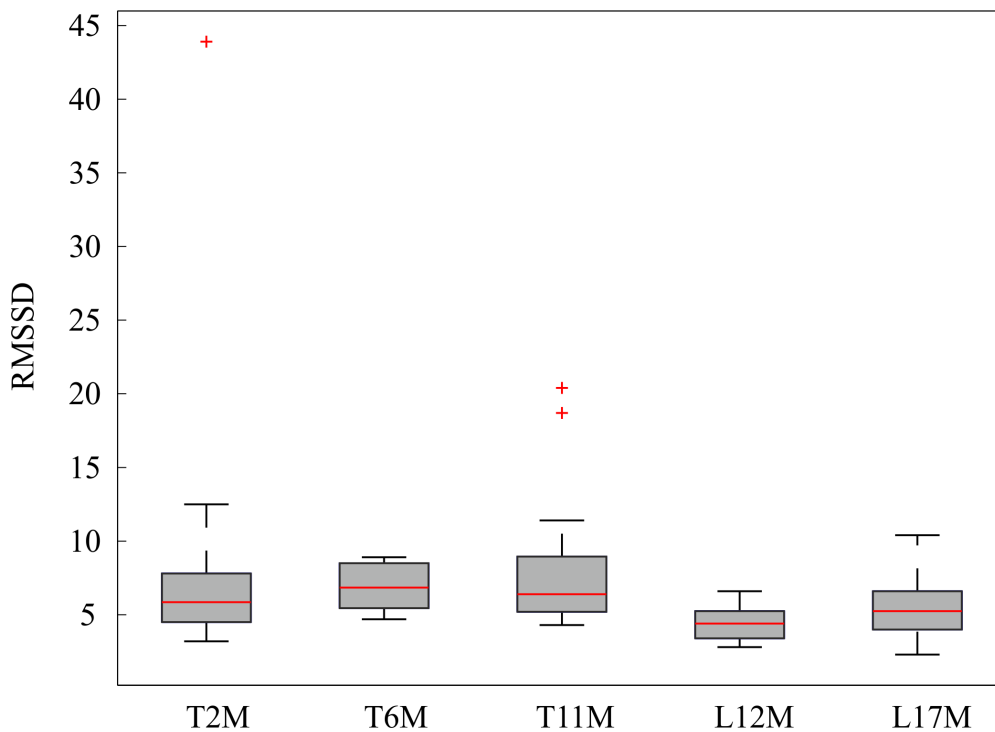
Výsledky  $p$ -hodnot pro střední hodnotu RR intervalů jsou prezentovány v tab. 5.10. Signifikantní rozdíl byl nalezen v šesti případech. Stejně jako u parametru Mean HR, byl nalezen významný rozdíl mezi L12M a všemi měřeními na trenážeru. U třetího měření



na trenážeru bylo signifikantní zvýšení hodnoty oproti T2M, jak je patrné z obr. 5.14. Mean RR byl při posledním měření výrazně nižší než u T6M a T11M.

Tabulka 5.11: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr RMSSD u tepové frekvence.

|      | T2M | T6M    | T11M    | L12M           | L17M           |
|------|-----|--------|---------|----------------|----------------|
| T2M  | -   | 0,1946 | 0,16775 | <b>0,00342</b> | 0,45124        |
| T6M  |     | -      | 0,71465 | <b>0,00175</b> | 0,07079        |
| T11M |     |        | -       | <b>0,00003</b> | <b>0,03716</b> |
| L12M |     |        |         | -              | 0,06178        |
| L17M |     |        |         |                | -              |



Obrázek 5.15: Grafická prezentace průběhu parametru RMSSD během výcviku.

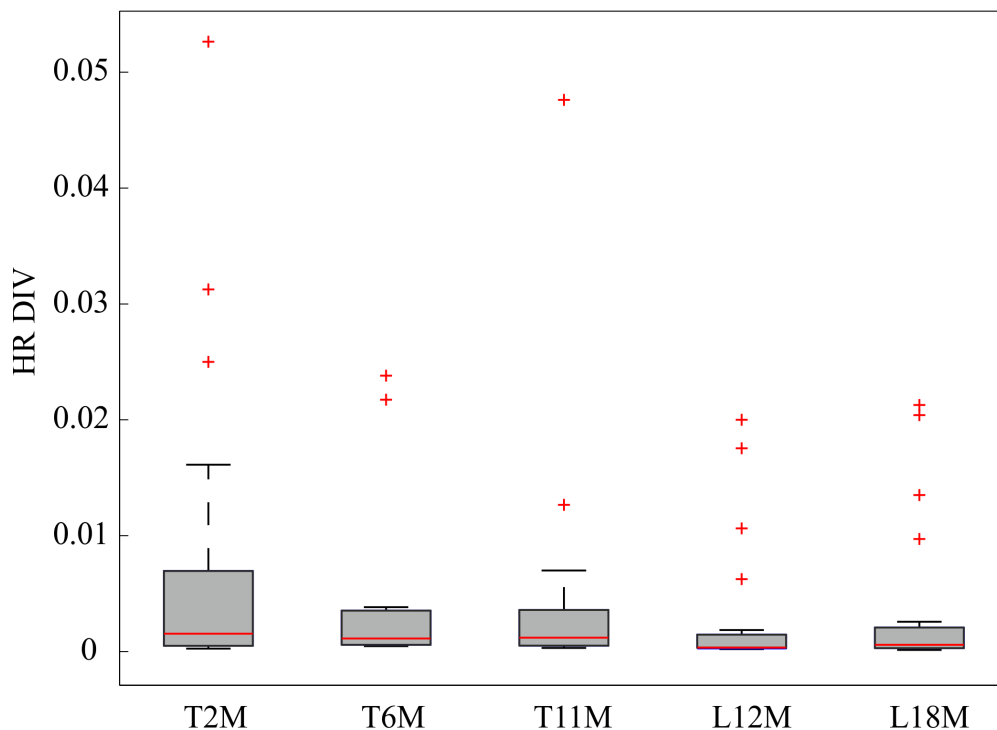
Pomocí Wilcoxonova testu bylo zjištěno, že parametr RMSSD se signifikantně liší u měření L12M a T2M, T6M a T11M. Další signifikantní rozdíl byl nalezen při porovnání T11M a L18M. Výsledky jsou prezentovány v tab. 5.11 a obr. 5.15. Při druhém měření na trenážeru je vidět mírný nárůst mediánu. Při třetím měření na trenážeru došlo k mírnému poklesu



mediánu, ale naopak se zvýšil rozptyl mezi prvním a třetím kvantilem. Při prvním měření v letadle se medián i rozptyl RMSSD snížil. K nárůstu došlo při druhém výcviku v letadle.

