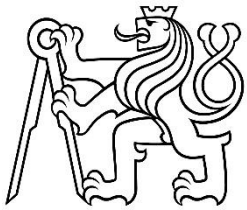


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA DOPRAVNÍ

ÚSTAV LETECKÉ DOPRAVY

Bc. Michaela Šerlová

VYUŽITÍ BIOTELEMETRICKÝCH SYSTÉMŮ VE VÝCVIKU PILOTŮ NA LETECKÉM SIMULÁTORU

BIOTELEMERY SYSTEMS UTILIZATION FOR SIMULATOR TRAINING OF PILOTS

Diplomová práce

Studijní program: Technika a technologie v dopravě a spojích
Studijní obor: Provoz a řízení letecké dopravy

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

Praha 2018

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
Fakulta dopravní
d ě k a n
Konviktská 20, 110 00 Praha 1

K621..... **Ústav letecké dopravy**

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

Bc. Michaela Šerlová

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

N 3710 – PL – Provoz a řízení letecké dopravy

Název tématu (česky): **Využití biotelemetrických systémů ve výcviku pilotů na leteckém simulátoru**

Název tématu (anglicky): Biotelemetry Systems Utilization for Simulator Training of Pilots

Zásady pro vypracování

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

- Analýza současných možností výcviku na leteckém simulátoru
- Identifikace možností pro využití biotelemetrických systémů ve výcviku pilotů
- Integrace dat z biotelemetrického systémů s ostatními daty z leteckého výcviku
- Návrh architektury systému pro vyhodnocování dat z leteckého výcviku
- Vyhodnocení navrženého řešení

ČVUT FD

Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucího diplomové práce

Rozsah průvodní zprávy: minimálně 55 stran textu (včetně obrázků, grafů a tabulek, které jsou součástí průvodní zprávy)

Seznam odborné literatury:
Nař. EP a Rady (ES) č. 216/2008
Nař. Komise (EU) č. 1178/2011
EASA - Acceptable Means of Compliance and Guidance Material to Part-ORO
William F. Ganong - Přehled lékařské fyziologie

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

Datum zadání diplomové práce: **28. července 2017**
(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

Datum odevzdání diplomové práce: **29. května 2018**
a) datum prvního předpokládaného odevzdání práce vyplývající ze standardní doby studia a z doporučeného časového plánu studia
b) v případě odkladu odevzdání práce následující datum odevzdání práce vyplývající z doporučeného časového plánu studia

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE Fakulta dopravní
L. S.

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

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

Potvrzuji převzetí zadání diplomové práce.

Bc. Michaela Šerlová
jméno a podpis studenta

V Praze dne ..... 26. února 2018

Abstrakt

Z důvodů zvyšování bezpečnostních standardů v letecké dopravě je kladen důraz na lidského činitele působícího v tomto oboru. Především se jedná o snahu zlepšování přesnosti pilotáže během výcviků a eliminace vnějších i vnitřních vlivů negativně působících na piloty. Diplomová práce se proto zaměřuje na vyhodnocení psychofyziologické kondice pilota při výcviku na leteckém simulátoru a následně v letadle. Stav organismu jedince je hodnocen měřením srdeční frekvence pomocí biotelemetrického přenosného zařízení FlexiGuard a hrudního pásu od společnosti Garmin©. Na základě naměřených dat dochází k vymezení parametrů, které jsou následně vyexportovány do grafů. Jako metoda pro zpracování dat byla vybrána vlnková transformace, jež dokáže vyhodnotit signál v časové i frekvenční oblasti.

Klíčová slova: psychofyziologická kondice pilota, variabilita srdeční frekvence, analýza v reálném čase, vlnková transformace

Abstract

Due to increasing safety standards in air transport, the emphasis is put on human factors in this domain. This regards especially the improvement of piloting precision during flight training and the elimination of internal and external influences with negative effect on pilots. This thesis is, therefore, focused on evaluation of pilot's psychophysiological condition during flight training on a simulator and subsequently in an aircraft. The state of individual's organism is evaluated by heart rate frequency measurement using FlexiGuard biotelemetry mobile device and chest belt from Garmin© company. There are parameters estimated based on data which are given to diagrams. Wavelet transformation was selected as the method for data processing as it is capable of processing signal both in time and frequency domain.

Keywords: psychophysiological state of pilots, heart rate variability, real time analysis, wavelet transform

Poděkování

Na tomto místě bych chtěla mnohokrát poděkovat svým vedoucím diplomové práce, Ing. Bc. Vladimírovi Sochovi, Ph.D., a Ing. Lence Hanákové, za cenné rady, věcné připomínky a odborné vedení, které mi v průběhu vypracovávání této diplomové práce poskytli. Osobní poděkování patří mé rodině, za jejich nekončící podporu.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou diplomovou práci s názvem „Využití biotelemetrických systémů ve výcviku pilotů na leteckém simulátoru“ vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

Nemám závažný důvod proti užívání 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 Praze dne 29. května 2018

.....
Podpis

Obsah

Úvod 1

1. Analýza současného stavu 3

1.1 Využití biotelemetrických systémů v leteckém průmyslu 7

2. EKG a srdeční činnost 9

1.2 Zpracování srdeční frekvence 11

1.2.1 Časová doména 13

1.2.2 Frekvenční doména 17

1.2.3 Časově Frekvenční doména 20

1.2.4 Nelineární analýzy 24

1.3 Intervariabilita měření HR 26

1.4 Standardizace dat 27

3. Metodika měření 29

1.5 Subjekty 29

1.6 Průběh měření 29

1.7 Měřící zařízení a sběr dat 32

1.8 Zpracování naměřených dat 33

4. Prezentace výsledků 37

5. Diskuze výsledků 75

6. Závěr 76

7. Seznam použité literatury 78

Seznam použitých symbolů a zkratek

3D	Three-dimensional Space	Trojrozměrná oblast
ANS	Autonomic Nervous System	Autonomní nervový systém
ApEn	Approximate Entropy	Přibližná entropie
ATQP	Alternative Training Qualification Programme	Alternativní trénink a kvalifikační program
aVF	Augmented Leads on the Left Leg	Zvýšený svod na levé dolní končetině
aVL	Augmented Leads on the Left Arm	Zvýšený svod na levé horní končetině
aVR	Augmented Leads on the Right Arm	Zvýšený svod na pravé horní končetině
bpm	beat per minute	Počet tepů za minutu
C180	Climb 180° Turn	Stoupavá zatáčka o 180°
CBT	Competency-based Training	Školení založené na kompetencích
CO_2	Carbon Dioxide	Oxid uhličitý
CNS	Central Nervous System	Centrální nervová soustava
CWT	Continuous Wavelet Transform	Spojitá vlnková transformace
D180	Descend 180° turn	Klesavá zatáčka o 180°
D_2	Correlation Dimension	Korelační dimenze
DFA	Detrended Fluctuation Analysis	Odtrendovaná fluktuační analýza
DWT	Discrete Wavelet Transform	Diskrétní vlnková transformace
EASA	European Aviation Safety Agency	Evropská agentura pro bezpečnost letectví
EASP	European Aviation Safety Plan	Evropský program pro bezpečnost letectví
EBT	Evidence-based Training	Trénink založený na důkazech
EEG	Electroencephalography	Elektroencefalografie
EKG	Electrocardiography	Elektrokardiologie
EMG	Electromyography	Elektromyografie
EPAS	European Plan for Aviation Safety	Evropský plán bezpečnosti letectví
ES	European Community	Evropské společenství
EU	European Union	Evropská unie
FG	FlexiGuard	
ft	foot (pl. feet)	stopa (jednotka délky)
FT	Fourier Transformation	Fourierova transformace
GSR	Galvanic Skin Response	Galvanická kožní reakce
H360	Horizontal 360° turn	Horizontální zatáčka o 360°
HF	High Frequency	Pásmo vysoké frekvence
hod	hour	hodina
HR	Heart Rate	Srdeční frekvence
HRV	Heart Rate Variability	Variabilita srdeční frekvence
HRVTi	HRV Triangular index	HRV trojúhelníkový index
Hz	Hertz	Hertz
IBI	Inter Beat Interval	Mezipulzní interval
ICAO	International Civil Aviation Organization	Mezinárodní organizace pro civilní letectví
ISM	Industrial, Scientific and Medical Radio Bands	Pásmo pro rádiové vysílání v průmyslovém, vědeckém a zdravotnickém oboru