Tabulka 5.12: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr DIV u tepové frekvence.

|      | T2M | T6M     | T11M    | L12M           | L17M           |
|------|-----|---------|---------|----------------|----------------|
| T2M  | –   | 0,73558 | 0,96976 | <b>0,00047</b> | <b>0,00712</b> |
| T6M  |     | –       | 0,81478 | <b>0,00290</b> | <b>0,03280</b> |
| T11M |     |         | –       | <b>0,00011</b> | <b>0,00440</b> |
| L12M |     |         |         | –              | 0,61086        |
| L17M |     |         |         |                | –              |



Obrázek 5.16: Grafická prezentace průběhu parametru DIV během výcviku.

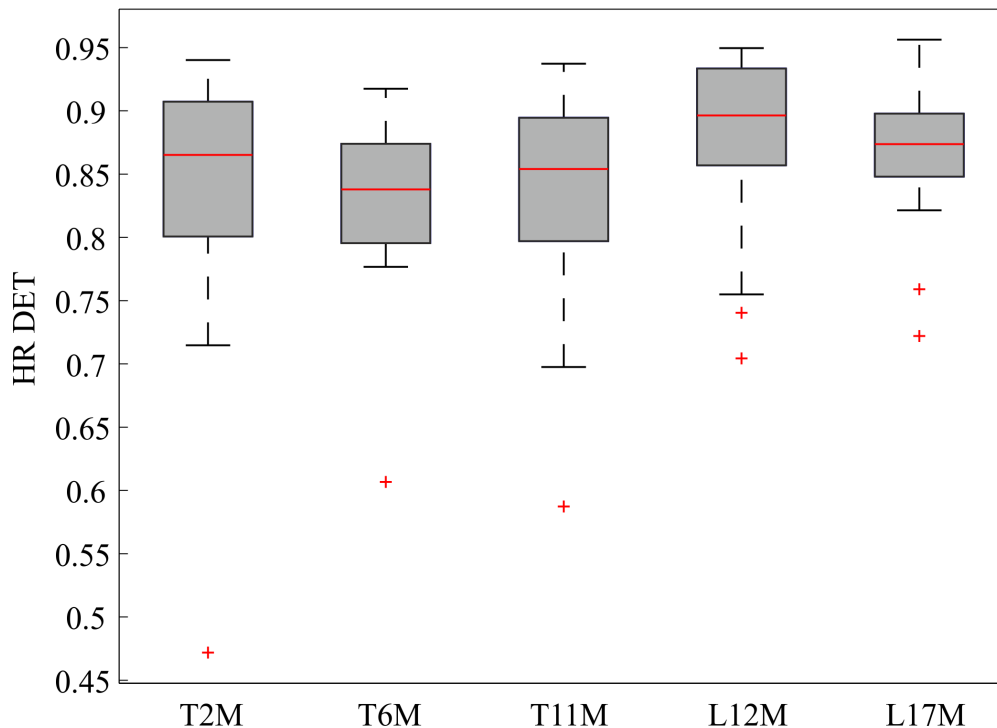
Signifikantní rozdíly u parametru divergence (DIV) byly nalezeny při porovnání měření L12M s T2M, T6M a T11M a při porovnání měření L17M s T2M, T6M a T11M. Výsledky z tab. 5.12 jsou potvrzeny obr. 5.16, z kterého je patrné, že divergence byla nižší u měření v letadle než na trenažéru. Mezikvartilové rozpětí je vyšší u měření na trenažéru, kdy největší je



u měření T2M. Průběh pro parametr DIV je přesně opačný od ostatních parametrů získaných rekurentní analýzou.

Tabulka 5.13: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr DET u tepové frekvence.

|      | T2M | T6M     | T11M    | L12M           | L17M           |
|------|-----|---------|---------|----------------|----------------|
| T2M  | –   | 0,43988 | 0,49029 | <b>0,03714</b> | 0,26720        |
| T6M  |     | –       | 0,77482 | <b>0,01261</b> | <b>0,02926</b> |
| T11M |     |         | –       | <b>0,00680</b> | 0,05775        |
| L12M |     |         |         | –              | 0,28919        |
| L17M |     |         |         |                | –              |



Obrázek 5.17: Grafická prezentace průběhu parametru DET během výcviku.

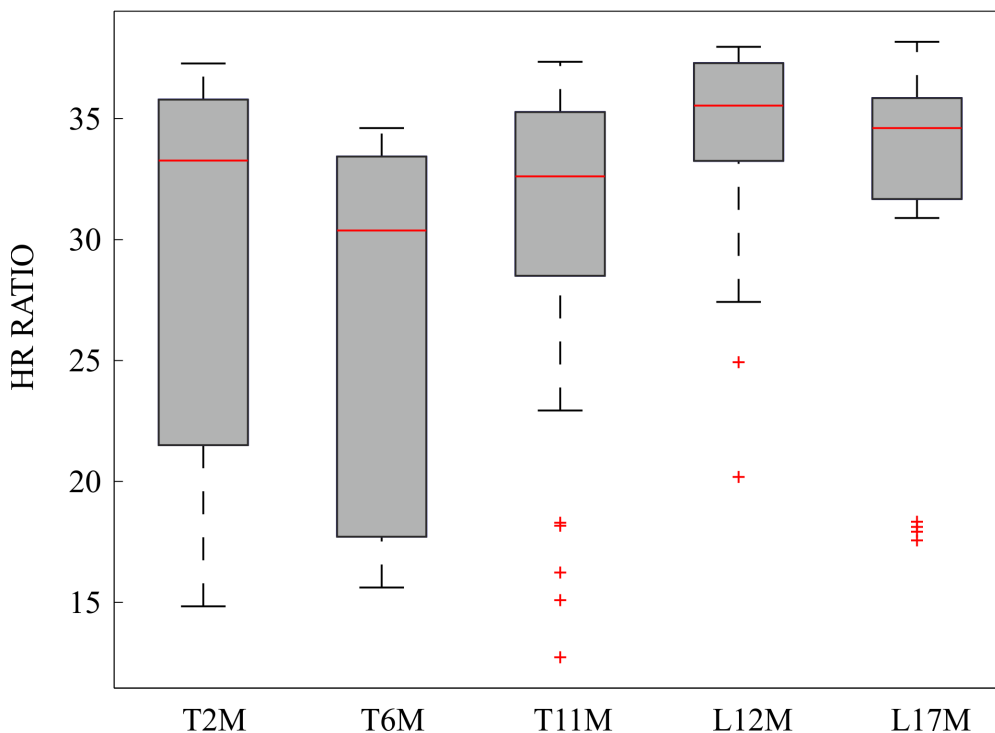
U parametru determinismus získaného pomocí rekurentní analýzy byla  $p$ -hodnota nižší než 0,05 ve čtyřech případech, jak je vidět v tab. 5.13. Signifikantní rozdíl byl nalezen u porovnání měření T2M a L12M, T6M a L12M, T11M a L12M, T11M a L17M. Průběh během výcviku prezentovaný na obr. 5.17 je shodný s předpokladem. Pouze u T11M došlo k mírnému nárůstu



mediánu i mezikvartilového rozpětí, což se liší od průběhu chybovosti.

Tabulka 5.14: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr RATIO u tepové frekvence.

|      | T2M | T6M     | T11M           | L12M           | L17M           |
|------|-----|---------|----------------|----------------|----------------|
| T2M  | –   | 0,13651 | 0,31898        | <b>0,00617</b> | <b>0,01984</b> |
| T6M  |     | –       | <b>0,01106</b> | <b>0,00048</b> | <b>0,00019</b> |
| T11M |     |         | –              | <b>0,01756</b> | <b>0,03818</b> |
| L12M |     |         |                | –              | 0,69152        |
| L17M |     |         |                |                | –              |



Obrázek 5.18: Grafická prezentace průběhu parametru RATIO během výcviku.

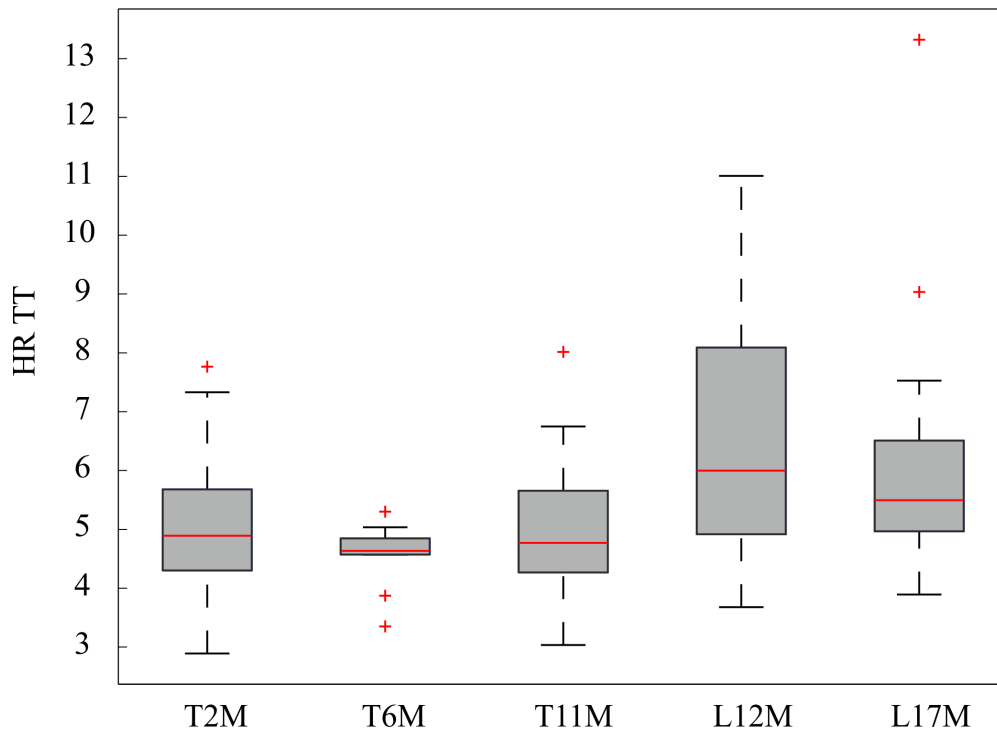
Při porovnání jednotlivých fází výcviku pomocí Wilcoxonova testu vykazoval parametr RATIO nejvíce signifikantních rozdílů, jak je patrné z tab. 5.14. Hodnota byla nižší než hladina významnosti u měření T6M a T11M a při porovnání obou dvou měření v letadle s výcviky probíhající na trenažéru. Na obr. 5.18 je grafické znázornění průběhu RATIO během výcviku pomocí boxplotů. Při T6M došlo k poklesu mediánu oproti T2M. Při T11M došlo k



mírnému nárůstu mediánu, ale při porovnání s T2M byl zaznamenán pokles. Měření v letadle vykazuje vyšší hodnoty parametru **RATIO** než u měření na trenažéru.

Tabulka 5.15: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr TT u tepové frekvence.

|      | T2M | T6M      | T11M    | L12M           | L17M           |
|------|-----|----------|---------|----------------|----------------|
| T2M  | -   | 0,673714 | 0,85478 | <b>0,00634</b> | <b>0,05001</b> |
| T6M  |     | -        | 0,84591 | <b>0,01167</b> | <b>0,00366</b> |
| T11M |     |          | -       | <b>0,00563</b> | <b>0,01858</b> |
| L12M |     |          |         | -              | 0,22503        |
| L17M |     |          |         |                | -              |



Obrázek 5.19: Grafická prezentace průběhu parametru TT během výcviku.

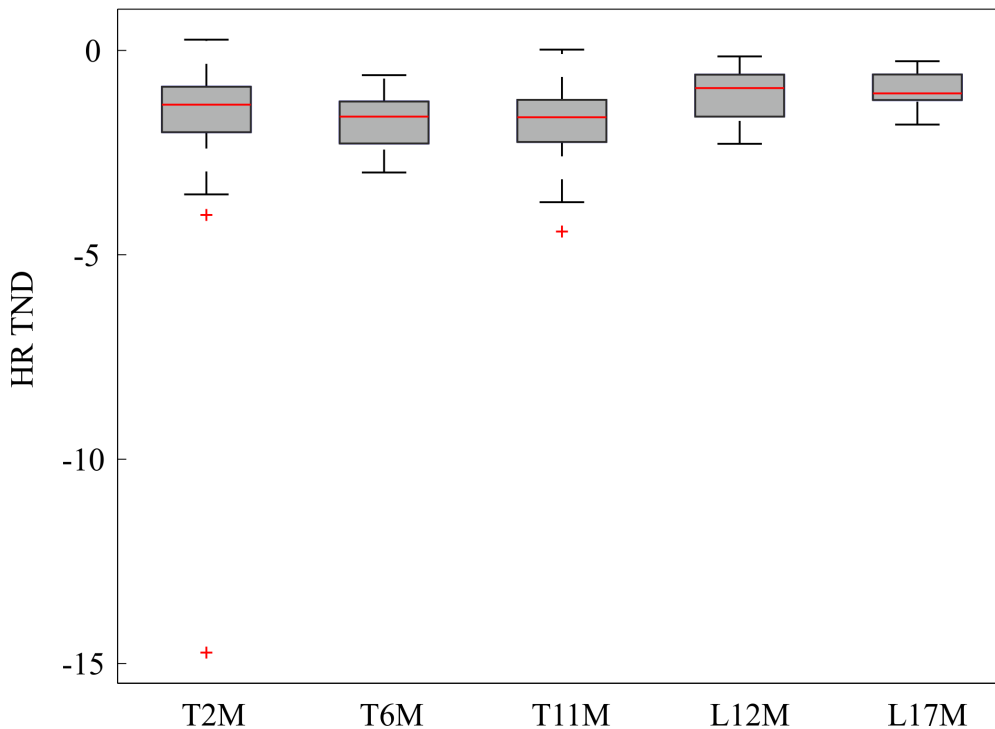
Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr TT u tepové frekvence ukázaly, že výcvik na trenažéru se signifikantně liší od výcviku v letadle. Jak je vidět v tab. 5.15, *p*-hodnota je nižší než 0,05 při porovnání měření L12M s T2M, T6M a T11M. Stejně tak byl nalezen signifikantní rozdíl mezi měřeními L17M a T2M, T6M a T11M. Grafická prezentace výsledků