LF	Low Frequency	Pásmo nízké frekvence
LF/HF	LF/HF ratio	Poměr mezi LF a HF
Ln	Natural Logarithm	Přirozený logaritmus
LxM		Letadlo x-té měření
max	maximum	Maximum
min	minimum	Minimum
ms	millisecond	Milisekunda
Na	Sodium (Natrium)	Sodík
NN interval	Normal to Normal Interval	Úseky mezi normálními údery srdce
NNx (50)	Number of Adjacent NN Intervals	Počet přilehlých intervalů NN v úseku o délce x (50 ms)
nu	normal units	Normální jednotky
ORO.FC	Organisation Requirements for Air Operations, part Flight Crew	Požadavky na organizaci pro letecké operace, část letová posádka
PC	Personal Computer	Osobní počítač
pNNx	NNx Count Value Divided by the Total Numbers of All NN Intervals	Procentuální hodnota NNx
PPL	Private Pilot Licence	Licence pilota soukromého letounu
RMSSD	Root Mean Square of the Successive Differences	Kvadratický průměr délek po sobě následujících NN intervalů
RR interval	Inter Beat Interval	Vzdálenost mezi dvěma tepy
RSA	Respiratory Sinus Arrhythmia	Respirační sinusová arytmie
s	second	Sekunda
S	The area of the ellipse, which represents the total HRV	Plocha elipsy představující celkovou HRV
SampEn	Sample Entropy	Vzorek entropie
SD	Standard Deviation	Směrodatná odchylka
SD1	Standard Deviation of Points Perpendicular to the Axis of Line of Identity	Směrodatná odchylka kolmá k řádku identity
SD1/SD2	SD1/SD2 ratio	Poměr mezi SD1 a SD2
SD2	Standard Deviation of Points Along the Axis of Line of Identity	Směrodatná odchylka podél linie identity
SDANN	Standard Deviation of the Average NN Interval	Směrodatná odchylka průměrů NN intervalů
SDNN	Standard Deviation of All NN Intervals	Celková směrodatná odchylka délek všech NN intervalů v segmentu
SDNNi	SDNN index	Index celkové směrodatné odchylky délek všech NN intervalů v segmentu
SDRR	Standard Deviation of All RR Intervals	Celková směrodatná odchylka délek všech RR intervalů v segmentu
SLF	Straight Level Flight	Přímý horizontální let
STFT	Short Time Fourier Transformation	Krátkodobá Fourierova transformace
TINN	The Triangular Interpolation of NN Interval Histogram	Trojúhelníková interpolace histogramu intervalů NN
TxM		Trenažér x-té měření
ULF	Ultra-Low Frequency	Pásmo ultra nízké frekvence
ULL	Ultralight Aircraft Pilot's license	Licence pilota ultralehkých letadel
VFR	View Flight Requirements	Let za podmínek viditelnosti
VLF	Very Low Frequency	Pásmo velmi nízké frekvence
WT	Wavelet Transform	Vlnková transformace

Seznam obrázků

Obrázek 1.1 Princip fungování biologické zpětné vazby [13] 4

Obrázek 2.1 Vznik EKG křivky [vlastní tvorba] 10

Obrázek 2.2 Příklady vlnek používaných ve vlnkové transformaci [50] 23

Obrázek 2.3 Proces standardizace 28

Obrázek 3.1 Zobrazení letových údajů (A – analogové, B – digitální) [foto V.Socha]30

Obrázek 4.1 Průběh distribuce sledovaného parametru SD1 v přeběhu tréninku. 37

Obrázek 4.2 Průběh distribuce sledovaného parametru SD2 v přeběhu tréninku. 38

Obrázek 4.3 Průběh distribuce sledovaného parametru Max v přeběhu tréninku. 39

Obrázek 4.4 Průběh distribuce sledovaného parametru Mean v přeběhu tréninku. ..40

Obrázek 4.5 Průběh distribuce sledovaného parametru Min v přeběhu tréninku. 41

Obrázek 4.6 Průběh distribuce sledovaného parametru RMSSD v přeběhu tréninku. 42

Obrázek 4.7 Průběh distribuce sledovaného parametru SDNN v přeběhu tréninku. .43

Obrázek 4.8 Průběh distribuce sledovaného parametru aHF v přeběhu tréninku. 44

Obrázek 4.9 Průběh distribuce sledovaného parametru aLF v přeběhu tréninku. 45

Obrázek 4.10 Průběh distribuce sledovaného parametru aVLF v přeběhu tréninku. 46

Obrázek 4.11 Průběh distribuce sledovaného parametru aTotal v přeběhu tréninku. 47

Obrázek 4.12 Průběh distribuce sledovaného parametru LFHF v přeběhu tréninku. 48

Obrázek 4.13 Průběh distribuce sledovaného parametru nHF v přeběhu tréninku. ..49

Obrázek 4.14 Průběh distribuce sledovaného parametru nLF v přeběhu tréninku. ...50

Obrázek 4.15 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot HF v přeběhu tréninku. 51

Obrázek 4.16 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot LF v přeběhu tréninku. 52

Obrázek 4.17 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot VLF v přeběhu tréninku. 53

Obrázek 4.18 Průběh distribuce sledovaného parametru pHF v přeběhu tréninku. ..54

Obrázek 4.19 Průběh distribuce sledovaného parametru pLF v přeběhu tréninku. ...55

Obrázek 4.20 Průběh distribuce sledovaného parametru pVLF v přeběhu tréninku. 56

Obrázek 4.21 Průběh distribuce sledovaného parametru Alfa v přeběhu tréninku. ...57

Obrázek 4.22 Průběh distribuce sledovaného parametru Alfa1 v přeběhu tréninku. .58

Obrázek 4.23 Průběh distribuce sledovaného parametru Alfa2 v přeběhu tréninku. .59

Obrázek 4.24 Průběh distribuce sledovaného parametru Sampen v přeběhu tréninku. 60

Obrázek 4.25 Průběh distribuce sledovaného parametru aHF (wavelet) v přeběhu tréninku. 61

Obrázek 4.26 Průběh distribuce sledovaného parametru aLF (wavelet) v přeběhu tréninku. 62

Obrázek 4.27 Průběh distribuce sledovaného parametru aTotal (wavelet) v přeběhu tréninku. 63

Obrázek 4.28 Průběh distribuce sledovaného parametru aVLF (wavelet) v přeběhu tréninku. 64

Obrázek 4.29 Průběh distribuce sledovaného parametru LFHF (wavelet) v přeběhu tréninku. 65

Obrázek 4.30 Průběh distribuce sledovaného parametru nHF (wavelet) v přeběhu tréninku. 66

Obrázek 4.31 Průběh distribuce sledovaného parametru nLF (wavelet) v přeběhu tréninku. 67

Obrázek 4.32 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot HF (wavelet) v přeběhu tréninku. 68

Obrázek 4.33 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot LF (wavelet) v přeběhu tréninku. 69

Obrázek 4.34 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot VLF (wavelet) v přeběhu tréninku. 70