parametru TT u tepové frekvence je na obr. 5.19. Nejvyšší hodnota byla zaznamenána při prvním měření v letadle. U L12M došlo k poklesu oproti předchozímu měření, ale hodnoty TT byly vyšší než u měření na trenažéru.

Tabulka 5.16: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr TND u tepové frekvence.

|      | T2M | T6M     | T11M    | L12M           | L17M           |
|------|-----|---------|---------|----------------|----------------|
| T2M  | -   | 0,10336 | 0,07481 | 0,26320        | 0,09426        |
| T6M  |     | -       | 0,86030 | <b>0,01852</b> | <b>0,00197</b> |
| T11M |     |         | -       | <b>0,01390</b> | <b>0,00115</b> |
| L12M |     |         |         | -              | 0,94608        |
| L17M |     |         |         |                | -              |



Obrázek 5.20: Grafická prezentace průběhu parametru TND během výcviku.

Z tab. 5.16 je vidět, že signifikantní rozdíl pro TND u tepové frekvence byl nalezen mezi měřeními T6M a L12M, T11M a L12M, T6M a L17M, T11M a L17M. Distribuce parametru TND znázorněná na obr. 5.20 má shodný trend jako přesnost pilotování. Při měření v trenažéru došlo k postupnému snižování hodnoty. První reálný let způsobil zvýšení hodnoty,

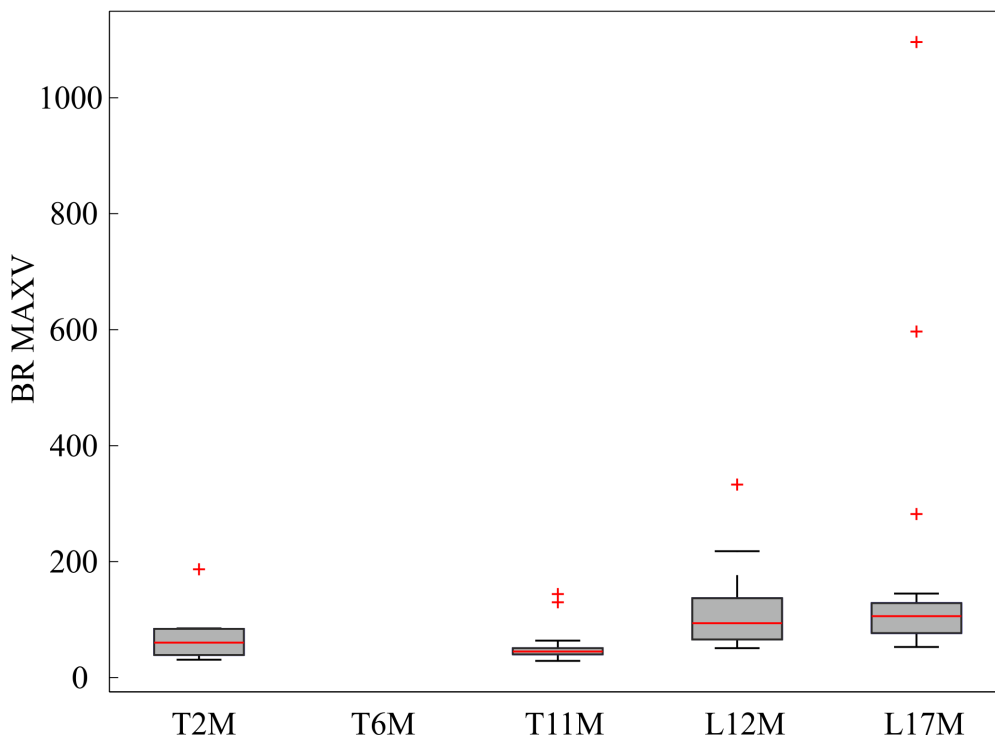




ale při L17M došlo opět k poklesu.

Tabulka 5.17: Výsledky Wilcoxonova testu pro parametr MAXV u dechové frekvence.

|      | T2M | T6M     | T11M    | L12M           | L17M           |
|------|-----|---------|---------|----------------|----------------|
| T2M  | -   | 0,10336 | 0,07481 | 0,26320        | 0,09426        |
| T6M  |     | -       | 0,86030 | <b>0,01852</b> | <b>0,00197</b> |
| T11M |     |         | -       | <b>0,01390</b> | <b>0,00115</b> |
| L12M |     |         |         | -              | 0,94608        |
| L17M |     |         |         |                | -              |



Obrázek 5.21: Grafická prezentace průběhu parametru MAXV u dechové frekvence během výcviku.

Dechová frekvence není naměřena pro výcvikovou hodinu T6M. Porovnáním ostatních měření pomocí Wilcoxonova testu bylo zjištěno, že se signifikantně liší T2M a L12M, T2M a L17M, T11M a L12M, T11M a L17M. Výsledky jsou uvedeny v tab. 5.17. Z obr. 5.21 je patrné, že při druhém realizovaném měření na тренаžeru došlo k poklesu parametru MAXV. Naopak při prvním i druhém výcviku v letadle byla hodnota MAXV vyšší.



## 6 Diskuze

V této práci byly navrženy metody pro hodnocení psychofyziologické kondice pilotů v průběhu výcviku. Během výcviku byla měřena tepová a dechová frekvence, myopotenciál, teplota a aktivita pravé horní končetiny. Teplota nebyla z důvodu špatně navrženého a upevněného senzoru správně naměřena ani u jednoho subjektu, a proto byla z dalšího hodnocení vyřazena. Aktivita pravé horní končetiny a myopotenciál snímáný z pravého trapézového svalu vykazovaly silnou závislost testovanou pomocí Spearmanova korelačního koeficientu. Pro další hodnocení byl vybrán z těchto dvou parametrů pouze myopotenciál, díky němuž lze přímo sledovat svalovou tenzi při stresu [47].

Tepová frekvence byla hodnocena na základě rešerše [28, 25]. V časové oblasti byly vybrány parametry Mean HR (střední hodnota tepové frekvence), Mean RR (střední hodnota RR intervalů), SDNN a RMSSD. Další použitou metodou byla frekvenční analýza, pomocí níž se získaly hustoty pro tři frekvenční pásma (VLF, LF a HF). Pro tato pásma je známé, jakou větví autonomního nervového systému jsou ovlivněna [17, 26]. Novou metodou pro hodnocení psychofyziologické zátěže na základě tepové frekvence, dechové frekvence a myopotenciálu byla zvolena rekurentní analýza.

Hodnocení přesnosti pilotování probíhalo na základě zápisů instruktora. V průběhu letu zaznamenával maximální odchylky u sledovaných parametrů během každého prováděného manévru. Data byla na základě Kolmogorov – Smirnova testu na normalitu dat hodnocena neparametrickou metodou dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Z tab. 5.1 – 5.8 obsahující  $p$ -hodnoty je patrné, že chybovost v přesnosti pilotování vykazuje signifikantní rozdíly mezi téměř všemi měřeními. Normalizovaný průběh pro sledované parametry chybovosti je na obr. 5.12. Hypotéza, z které se vycházelo v této práci, byla, že s výkonností by měla klesat zátěž [5, 17]. Chybovost přesnosti pilotování by měla mít tedy stejný průběh jako zátěž. Tento předpoklad byl využit při výběru signifikantně významných parametrů.



Při druhém měření na тренаžeru došlo u všech sledovaných parametrů ke snížení chybovosti. Důvodem jsou další 4 hodiny výcviku, které mezi tím subjekty absolvovaly. Snížila se jim tak psychofyziologická zátěž a tím narostla přesnost pilotování. Při posledním měření na тренаžeru byl pozorován opět pokles chybovosti v pilotování. Čím více hodin piloti trénovali, tím se zvyšovala přesnost provádění jednotlivých manévru a zároveň se snižovala psychofyziologická zátěž. Při prvním výcviku v letadle došlo k nárůstu zátěže a tedy chybovosti v přesnosti. Reálný let vyžadoval od subjektů větší soustředění. V letadle vždy seděl instruktor, který dohlížel na průběh letu a při nutnosti by převzal kontrolu nad pilotováním. Avšak strach z toho, že pokud se subjektu manévr nepovede nebo ztratí kontrolu nad letadlem, může to mít fatální následky, kladl na subjekty při pilotování v reálném letadle větší psychickou zátěž. Trénažer simuloval let po vizuální stránce, nebyly však znatelné otřesy letadla. Tyto všechny důvody vedly k vyšší chybovosti (a tím i psychické zátěži) při reálných letech oproti simulovaným.

Výběr statisticky nejvýznamnějších parametrů probíhal na základě podobnosti průběhu s chybovostí přesnosti pilotování a výsledků z dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Ten byl zvolen kvůli nenormálnímu rozdělení dat, což bylo zjištěno pomocí Kolmogorov – Smirnova testu. Předpokladem bylo, že mezi každou měřenou fází výcviku bude signifikantní rozdíl – v průběhu výcviku na тренаžeru dojde ke snižování psychofyziologické zátěže, která naopak vzroste při prvním měření v letadle. Při druhém měření v letadle, které proběhlo až po dalších čtyřech hodinách výcviku, dojde ke snížení psychofyziologické zátěže.

Předpokládaný průběh splňovalo mnoho vypočítaných parametrů – entropie, LMAX a MAXV u dechové frekvence; střední hodnota HR a RR, RMSSD, SDNN, LF/HF, AVDL, determinismus, entropie, laminarita, MAXV, RATIO, TND a TT u tepové frekvence; determinismus, laminarita a TT u myopotenciálu. U třetího měření na тренаžeru nebyl u většiny z nich znatelný pokles hodnoty oproti předchozímu měření, ale medián měl stejnou hodnotu jako u druhého měření na тренаžeru, nebo dokonce mírně vzrost. Vždy byl ale zaznamenán pokles oproti prvnímu měření na тренаžeru. Tento fakt byl nejspíše způsoben



tím, že druhé měření na trenažéru absolvovala pouze skupina C, zatímco skupina A a B absolvovaly až třetí měření na trenažéru.

Dalším kritériem pro výběr statisticky významných parametrů byla  $p$ -hodnota získaná pomocí dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Za statisticky významné byly považovány parametry, u kterých byla  $p$ -hodnota minimálně ve čtyřech případech nižší než hladina významnosti 0,05 a tedy mezi danými měřeními byl signifikantní rozdíl. Na základě tohoto požadavku byly vybrány parametry – střední hodnota HR a RR, RMSSD, determinismus, divergence, RATIO, TT a TND u tepové frekvence; RR a MAXV u dechové frekvence; MAXV u myopotenciálu. Vybrané parametry RR u dechové frekvence a MAXV u myopotenciálu však neměly požadovaný průběh a byly tedy z výběru vyřazeny.

Prvním vybraným statisticky významným parametrem je Mean HR, tedy střední hodnota tepové frekvence. Změny v průběhu výcviku jsou graficky znázorněny na obr. 5.12. Při druhém i třetím měření na trenažéru došlo k poklesu mediánu oproti prvnímu měření.  $p$ -hodnota byla větší než hladina významnosti pouze při porovnání T2M a T11M, ale při porovnání T2M a T6M byla hodnota 0,09788, což je hodnota velmi blízká hranici pro signifikantní rozdíl. Z toho lze usuzovat, že v průběhu výcviku na trenažéru se snižovala psychofyziologická zátěž pilotů. Při prvním měření v letadle došlo k významnému nárůstu mediánu oproti výcviku na trenažéru. To bylo potvrzeno i Wilcoxonovým testem. Při druhém měření v letadle se snížil medián oproti předešlému měření, ale rozdíl nebyl signifikantní. Významný rozdíl byl nalezen při porovnání L12M s T6M a T11M. Při porovnání s prvním měřením na trenažéru vyšla  $p$ -hodnota 0,18058 a z toho lze vyvodit, že psychofyziologická zátěž byla v obou těchto případech podobná.