Obrázek 4.35 Průběh distribuce sledovaného parametru pHF (wavelet) v přeběhu tréninku. 71

Obrázek 4.36 Průběh distribuce sledovaného parametru pLF (wavelet) v přeběhu tréninku. 72

Obrázek 4.37 Průběh distribuce sledovaného parametru pVLF (wavelet) v přeběhu tréninku. 73

Seznam tabulek

Tabulka 2.1 Parametry v časové oblasti [20] 14

Tabulka 2.2 Parametry ve frekvenční oblasti [20] 18

Tabulka 2.3 Parametry u nelineárního měření [20] 24

Tabulka 4.1 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr SD1 38

Tabulka 4.2 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr SD2 39

Tabulka 4.3 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Max 40

Tabulka 4.4 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Mean 41

Tabulka 4.5 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Min 42

Tabulka 4.6 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr RMSSD 43

Tabulka 4.7 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr SDNN 44

Tabulka 4.8 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aHF 45

Tabulka 4.9 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aLF 46

Tabulka 4.10 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aVLF 47

Tabulka 4.11 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aTotal 48

Tabulka 4.12 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr LFHF 49

Tabulka 4.13 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr nHF 50

Tabulka 4.14 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr nLF 51

Tabulka 4.15 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot HF 52

Tabulka 4.16 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot LF 53

Tabulka 4.17 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot VLF 54

Tabulka 4.18 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pHF 55

Tabulka 4.19 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pLF 56

Tabulka 4.20 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pVLF 57

Tabulka 4.21 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Alfa 58

Tabulka 4.22 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Alfa1 59

Tabulka 4.23 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Alfa2 60

Tabulka 4.24 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Sampen 61

Tabulka 4.25 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aHF (wavelet) 62

Tabulka 4.26 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aLF (wavelet) 63

Tabulka 4.27 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aTotal (wavelet) 64

Tabulka 4.28 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aVLF (wavelet) 65

Tabulka 4.29 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr LFHF (wavelet) 66

Tabulka 4.30 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr nHF (wavelet) 67

Tabulka 4.31 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr nLF (wavelet) 68

Tabulka 4.32 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot HF (wavelet) 69

Tabulka 4.33 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot LF (wavelet) 70

Tabulka 4.34 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot VLF (wavelet) 71

Tabulka 4.35 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pHF (wavelet) 72

Tabulka 4.36 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pLF (wavelet) 73

Tabulka 4.37 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pVHF (wavelet) 74

Úvod

Aktuálním světovým tématem současnosti je zajištění bezpečnosti ve všech oblastech života. Proto je otázka bezpečí řešena také v letecké dopravě, kde si jediná havárie může vyžádat desítky až stovky obětí. Nehody byly dříve způsobovány hlavně technickými problémy, avšak v posledních letech, hlavně díky velkému průmyslovému rozmachu, se počet neštěstí zaviněných selháním techniky podstatně snižuje. [1] Roste však význam lidského faktoru. Příčinou většiny současných nehod se stává právě selhání člověka, jeho nezkušenost, chyba či případná sabotáž.

Diplomová práce se primárně zaměřuje na zlepšování bezpečnosti v civilní letecké dopravě na základě zkoumání výkonnosti pilotů, kteří by měli podstoupit dostatečný letecký výcvik, díky němuž budou při reálných letech připraveni na co nejvíce nenadálých událostí. Tato práce se zabývá zkoumáním psychofyziologického stavu jedince při výcviku na pozici dopravního pilota pomocí měření srdeční frekvence. K vyhodnocování dat je používána vlnková transformace. Obdobnému tématu se věnují i další studie [2, 3, 4] hodnotící psychickou a fyziologickou kondici pilota pomocí měření tepové frekvence, nicméně tyto studie nevyhodnocují naměřená data pomocí vlnkové frekvence.

Pro získání informací o procesech dějících se uvnitř lidského těla jsou využívány různé biotelemetrické systémy, které měří různorodé biologické signály vyskytující se v organismu. V kapitole Analýza současného stavu jsou popsány některé techniky získávání těchto údajů s hlavním zaměřením na práci autonomního nervového systému. Uvedený systém je podjednotkou periferního nervového systému (jež je na stejné úrovni jako centrální nervová soustava - CNS) a autonomně, nezávisle na naší vůli, ovlivňuje vedení vzruchů mezi vnitřními orgány a CNS, řídí činnost hladkého svalstva, reguluje dýchací či srdeční frekvenci. [5] A právě princip vzniku srdeční frekvence, její variabilita, a možnosti, jak ji zpracovávat jsou také popsány v dané kapitole.

V leteckém průmyslu již existují metody, jak hodnotit zkušenosti a znalosti pilota a jak vylepšovat jeho dovednosti v oblasti pilotáže. Je zde však kladen příliš malý důraz na psychickou a fyziologickou připravenost jedince, přestože je známé, že různorodé podněty mohou vyvolat neočekávané reakce pilota. Je proto potřeba trénovat již uchazeče o pilotní průkaz v činnostech, při kterých vykazují stresové chování. Cílem zaváděných metod by mělo být zvyšování kondice pilota a minimalizace jeho nevhodných reakcí na stresory.

Záměrem diplomové práce je tedy nalézt metodu, která bude schopna zpracovávat data získaná z výpočtu parametrů srdeční frekvence. Pro vyhodnocování dat je použita metoda vlnkové transformace, která dokáže popsat signál ve frekvenční i časové oblasti. Zde je využita pro detekci QRS komplexů v signálech měřených elektrokardiogramem, jež zobrazují změny elektrického potenciálu vyvolané srdeční činností.

Při stanovení metodiky zpracování dat je prvotním krokem vytvoření skupiny zkoumaných subjektů. Tito jedinci museli na simulátoru a následně v reálném letadle zaletět přesně definované letové manévry, během kterých docházelo k měření jejich srdeční činnosti pomocí přenosného biotelemetrického zařízení. Z dat byly následně vypočítány základní parametry, které byly zpracovány post hoc, tedy po skončení celého měření. Díky tomuto měření pak bude zřejmé, jak reagovali na různé podněty.

1. Analýza současného stavu

Vzhledem k pokročilému technologickému vývoji lze využívat novou formu vzdáleného monitoringu zdraví člověka a zvířete – biotelemetrický systém. Mobilní telemetrický systém biologických parametrů slouží ke čtení a k bezdrátovému přenosu dat naměřených hodnot vybraných biologických parametrů do počítače či do jiného elektrického zařízení. Většina těchto systémů využívá pro přenos naměřených dat internetové řešení, bezdrátové komunikační protokoly (př. Bluetooth) nebo rádiové mobilní sítě. Typický systém biotelemetrie zahrnuje senzory sledující konkrétní signály, baterie, anténu, přijímač a zobrazovací jednotku. Jde o usnadnění nejen v lékařské péči, ale i v dalších oblastech života, např. ve sportovním, vědeckém, technologickém odvětví, všude tam, kde jsou zkoumány biosignály. [6]