Střední hodnota RR intervalů má opačný průběh než střední hodnota tepové frekvence, jak je vidět na obr. 5.13. Tento vztah vychází ze vzorce 5.1. Logicky byly nalezeny signifikantní rozdíly mezi stejnými měřeními jako u parametru Mean HR. RR interval charakterizuje vzdálenost mezi R píky v záznamu EKG a tím patří mezi hlavní ukazatele variability srdeční



frekvence. Čím nižší je jeho hodnota, tím je vyšší psychická zátěž. Tento parametr potvrzuje hypotézu, že v průběhu výcviku na тренаžéru došlo ke snížení psychofyziologické zátěže, stejně jako u výcviku v letadle, a že se při prvním výcviku v letadle výrazně zvýší zátěž oproti výcviku na тренаžéru.

Třetím vybraným statisticky významným parametrem byl RMSSD, který se řadí mezi metody časové analýzy. Tento parametr má podobný průběh jako Mean RR. Jelikož tento parametr odráží odchylky vysokofrekvenčních složek tepové frekvence, lze vyvodit, že bude odrážet především aktivitu parasympatiku, stejně jako parametr HF získaný pomocí spektrální analýzy tepové frekvence. V průběhu výcviku na тренаžéru se hodnota mediánu zvýšila, zatímco při prvním měření v letadle výrazně klesla. Druhé měření v letadle má podobnou hodnotu jako první měření na тренаžéru, což dokazuje i  $p$ -hodnota 0,45124. Signifikantní rozdíl byl nalezen při porovnání měření L12M se všemi měřeními na тренаžéru a při porovnání L17M s T11M. U porovnání L17M s T6M a L12M je  $p$ -hodnota velmi blízká 0,05, a proto lze tato měření považovat také za výrazně odlišná.

Z rekurentní analýzy tepové frekvence byly za statisticky významné vybrány parametry DET, DIV, RATIO, TT a TND. Všechny mají podobný průběh, až na parametr divergence, který má průběh přesně opačný, jak je vidět z obr. 5.16 – 5.21. Determinismus určuje, zda je každý stav určen nepřetržitým řetězcem předchozích stavů. Pokud je jeho hodnota vyšší, znamená to, že dochází k periodickému opakování daného stavu. Determinismus závisí na autonomním nervovém systému [48]. Vyšší hodnota byla zaznamenána u psychicky náročnějších měření. To potvrzuje i signifikantní rozdíl, který byl nalezen při porovnání L12M s měřeními na тренаžéru a L17M s druhým a třetím měřeními na тренаžéru. Divergence je převrácená hodnota LMAX (nejdelší diagonální čáry) [38]. Průběh je tedy přesně opačný než u ostatních parametrů. Signifikantní rozdíly byly zaznamenány mezi měřeními probíhajícími v letadle a na тренаžéru. Potvrdila se tím hypotéza, že výcvik probíhající při reálném letu byl pro subjekty více psychicky náročný než výcvik na тренаžéru. Stejný výsledek potvrzuje i parametr RATIO, který udává poměr mezi determinismem a počtem



rekurentních bodů. Parametr TT udává průměrnou délku vertikálních čar a tím zaznamenává střední dobu, po kterou je systém v určitém stavu. Zvýšená hodnota byla pozorována u měření v letadle, což potvrzují i výsledky Wilcoxonova testu. Parametr TND udává, zda je systém stacionární. Hodnoty bližší nule byly pozorovány u měření T2M, L12M a L17M. Při těchto výcvikových hodinách byla tedy nižší dynamika systému. Podobný psychofyziologický stav byl potvrzen Wilcoxonovým testem, který při porovnání těchto třech měření nevykazoval signifikantní rozdíly.  $p$ -hodnota pro porovnání T2M a T11M je blízká 0,05, což vypovídá o tom, že v průběhu výcviku na trenažéru došlo k výraznému snížení psychofyziologické zátěže.

Z rekurentních parametrů dechové frekvence byl vybrán MAXV jako statisticky významný. Tento parametr udává maximální délku vertikální čáry a dobře ukazuje přechody mezi jednotlivými chaotickými stavy [38]. Čím je vyšší jeho hodnota, tím vyšší je i psychofyziologická zátěž působící na subjekt. Výsledky opět potvrzují hypotézu, že při výcviku v letadle měly subjekty větší zátěž oproti předcházejícímu výcviku probíhajícím na trenažéru. U dechové frekvence nebyl naměřen druhý výcvik na trenažéru. Při porovnání T2M a T11M bylo pozorováno, že došlo ke snížení zátěže, ale tento pokles nebyl signifikantní.

Z výše popsaných vybraných statisticky nejvýznamnějších parametrů je patrné, že hodnocení pomocí tepové frekvence poskytuje nejlepší indikátory psychofyziologického stavu pilotů. Zároveň byla potvrzena hypotéza, že tyto parametry jsou vzájemně závislé a reflektují psychofyziologickou zátěž pilotů. Pro přesnější výběr parametrů by bylo vhodné použít regresní či korelační analýzu. Tyto metody budou proto předmětem dalšího výzkumu.



## 7 Závěr

Cílem této práce bylo navrhnout a na reálná data aplikovat metody hodnocení psychofyziologické zátěže pilotů s ohledem na možnost použití v civilním letectví. Pro tyto účely byly v první části práce shrnuty používané metody v letectví, ale i v jiných odvětvích dopravy. Na základě rešerše bylo navrženo hodnocení pro naměřené fyziologické parametry během výcviku pilotů na Letecké fakultě TU v Košicích. Výcviku se zúčastnilo 35 subjektů, které byly rozděleny do 3 skupin. První dvě skupiny měly stejnou část výcviku, která byla hodnocena v této práci, a každá z nich se skládala z 10 subjektů. Výcvik probíhal na leteckém тренаžeru typu TRD40 a v letadle typu Diamond DA40. Třetí skupina obsahovala 15 subjektů a absolvovala pouze výcvik na тренаžeru. Měření probíhalo pomocí modulárního systému FlexiGuard, který byl vyvinut na společném pracovišti FBMI ČVUT a 1. Lékařské fakulty v Praze. Jeho výhodou je možnost připojení dalších modulů dle potřeby. Pro účely této práce byl využit senzor tepové a dechové frekvence, myopotenciálu umístěného na pravém trapézovém svalu, akcelerometru snímající aktivitu pravé horní končetiny a teploty. Z důvodu špatného upevnění senzoru a tím nenaměření dat pro teplotu, byl tento parametr pro další hodnocení vyřazen.