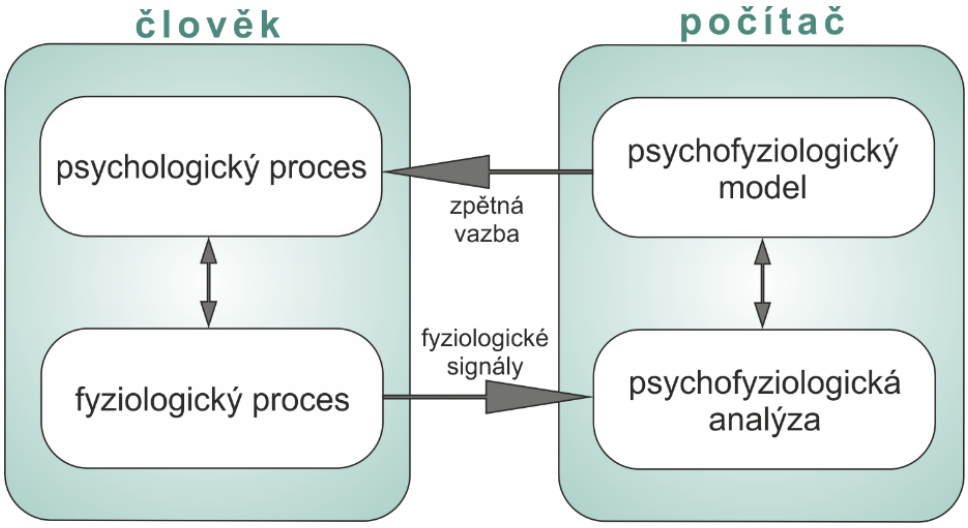
Podstata biosignálů z hlediska fyziky může být odlišná. Mohou mít mechanický, akustický, termický či jiný charakter, avšak nejčastěji jsou spojovány s elektrickými projevy organismu osob či zvířat. Elektrické projevy jsou způsobeny pohybem aniontů a kationtů v elektrolytu uvnitř jednotlivých buněk bytosti. Díky přesunu elektricky nabitých částic lze v živém organismu vysledovat mnoho elektrických fenoménů, které lze využít pro porovnání různorodých dějů. [7]

Na zákonitostech biosignálů je založen biofeedback (neboli biologická zpětná vazba) sloužící k získávání informací o člověku a jeho psychických a fyzických procesech, které se dějí uvnitř jeho těla a na které může tedy jedinec adekvátně reagovat. Informace o stavu člověka jsou získávány sebepozorováním, prostřednictvím zrcadla, pomocí sledování vyšetřujícím personálem nebo citlivým elektronickým přístrojem či nástrojem k tomu uzpůsobeným. Lze měřit a sledovat tělesnou váhu, teplotu, kožní odpor, srdeční tep, krevní tlak, frekvenci a hloubku dýchání či mozkovou aktivitu. Metody zpětné vazby se v naší civilizaci vyskytují od nepaměti. Již staří Egypťané využívali zrcadla a váhy pro různá psychofyziologická hodnocení jedince, větší využití této techniky však nastalo až v druhé polovině 20. století, kdy vznikl i samotný termín - biofeedback. [8, 9, 10]

Biologická zpětná vazba je pro svoje vlastnosti, kdy lze úspěšně trénovat jedince tak, aby dokázal měnit své tělesné funkce prostřednictvím své vůle, hojně využívána ve

všech oborech počínaje lékařstvím, kde se používá například pro léčbu poruch spánku, chronických bolestí hlavy, urinálních problémů, poruch pozornosti či epilepsie. Dále je využívána ve sportu, kde díky zpětné vazbě trenér může adekvátně přizpůsobit trénink přímo pro daného sportovce, nebo při rehabilitačních cvičeních, kdy se fyzioterapeut zaměřuje na problematické partie těla vybrané na základě biofeedbackových měření. V posledních dekádách se biofeedback také hojně využívá k optimalizaci zátěže zaměstnanců na stresových pracovištích (strojvůdce, pilot, hasič, policista…). Zpětná vazba umí zlepšit vnímání jedince, motivovat ho k lepším výkonům, vyhodnocovat pracovní či tréninkové metody a zvýšit efektivitu práce a výcviku. [8, 9, 10, 11]

Pokud chceme sledovat tyto procesy biologické zpětné vazby, je potřeba signály přenést do vhodného měřícího zařízení pomocí různorodých typů elektrod lišících se podle sledovaného signálu. Pomocí elektrod se naměří signál s informacemi o psychofyziologickém stavu jednice v daném okamžiku, který se následně převede nejčastěji v digitální podobě do počítače (může se zaznamenat i na papír). Zde je později zpracováván různými modely a metodami, např. spektrální analýzou, frekvenční analýzou či časovou analýzou (viz obr. 2.1). Výsledky měření mohou být vyjádřeny jednoduchými až komplexními 3D modely čísel, slov, grafů, obrázků, vibrací, zvuků, světel či jejich různými kombinacemi. [7, 8, 10, 12]



Obrázek 1.1 Princip fungování biologické zpětné vazby [13]

Při získávání biologických signálů je důležité vnímat jejich časový průběh a také jejich prostorové rozmístění a případné změny v daném tělesném prostoru. Při podrobnějším zkoumání organismu jedince lze současně zaznamenávat více biosignálů různého typu. V tomto případě pak mluvíme o polygrafickém záznamu. Ten se nejčastěji využívá ve spánkových laboratořích, kde se zkoumá kvalita spánku a jeho případné nedostatky či ostatní projevy těla během klidového režimu. Princip polygrafického záznamu signálů se také používá v zátěžových laboratořích, kde se měří stav organismu během maximálního vypětí. Kromě zmíněných laboratoří se současným vyšetřením více signálů zabývají i psychofyziologické laboratoře, které zkoumají propojení mezi psychickým stavem a jeho biologickými reakcemi. [7]

Pro získání různých psychofyziologických parametrů člověka jsou používány zejména následující specializované přístroje:

- Elektroencefalogram (EEG) je neinvazivní metoda. Která se používá při měření elektrické aktivity centrální nervové soustavy. Elektrody umístěné dle mezinárodního systému 10/20[1] na povrchu skalpu hlavy snímají signály z neuronů. Protože povrch hlavy je málo vodivý, není signál EEG tak přesný a jeví se jako nepravidelný až chaotický. Cílem této metody neboli neurofeedbacku je zlepšení fungování centrální nervové soustavy a tím i celého organismu. [7, 8, 11, 12, 14]
- Elektromyogram (EMG) měří napětí ve svalech a také rychlost vedení periferních motorických nervů. Jedná se buď o neinvazivní, pomocí povrchových elektrod, nebo invazivní metodu prováděnou jehlovými elektrodami. Nejčastěji se aktivita svalu vyjadřuje jako součet absolutních hodnot změn EMG za danou jednotku času a pro výpočet frekvenčního spektra se využívá Fourierova transformace. Napětí se často měří na svalech v loketní a podkolenní jamce, na kotníku, na zápěstí, na žvýkacích svalech a na svalech v oblasti šíje. EMG se používá hlavně při rehabilitacích zad, krku a při léčbě stresových onemocnění (např. vředů). [7, 11, 14, 15]

[1] Mezinárodní systém 10/20 – jedná se o rozmístění elektrod po obvodu hlavy po 10% a po 20% úsecích, z kterého vyjde síť bodů obdobná průsečíkům poledníků a rovnoběžek na zemském povrchu.

- Elektrokardiogram (EKG) je též neinvazivní metoda, pomocí které se vyšetřuje elektrická aktivita srdce. Srdeční signál je stabilní a šíří se do celého těla. Měření tohoto signálu se provádí pomocí několika elektrod, přesněji pomocí šesti standardních končetinových svodů[2] a šesti hrudních svodů. Pro snadnost měření je EKG jednou z nevíce využívaných metod snímání biosignálů. [7, 14]
- Teploměry či teplotní čidla monitorují teplotu těla nebo teplotu vydechovaného vzduchu. Mají mnohostranné využití, protože téměř žádná biochemická reakce se totiž neobejde bez změn teploty. Toto jednoduché měření se vyžívá například při léčbě úzkostí. Pokud je člověk více ve stresu, jeho teplota v periferních částech těla klesá, protože krev se shromažďuje ve vnitřních orgánech. [7, 11, 15]
- Přístroj pro měření galvanické kožní reakce (GSR) zaznamenává elektrickou vodivost kůže díky aktivitě potních žláz, která je spouštěna na základě psychologických procesů. Senzory se nejčastěji připevňují na dva prsty ruky nebo na dlaň. Stroj měří množství potu a změny poměru vody a solí v potu. Na základě naměřených dat lze pomoci terapií při strachu, úzkosti nebo při nadměrném pocení. [11, 15]
- Invazivně s použitím katetru nebo neinvazivně rtuťovým či digitálním tonometrem je měřen krevní tlak. Zjišťuje se maximální hodnota, systolický tlak, a minimální hodnota, diastolický tlak. [14, 16]
- Různé typy spirometrů slouží k měření objemů a kapacity respirační soustavy a k zjišťování její funkční hodnoty. [14, 16]
- Pro doplnění celkového obrazu o organismu existují i další měřidla, například kapnometry, zjišťující koncentraci CO_2 v krvi a ve tkáních, nebo prstový pletysmograf, sloužící k měření saturace tepenné krve kyslíkem a ke zjišťování prokrvení či tepu. [7, 16, 17]

Soupeřem pro klasické laboratorní vyšetřovací přístroje se stávají nové technologie. Vyvíjejí se menší polyfunkční zařízení, která dokáží měřit biosignály kdekoliv a kdykoliv. Jedná se o specializované přenosné přístroje, fitness hodinky či hrudní pásy s možností kooperace s aplikacemi v chytrých telefonech a tabletech.

[2] Standardní končetinové svody – tvořeny Einthovenovými bipolárními svody I, II, III a Goldbergovými unipolárními svody aVR, aVL a aVF.

1.1 Využití biotelemetrických systémů v leteckém průmyslu

Nařízení Evropského parlamentu a Rady (ES) č. 216/2008 v příloze III. uvádí pouze obecné informace, jak by letečtí dopravci měli praktikovat svůj výcvik. Teoretické a praktické znalosti a dovednosti pilotů musí být však hodnoceny průběžně během výcviku, tak, aby se udržela jejich odpovídající úroveň, a zařízení pro výcvik pomocí simulace letu musí mít osvědčení pro danou úroveň výkonnosti. Zákon ale již nepojednává o konkrétních metodách vyhodnocování výkonnosti posádky během cvičného či reálného letu. Tedy každá aerolinka má volnou ruku při výběru metody pro měření a zpracování výsledků výcviku. [40]

Mezinárodní organizace pro civilní letectví (ICAO) i Evropská agentura pro bezpečnost letectví (EASA) v posledních letech pracují s termínem ATQP, Alternative Training Qualification Programme, a s jeho rozšiřující metodou EBT, Evidence-based Training. Oba tyto programy se zaměřují nejen na zdokonalení fungování obecné struktury leteckých dopravců, ale i na poznávání fyziologických funkcí členů posádky pomocí různých nástrojů. Program alternativního výcviku, popřípadě trénink založený na důkazech, je dalším způsobem, jak lze provádět obnovovací trénink a testování pilotů a adekvátně na jejich reakce odpovídat. Tento typ výcviku je specifický tím, že nepostupuje přesně podle pravidel, dle daného check listu, ale orientuje se na specifické potřeby aerolinek, různorodosti členů posádky a hlavně pilotů. Tento postup tak zvyšuje výkonnost jedince a zároveň snižuje náklady na provoz. ATQP i EBT leteckým provozovatelům umožňují mít různé výcvikové programy pro různé typy a třídy letadel. Je možné také přizpůsobit trénink podle toho, jaké linky daný dopravce létá, protože pro rozmanitý provoz není vhodné simulovat pouze jeden výcvikový přístup. Záměrem takového výcviku je neustálé zlepšování leteckých a bezpečnostních standardů, znalostí, zdatnosti a zkušeností jedinců v potřebných oblastech letectví. ATQP spolu s EBT pomocí zpětné analýzy provedených úkolů umožňují leteckým provozovatelům pracovat s časem věnovaným výcviku mnohem efektivněji. [41]

EASA vytváří Evropský program pro bezpečnost letectví (EASP) a také pravidelně zveřejňuje a aktualizuje svůj Evropský plán bezpečnosti letectví (European Plan for Aviation Safety – EPAS), ve kterém jmenovitě identifikuje a hodnotí rizika a následně

rozhoduje o ideálním způsobu opatření pro zmírnění těchto rizik. Nynější vydání EPAS zahrnuje období od roku 2018 do roku 2022 a je v současné době součástí programových činností agentury. Je zde kladen důraz na bezpečnost a na zmírnění bezpečnostních hrozeb. Vzhledem k výskytu a rychlému šíření nových technologií a jejich rostoucí složitosti je důležité přizpůsobit i odbornou přípravu leteckých pracovníků, proto chce agentura neustále zlepšovat způsobilost leteckého personálu. Pro zlepšení výcviku dochází k zahrnutí částí z ICAO dokumentu (ICAO Doc. 9625) o používání výcvikových prostředků simulace letu ve výcviku do evropských ustanovení. A pro sladění stávajících pravidel dochází k úplnému přezkoumání ustanovení obsažených v dokumentu ORO.FC (Annex III). Dochází k zavedení výcviku založeného na důkazech (EBT) a školení založeného na kompetencích (Competency-based Training - CBT) v oblasti obnovovacího výcviku a následně bude rozšiřováno EBT i do ostatních typů výcviku (např. typový výcvik), což umožní jednotnou filozofii tréninku v celém leteckém odvětví. [42, 43]

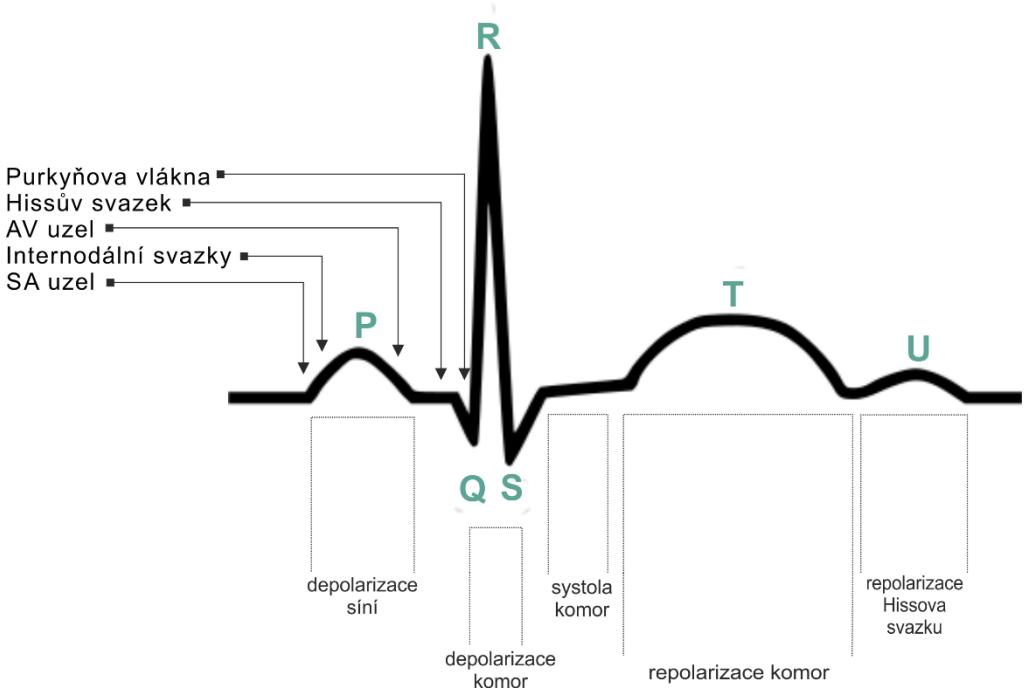
Současné koncepty jsou orientovány na člověka a na jeho potřeby. Zvyšují se standardy výcviků a tréninků. Je používán i biofeedback pro zlepšení výkonnosti, ale neexistují téměř žádné studie, ve kterých by se tato zpětná vazba vyhodnocovala v reálném čase, tedy ještě po dobu činnosti, v našem případě v průběhu letu. Tím pádem instruktor nemůže ihned reagovat na případné chyby během letu způsobené špatnou kondicí pilota. Je proto potřeba využívat biofeedback již v době letu, protože celá posádka letadla a zejména piloti jsou během cesty letadlem vystavováni různě velkému tlaku, který je způsoben například neočekávanými změnami počasí, nesnadnými letovými úlohami, neznámým místem přistání nebo vlastní psychickou nepohodou, která se může projevit v nepřesnosti pilotáže. Bylo potvrzeno, že 60% až 80% leteckých nehod bylo způsobeno lidskou chybou a 50% z nich přímo piloty. I přes pokročilé technologie je proto nutné určit, co přesně zapříčiňuje nehodovost. Bylo prokázáno, že stupeň výcviku pilota a úroveň jeho letecké praxe mají dopad na jeho duševní stav během letu. Je tedy vhodné vyhodnocovat výkonnost a zátěž pilotů v reálném čase v průběhu letu, simulovaného či reálného, s cílem zdokonalení manévrů a zpřesnění pilotáže při jakékoliv kondici pilota či v nedokonalých okolních podmínkách. [3, 4]