Pro naměřenou tepovou frekvenci bylo zvoleno hodnocení v časové oblasti pomocí střední hodnoty tepové frekvence (Mean HR), střední hodnoty RR intervalů (Mean RR), RMSSD a SDNN. Další použitou metodou hodnocení tepové frekvence byla frekvenční analýza, pomocí níž se získala spektrální hustota pro velmi nízké frekvence (VLF), nízké frekvence (LF), vysoké frekvence (HF) a dále parametry TOTAL a LF/HF. Poslední použitou metodou byla rekurentní analýza. Touto metodou se získalo jedenáct parametrů – recurrence rate (RR), determinismus (DET), divergence (DIV), laminarita (LAM), RATIO, trapping time (TT), trend (TND), AVDL, maximální délka vertikálních čar (MAXV), maximální délka diagonální čáry (LMAX) a entropie (ENTR).

Pro dechovou frekvenci a myopotenciál nejsou přesně stanovená frekvenční pásma,



která by odpovídala zapojení určité větve autonomního systému. Z toho důvodu byla pro oba fyziologické parametry zvolena metoda rekurentní analýzy. Stejně jako u tepové frekvence, se použitou metodou získalo jedenáct parametrů.

Součástí této práce bylo vytvoření graficky uživatelského rozhraní pro zpracování dat. Software sloužil pro načítání textových souborů ukládaných FlexiGuardem, převod dat do formátu podporovaných MS Office, výpočet a export výsledků výše popsanych metod hodnocení jednotlivých parametrů.

V další části byla vyhodnocena přesnost pilotování v jednotlivých fázích výcviku, která vycházela ze zápisů maximální chyby sledovaných letových parametrů od instruktora. Výsledný průběh ukazuje na snížení chybovosti v průběhu výcviku na trenažéru i v letadle. Při prvním měření v letadle byla zaznamenána vyšší nepřesnost v pilotování oproti měření na trenažéru. Čím vyšší byla chybovost, tím vyšší byla psychická zátěž pilotů. Průběh chybovosti v přesnosti pilotování byl brán jako vzor použitý při výběru statisticky nejvýznamnějších parametrů.

Výběr spočíval v sledování průběhů parametrů a  $p$ -hodnoty dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Správný průběh vykazovaly téměř všechny naměřené parametry, ale signifikantní rozdíly u minimálně čtyř porovnání měření splňovaly parametry Mean HR, Mean RR, RMSSD, DET, DIV, RATIO, TT a TND z tepové frekvence a MAXV z dechové frekvence. V této práci byly parametry vybírány ručně, pro další práci je možné výběr zpřesnit použitím regresní či korelační analýzy.

V této práci byla potvrzena hypotéza o snižování psychofyziologické zátěže v průběhu výcviku. To lze pozorovat u celkového trendu chybovosti přesnosti pilotování (viz obr. 5.12) a zároveň u vybraných statisticky významných parametrů. Zároveň byla z uvedených výsledků potvrzena hypotéza o vyšší psychofyziologické zátěži při výcviku v letadle oproti výcviku na trenažéru. To dokazují i výsledky dvouvýběrového Wilcoxonova testu,





kdy u téměř všech sledovaných parametrů byl nalezen signifikantní rozdíl mezi prvním měřením v letadle a měřeními na tranažéru. Změna psychické zátěže neměla vliv na všechny vypočítané parametry, ale pouze 19 z nich mělo daný průběh, který vycházel z hodnocení přesnosti pilotování. Zároveň ne u všech parametrů byly nalezeny signifikantní rozdíly mezi jednotlivými měřeními. Z toho důvodu nelze tvrdit, že jsou všechny parametry vzájemně závislé.



## Seznam použité literatury

- [1] A.C. Trujillo. Pilot mental workload with predictive system status information. pages 73–80. IEEE Comput. Soc, 1998.
- [2] 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 and Biobehavioral Reviews*, 44:58–75, 2014.
- [3] Mica R. Endsley. Automation and situation awareness. *Automation and human performance: Theory and applications*, pages 163–181, 1996.
- [4] Andrea Haarmann, Wolfram Boucsein, and Florian Schaefer. Combining electrodermal responses and cardiovascular measures for probing adaptive automation during simulated flight. *Applied Ergonomics*, 40(6):1026–1040, 2009.
- [5] Ioana Koglbauer, K. Wolfgang Kallus, Reinhard Braunstingl, and Wolfram Boucsein. Recovery training in simulator improves performance and psychophysiological state of pilots during simulated and real visual flight rules flight. *The International Journal of Aviation Psychology*, 21(4):307–324, 2011.
- [6] Kazuya Takeda. *In-vehicle corpus and signal processing for driver behavior*. Springer, 2009.
- [7] Ahmad Rauf Subhani, Likun Xia, and Aamir Saeed Malik. Evaluation of mental stress using physiological signals. pages 1–4. IEEE, 2011.
- [8] Eiji Kawakita, Michimasa Itoh, and Koji Oguri. Estimation of driver’s mental workload using visual information and heart rate variability. pages 765–769. IEEE, 2010.
- [9] C. Collet, P. Averty, and A. Dittmar. Autonomic nervous system and subjective ratings of strain in air-traffic control. *Applied Ergonomics*, 40(1):23–32, 2009.



- [10] J. Wijsman, B. Grundlehner, Hao Liu, H. Hermens, and J. Penders. Towards mental stress detection using wearable physiological sensors. pages 1798–1801. IEEE, 2011.
- [11] Karel A. Brookhuis and Dick de Waard. Monitoring drivers’ mental workload in driving simulators using physiological measures. *Accident Analysis & Prevention*, 42(3):898–903, 2010.
- [12] Tadatsugi Okazaki, Koji Mural, Nobuo Mitomo, and Kenjirho Hikida. A study on navigator’s mental workload in ship handling simulator. pages 3644–3649. IEEE, 2007.
- [13] Kilseop Ryu and Rohae Myung. Evaluation of mental workload with a combined measure based on physiological indices during a dual task of tracking and mental arithmetic. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(11):991–1009, 2005.
- [14] J.A. Healey and R.W. Picard. Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 6(2):156–166, 2005.
- [15] Guillaume Chanel, Joep J.M. Kierkels, Mohammad Soleymani, and Thierry Pun. Short-term emotion assessment in a recall paradigm. *International Journal of Human-Computer Studies*, 67(8):607–627, 2009.
- [16] Tadatsugi Okazaki, Koji Mural, Nobuo Mitomo, and Kenjirho Hikida. A study on navigator’s mental workload in ship handling simulator. pages 3644–3649. IEEE, 2007.
- [17] Masahiro Tanaka, Koji Murai, and Yuji Hayashi. Evaluation of pilot mental workload for simulator based training using heart rate variability. pages 4601–4605. IEEE, 2013.
- [18] Chi’e Soga, Shinji Miyake, and Chikamune Wada. Recovery patterns in the physiological responses of the autonomic nervous system induced by mental workload. pages 1366–1371. IEEE, 2007.