2. EKG a srdeční činnost

Mezi nejjednodušší a nejpoužívanější metody zkoumání biologických signálů jedince patří elektrokardiografie. Tato metoda poskytuje informace o srdeční činnosti, ze které následně lze vyčíst a vyměřit základní fyziologické parametry člověka. [7,18]

Srdce je dutý orgán v hrudním koši zajišťující život člověka. Mezi základní vlastnosti srdečního myokardu patří automacie (schopnost tvořit vzruchy i bez vnějšího podnětu), vodivost (přenos vzruchu do celého srdce), dráždivost (pomocí nadprahového podráždění vyvolat svalový stah) a stažlivost (vytvoření svalové kontrakce). Podle funkcí dělíme buňky myokardu na pracovní, které tvoří kontrakce zajišťující stálý oběh krve a mízy v organismu, a na převodní systém, který tvoří a přenáší vzruchy a tím vytváří elektrickou aktivitu srdce. Tento převodní systém srdce tedy dává podnět ke vzniku impulzů a šíří tyto impulzy od sinoatriálního uzlu sloužícího jako pacemaker (disponuje nejrychlejší spontánní depolarizací), přes internodální dráhy do atrioventrikulárního uzlu, kde se signál záměrně zpomaluje, aby nepřešel předčasně do komory. Pomocí Hissova svazku dále prochází vzruch síňokomorovou přepážkou (jediné vodivé spojení síní a komor), přes pravé a levé Tawarovo raménko až do Purkyňových vláken končících v myokardu komor, kde je na základě převodu impulzu provedena kontrakce svalu. [5, 14, 16]

Při spontánní depolarizaci buněk myokardu, kdy se otevřou sodíko-vápníkové kanály umístěné na buněčných membránách, vznikne akční potenciál. Díky akčním potenciálům jednotlivých svalových vláken se tvoří křivka EKG, jejíž jednotlivé vlny (P, T, U) a kmity (Q, R, S) vyjadřují průchod impulzu srdcem, tedy způsobují již zmíněnou depolarizaci (vznik membránového napětí) a následnou repolarizaci (navrácení se do klidové fáze) v různých částech srdce (viz obr. 2.2). Celý tento proces je řízen autonomně, nezávisle na lidské vůli. [5, 14, 16]



Obrázek 2.1 Vznik EKG křivky [vlastní tvorba]

Zdravé srdce není metronomem. Oscilace zdravého srdce jsou složité a neustále se mění, což umožňuje, aby se kardiovaskulární systém rychle přizpůsobil náhlým fyzickým a psychologickým problémům při homeostáze. Činnost lidského srdce a jeho psychofyziologický charakter ovlivněný sympatovagální rovnováhou autonomního nervového systému (ANS) popisuje srdeční neboli tepová frekvence. Ta tedy nepřímo odráží fungování ANS, jehož funkce je ovlivněna okolními stimuly. Některé z těchto stimulů mohou způsobit zatížení organismu, např. stres představující stav duševního nebo fyziologického namáhání jedince v důsledku nepříznivých podnětů. Tímto se přesněji aktivizuje ANS složka sympatiku nebo parasympatiku, které regulují frekvenci srdečních stahů. Sympatikus pomocí nervi cardiaci srdeční akci zvyšuje, tedy RR interval se zkracuje, a parasympatikus prostřednictvím rami cardiaci z nervus vagus srdeční akci snižuje, RR interval se prodlužuje. [3, 4, 19, 20]

Srdeční frekvence je dána počtem srdečních stahů za časovou jednotku (nejčastěji se udává 1 minuta). Lze ji vyjádřit pomocí vzdáleností R kmitů z komplexu QRS na EKG křivce. Jde o tzv. RR interval, který je její převrácenou hodnotou. Distanci RR

lze změřit počítáním pulzu, pomocí EKG pravítka, změřením vzdálenosti komplexů QRS, dopočítáním pomocí velkých a malých čtverců na záznamovém archu či pomocí PC programu. Vzdálenost hrotů vlny R je však proměnlivá, v průběhu času se mění, a proto se pro oscilaci intervalů mezi jednotlivými stahy srdce ujal termín variabilita srdeční frekvence (HRV). Ta je tedy dána změnou času mezi každým srdečním rytmem (QRS komplexem) a je měřena pomocí elektrokardiogramu, který zaznamenává elektrickou aktivitu srdce měnící se v závislosti na prováděné činnosti a na emocích. [5, 7, 14, 16]

Vedle ANS neurální modulace existuje i humorální mechanismus ovlivňující srdeční frekvenci vylučováním hormonů, jako např. tyroxin, kortizol či adrenalin a noradrenalin. Dalšími faktory majícími vliv na srdeční frekvenci jsou teplota okolního prostředí, nadmořská výška, objem draslíku a vápníku v krvi či rychlost průtoku krve v cévách. Při porovnání všech výše uvedených jevů majících vliv na srdeční funkci se neurální modulace jeví jako nejpřesnější metoda popisu srdeční činnosti s ohledem na hodnocení při stresových situacích. V mnoha dřívějších studiích [3, 4, 21, 22, 23, 24] se potvrdilo, že právě tepová frekvence by mohla být vhodným parametrem k určení zátěže jedince. Bylo prokázáno, že uvedená metoda měření je velmi užitečná jak pro výzkum, tak pro klinické studie zabývající se kardiovaskulárními chorobami, diabetickou autonomní dysfunkcí, hypertenzí či psychiatrickými a psychickými poruchami. [3, 4, 5, 7, 14, 16]

1.2 Zpracování srdeční frekvence

Srdeční činnost je proměnlivá a pro její popis byl zaveden termín variabilita srdeční frekvence. K jejímu měření se nejčastěji používají Holterův monitor nebo hrudní pás, odkud se zaznamenané hodnoty převádí do PC. Pro vyhodnocování srdeční frekvence a její variability je nutné používat vhodné parametry, které dokáží vystihnout sympatovagální balanc. [3, 7, 25]

Variabilita srdeční činnosti indexuje neuro-srdeční funkci, je generována interakcemi mezi srdcem a mozkem a procesy autonomního nervového systému. Je to vlastnost

vzájemně závislých regulačních systémů, které fungují v různém časovém rozsahu, což organismu pomáhá přizpůsobit se environmentálním a psychologickým problémům. HRV ukazuje kolísání časových intervalů mezi po sobě jdoucími údery srdce. Pro popis těchto úseků se používají pojmy RR interval, což je časový úsek mezi všemi po sobě jdoucími srdečními údery, a NN (normal-to-normal) interval, který popisuje úseky mezi údery srdce, z nichž byly odstraněny artefakty. [20]

HRV lze zaznamenávat v průběhu 24 hodinového měření či v krátkých (~5 min) nebo ultra krátkých (<5 min) úsecích pomocí časové domény, pomocí kmitočtové domény nebo pomocí nelineárních měření. Znalost prostředí měření a konkrétních proměnných může pomoci k interpretaci jak 24 hodinových, tak krátkodobých HRV měření. Důležitými faktory ovlivňujícími měření jsou délka zaznamenané periody, zvolená metoda měření, vzorkovací frekvence, artefakty či velikost a pravidelnost respirace. Důležitými proměnnými jsou i věk, pohlaví, tepová frekvence a zdravotní stav jedince. Navíc při vyhodnocování je potřeba vnímat i vlivy polohy těla jedince a jeho pohybu při získávání dat či aktuální fyzickou a psychickou kondici subjektu ovlivňující aktivaci ANS. [20]

V kontextu snímaní srdeční frekvence existují dva přístupy, tj. krátkodobé a dlouhodobé měření.

Krátkodobé měření HRV je generováno vztahem mezi sympatikem a parasympatikem a mezi regulačními mechanismy řídícími tepovou frekvenci prostřednictvím respirační sinusové arytmie RSA (= odchylka od normální srdeční frekvence vlivem dýchání), baroreceptorového reflexu (= reguluje krevní tlak), anebo prostřednictvím rytmických změn tonu v cévách. [20]

Ve zdravém lidském srdci existuje dynamický vztah mezi sympatickým a parasympatickým systémem. Parasympatikus je dominantní při klidovém režimu, průměrná tepová frekvence se tak pohybuje kolem 75 bpm. Parasympatikus dokáže však snížit tepovou frekvenci až na 20 nebo 30 bpm či srdce úplně zastavit. Je tedy antagonistou k sympatiku. Sympatikus je dominantní v krizových a stresových situacích, kdy se snaží nabudit tělo k výkonu. Parasympatické nervy projevují své účinky rychleji (<1 s) než ty sympatické (> 5 s) a to může mít za následek

protichůdné reakce organismu. Proto vždy záleží na jejich aktuální rovnováze činností. Zatímco sympatický systém může potlačit parasympatický, parasympatikus může být aktivován, aniž je sympatikus nějak ovlivněn. Tyto děje mají za následek, že poměr mezi LF a HF nemusí vždy popisovat autonomní rovnováhu. [20]

Mezi regulační mechanismy patří autonomní nervový systém, kardiovaskulární systém, centrálně nervový systém, endokrinní systém, respirační systém, baroreceptory a chemoreceptory ovlivňující HRV v krátkém časovém úseku. Všechny tyto regulační mechanismy jsou navzájem propojené a při aktivaci jednoho celku se uvede v činnost i druhý. Například rostoucí baroreflex způsobuje pokles srdeční činnosti a cévního tonu a naopak. [20]

Dlouhodobé měření, je na druhou stranu, zaznamenávání signálu po dobu 24 hodin. Během daného dlouhého úseku je HRV ovlivňována cirkadiánním rytmem, teplotou středu těla, metabolismem, spánkovými cykly či renin-angiotenzním systémem. Dvaceti čtyř hodinové záznamy jsou mnohem kvalitnější než krátkodobé, vystihují lépe pomalejší výkyvy srdce, a proto nemohou být časové záznamy mezi sebou zaměňovány. [20]

1.2.1 Časová doména

Časová doména (Time Domain) ukazuje, jak se signál (jeho amplituda) mění v čase. Parametry v časové oblasti jsou nejjednodušší a vyplývají ze změřených hodnot intervalů RR či NN nebo okamžité srdeční frekvence. Parametry získané pomocí statistických metod vyskytujících se v časové oblasti (viz tab. 2.1) jsou závislé na přesnosti označení jednotlivých intervalů NN. Směrodatná odchylka a obdobné statistické vzorce jsou totiž ovlivněny hodnotami, které se liší od průměru analyzované sekvence. Ukazatelé časové domény HRV kvantifikují množství variability při měření během daných období (pohybujících se v rozmezí <1 minuta až > 24 hodin) mezi po sobě jdoucími údery srdce, tzv. interbeat interval (IBI). Proměnné SDNN, SDANN a SDNN index popisují globální autonomní regulaci srdce, ale proměnné RMSSD a pNN50 se vztahují k beat to beat variacím odrážejících

odtok parasympatiku. Tyto hodnoty mohou být vyjádřeny v původních jednotkách nebo jako přirozený logaritmus (Ln) původních jednotek, aby se dosáhlo normálnějšího rozdělení. [20, 26, 27, 28]

Tabulka 2.1 Parametry v časové oblasti [20]

Parametr	Jednotka	Definice
SDNN	ms	Směrodatná odchylka NN intervalů.
SDRR	ms	Směrodatná odchylka RR intervalů.
SDANN	ms	Směrodatná odchylka průměrných intervalů NN pro každý 5 minutový segment ve 24 hodinovém HRV záznamu.
SDNN index (SDNNI)	ms	Průměrná hodnota směrodatných odchylek všech intervalů NN pro každý 5 minutový segment ve 24 hodinovém HRV záznamu.
pNN50	%	Procento po sobě jdoucích RR intervalů, které se liší o více než 50 ms.
RMSSD	ms	Rozdíl kvadratických průměrů po sobě jdoucích RR intervalů.
HR max – HR min	bpm	Průměrný rozdíl mezi nejvyššími a nejnižšími srdečními frekvencemi během každého respiračního cyklu.
HRV triangular index		Integrovaná hustota histogramu RR intervalu dělená jeho výškou.
TINN	ms	Výchozí šířka histogramu intervalu RR.

SDNN (Standard Deviation of All NN Intervals) – SDNN popisuje celkovou směrodatnou odchylku délek všech NN intervalů v segmentu a odráží tedy všechny cyklické složky odpovědné za variabilitu v době měření. V mnoha studiích se SDNN zaznamenává v průběhu 24 hodinového záznamu pomocí monitoru Holter a tím v záznamu zobrazuje krátkodobé i dlouhodobé změny srdečního rytmu. Vedle kardiorespirační regulace lze měřit reakce srdce na měnící se pracovní zátěž, anticipační centrální nervovou aktivitu a cirkadiánní procesy včetně cyklů spánku/bdění. 24 hodinové nahrávky odhalují vliv sympatické soustavy na HRV. Pro krátkodobé měření je dán standardní časový úsek o délce 5 min, vědci však navrhli i ultra krátké období pohybující se od 60 do 240 s. SDNN je ovlivňována činností

sympatiku a parasympatiku, respektive výkony pásem ULF, VLF, LF a celkovým výkonem. Pokud je energie těchto pásem vyšší než v HF pásmu, tak dochází ke zvýšení SDNN. Tento vztah však závisí na podmínkách při měření. SDNN patří k nejjednodušším a nejčastěji používaným statistickým parametrům. Měření je přesnější, pokud se vypočítává z 24 hodinového záznamu než z kratších období sledování. SDNN se využívá např. v lékařství pro klasifikaci rizik srdečního onemocnění - předpovídá morbiditu a mortalitu. Na základě dvaceti čtyř hodinového sledování jsou pacienti s hodnotami SDNN nižšími než 50 ms klasifikováni jako nezdraví, s hodnotami v rozmezí 50-100 ms jako pacienti s ohroženým zdravím a pokud jedinci mají více než 100 ms, jsou vyhodnocováni jako zdraví. [19, 20, 26, 29, 30, 31, 32]