- [19] M. Ohsuga, H. Terashita, F. Shimono, and M. Toda. Assessment of mental workload based on the model of autonomic regulations on cardiovascular system. pages 1156–1157. IEEE, 1994.
- [20] A.H. Roscoe. Assessing pilot workload. why measure heart rate, HRV and respiration? *Biological Psychology*, 34(2):259–287, 1992.
- [21] J.A. Veltman and A.W.K. Gaillard. Physiological indices of workload in a simulated flight task. *Biological Psychology*, 42(3):323–342, 1996.
- [22] Arun Sahayadhas, Kenneth Sundaraj, Murugappan Murugappan, and Rajkumar Palaniappan. A physiological measures-based method for detecting inattention in drivers using machine learning approach. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 35(3):198–205, 2015.
- [23] Majid Fallahi, Majid Motamedzade, Rashid Heidarimoghadam, Ali Reza Soltanian, and Shinji Miyake. Effects of mental workload on physiological and subjective responses during traffic density monitoring: A field study. *Applied Ergonomics*, 52:95–103, 2016.
- [24] Richard M. Feldman and Ciriaco Valdez-Flores. *Applied probability and stochastic processes*. Springer, 2. ed edition, 2010.
- [25] Luigi Y Di Marco, Roberto Sottile, and Lorenzo Chiari. Time-frequency analysis of cardio-respiratory response to mental task execution. *Computing in Cardiology*, 2010:753–756.
- [26] D.W. Watson. Physiological correlates of heart rate variability (HRV) and the subjective assessment of workload and fatigue in-flight crew: a practical study. pages 159–163. Institution of Engineering and Technology, 2001.
- [27] Patricia Besson, Christophe Bourdin, Lionel Bringoux, Erick Dousset, Christophe Maiano, Tanguy Marqueste, Daniel R. Mestre, Sophie Gaetan, Jean-Pierre Baudry, and Jean-Louis Vercher. Effectiveness of physiological and psychological features to



- estimate helicopter pilots' workload: A bayesian network approach. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 14(4):1872–1881, 2013.
- [28] Arjan Stuiver, Karel A. Brookhuis, Dick de Waard, and Ben Mulder. Short-term cardiovascular measures for driver support: Increasing sensitivity for detecting changes in mental workload. *International Journal of Psychophysiology*, 92(1):35–41, 2014.
- [29] Raquel Bailon, Pablo Laguna, Luca Mainardi, and Leif Sornmo. Analysis of heart rate variability using time-varying frequency bands based on respiratory frequency. pages 6674–6677. IEEE, 2007.
- [30] N. Aimie-Salleh and M. B. Malarvili. Spectral analysis of HRV in the assessment of autonomic function on normal subject. pages 263–266. IEEE, 2012.
- [31] T. F. o. t. E. S. o. C. t. N. A. S. Electrophysiology. Heart rate variability : Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, 93(5):1043–1065, 1996.
- [32] Karin Trimmel, Jerzy Sacha, and Heikki Veli Huikuri. *Heart Rate Variability: Clinical Applications and Interaction between HRV and Heart Rate*. Frontiers Media SA, 2015.
- [33] Silvia Maria Alessio. *Digital signal processing and spectral analysis for scientists: concepts and applications*. 2015.
- [34] Abdol S Soofi and Liangyue Cao. *Modelling and Forecasting Financial Data Techniques of Nonlinear Dynamics*. Springer US, 2002.
- [35] *Recurrence quantification analysis: theory and best practices*. Springer.
- [36] N. Marwan. A historical review of recurrence plots. *The European Physical Journal Special Topics*, 164(1):3–12, 2008.
- [37] Norbert Marwan, Michael Riley, Giuliani Alessandro, and Charles L. Webber. *Translational recurrences: From Mathematical Theory to Real-World Applications*. Springer, 2014.



- [38] Charles L. Webber and Norbert Marwan. Recurrence quantification analysis: theory and best practices, 2015.
- [39] N Marwan, M Carmenromano, M Thiel, and J Kurths. Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports*, 438(5):237–329, 2007.
- [40] Bohumir Procházka. *Stručná biostatistika pro lékaře*. Karolinum, 2015.
- [41] Jana Zvárová. *Biomedicínská statistika I.: Základy statistiky pro biomedicínské obory*. 1. Karolinum, 2007.
- [42] Liwen Vaughan. *Statistical methods for the information professional: a practical, painless approach to understanding, using, and interpreting statistics*. ASIST monograph series. Published for the American Society for Information Science and Technology by Information Today, 2001.
- [43] Hortensia González, Oscar Infante, Héctor Pérez-Grovas, Marco V. Jose, and Claudia Lerma. Nonlinear dynamics of heart rate variability in response to orthostatism and hemodialysis in chronic renal failure patients: Recurrence analysis approach. *Medical Engineering & Physics*, 35(2):178–187, 2013.
- [44] Michal Javorka, Zuzana Trunkvalterova, Ingrid Tonhajzerova, Zuzana Lazarova, Jana Javorkova, and Kamil Javorka. Recurrences in heart rate dynamics are changed in patients with diabetes mellitus. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 28(5):326–331, 2008.
- [45] M Javorka, Z Turianikova, I Tonhajzerova, K Javorka, and M Baumert. The effect of orthostasis on recurrence quantification analysis of heart rate and blood pressure dynamics. *Physiological Measurement*, 30(1):29–41, 2009.
- [46] D. Mestivier, H. Dabiré, and N. P. Chau. Effects of autonomic blockers on linear and nonlinear indexes of blood pressure and heart rate in SHR. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, 281(3):H1113–1121, 2001.



- [47] C. J. De Luca. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4):251–279, 1984.
- [48] Vijay Sharma. Deterministic chaos and fractal complexity in the dynamics of cardiovascular behavior: Perspectives on a new frontier. *The Open Cardiovascular Medicine Journal*, 3(1):110–123, 2009.



## Přílohy

### Příloha A - DVD

- Grafické výsledky pro jednotlivé vypočítané parametry a výsledky dvouvýběrového Wilcoxonova testu
- Program pro zpracování a analýzu dat