SDRR (Standard Deviation of All RR Intervals) – Jde o střední odchylku mezipulzního intervalu (IBI) platnou pro všechny sinusové údery včetně abnormálních nebo falešných úderů, které mohou odrážet srdeční dysfunkci nebo šum vypadající pak jako HRV. Stejně jako SDNN tak i SDRR se s navyšujícím se časem zpřesňuje. Při měření během 24 hodin lze lépe popisovat pomalejší procesy i reakce kardiovaskulárního systému na různorodé environmentální podněty a na pracovní zátěž. [20]

SDANN (Standard Deviation of the Average NN Interval) – Jedná se o směrodatnou odchylku průměrů NN intervalů počítanou během všech stanovených úseků z celého 24 hodinového záznamu. Stanovený segment může být dlouhý od několika sekund do obvyklých 5 minut. Tato doba je závislá na odhadu změn srdeční frekvence v sekvencích delších než 5 min. Tento parametr se jeví jako SDNN, avšak oba parametry mezi sebou nelze zaměňovat kvůli délce jejich záznamu. [20, 30, 31, 33]

SDNNi – SDNN index je průměr směrodatné odchylky všech po sobě jdoucích NN intervalů s minimální délkou záznamu HRV 24 hod. Popisuje změnu variability během krátkého 5 min úseku. Vypočítává se tak, že nejprve dojde k rozdělení dvaceti čtyř hodinového záznamu na 288 pěti minutových segmentů a poté se vypočítá směrodatná odchylka všech intervalů NN obsažených v každém jednotlivém

segmentu. SDNNI je tedy průměr těchto 288 hodnot. SDNNI primárně odráží autonomní vliv na HRV. [20, 26, 29, 30, 33]

NNx (Number of Adjacent NN Intervals) – Jde o počet po sobě následujících NN intervalů, které se liší o více než *x* ms. Nejčastější hodnota je 50 ms (tedy pak NN50), která vyžaduje 2 min záznam. Jsou možné tři varianty výpočtu, tedy počítání všech těchto párů intervalů NN nebo počítání pouze párů, v nichž je první interval delší, či počítání pouze dvojic, ve kterých je druhý interval delší. [20, 26, 34]

pNNx (NNx Count Value Divided by the Total Numbers of All NN Intervals) – Jedná se o relativní počet sousedních NN intervalů navzájem se lišících o *x* ms (nejčastěji 50 ms) vztažený k celkovému počtu NN intervalů v posloupnosti (může být také vztaženo k celkovému počtu RR intervalů v segmentu). Přesněji je to procentní hodnota intervalu NNx (NN50), tedy $\frac{NNx}{NN} * 100$. pNNx úzce souvisí s aktivitou parasympatiku a je často využíván jako spolehlivější index než SDNN změřený v krátkém úseku. Poskytuje však horší hodnocení RSA než parametr RMSSD [20, 29, 31, 33]

HR Max - HR Min – Průměrný rozdíl mezi nejvyšší a nejnižší tepovou frekvencí během každého respiračního cyklu je obzvláště citlivý na účinky respirační frekvence a není závislý na vagových nervech. Pro výpočet HR Max - HR Min je požadován minimálně 2 min záznam měření. [20]

RMSSD (Root Mean Square of the Successive Differences) – Kvadratický průměr délek po sobě následujících NN intervalů lze získat vypočítáním všech časových rozdílů mezi srdečními pulzy, tyto hodnoty se pak zprůměrují a tím získáme druhou odmocninu rozdílu čtverců průměrných hodnot délek NN intervalů. Klasická doba záznamu je 5 min, ale také bylo navrženo i kratší období záznamu (10 s, 30 s, 60 s). Tento parametr je ideální pro zjišťování zapojení vagální soustavy do změn v HRV a je totožný s parametrem SD1, který však odráží krátkodobou variabilitu. [20, 27, 29, 30, 31]

NN50, pNN50 a RMSSD lze vypočítat použitím rozdílu mezi po sobě následujícími intervaly NN. Díky tomu jsou tyto parametry z velké části ovlivněny trendy v rozšířené

časové řadě. Parametry získané geometrickými metodami vyskytující se v časové oblasti jsou založeny na popisu určitých geometrických tvarů (př. histogramů) a tím pádem jsou mnohem méně ovlivňovány artefakty v analyzovaném signálu EKG. Zároveň jejich nevýhodou je potřebné získání dostatečného počtu NN intervalů pro rozbor daného geometrického tvaru. [20, 27]

HRVTi (HRV Triangular index) – HRV trojúhelníkový index je určován z integrálu hustoty histogramu RR intervalů během 24 hod záznamu poděleného výškou daného histogramu. Jedná se o nejjednodušší metodu analýzy variability srdečního rytmu, která popisuje celkové HRV jako relativní počet nejvíce zastoupených intervalů NN. Přesněji řečeno jde o integrální rozložení hustoty, tedy podíl celkového počtu intervalů NN a maximálního počtu intervalů NN stejného trvání. Společně s RMSSD mohou rozlišovat mezi normálními srdečními rytmy a arytmií. Při HRVTi ≤ 20,42 a RMSSD ≤ 0,068 je srdeční rytmus normální a pokud je HRVTi > 20,42, vzorek je arytmický. [20, 26, 27, 30]

TINN (The Triangular Interpolation of NN Interval Histogram) – Trojúhelníková interpolace histogramu intervalů NN se vypočítává pomocí přibližnosti distribuce NN intervalů do trojúhelníku a pomocí měření šířky základny, kde je zobrazováno HRV. K nalezení takového trojúhelníku se používá minimální čtvercový rozdíl. Jde tedy o základní šířku histogramu zobrazující intervaly NN. [20, 26, 27, 34, 30]

1.2.2 Frekvenční doména

Frekvenční doména (Frequency Domain) říká, kolik signálů leží v kmitočtovém pásmu, neboli kolikrát je daný vrchol zaznamenán. Tato doména je založena na výkonové spektrální hustotě (Power Spectral Density) popisující absolutní a relativní výkon spektra pomocí rozdělení signálu do čtyř frekvenčních pásem – ultra nízké frekvence (ULF), velmi nízké frekvence (VLF), nízké frekvence (LF) a vysoké frekvence (HF). Jejich přesné rozložení a závislost je popsána v tabulce 2.2. [20]

Tabulka 2.2 Parametry ve frekvenční oblasti [20]

Parametr	Jednotka	Definice
ULF power	ms^2	Absolutní výkon ultra nízkého pásma (≤ 0.003 Hz).
VLF power	ms^2	Absolutní výkon velmi nízkého frekvenčního pásma (0.0033-0.04 Hz).
LF peak	Hz	Maximální frekvence nízkofrekvenčního pásma (0,04-0,15 Hz).
LF power	ms^2	Absolutní výkon nízkofrekvenčního pásma (0,04-0,15 Hz).
LF power	nu	Relativní výkon nízkofrekvenčního pásma (0,04-0,15 Hz) v normálních jednotkách.
LF power	%	Relativní výkon nízkofrekvenčního pásma (0,04-0,15 Hz) v procentech.
HF peak	Hz	Maximální frekvence vysokofrekvenčního pásma (0,15-0,4 Hz).
HF power	ms^2	Absolutní výkon vysokofrekvenčního pásma (0,15-0,4 Hz).
HF power	nu	Relativní výkon vysokofrekvenčního pásma (0,15-0,4 Hz) v normálních jednotkách.
HF power	%	Relativní výkon vysokofrekvenčního pásma (0,15-0,4 Hz) v procentech.
LF/HF	%	Poměr výkonu LF a HF.

Slovo *power* (= výkon) značí energii signálu nalezenou v dané kmitočtové oblasti. Výkon může být absolutní dle výpočtu $\frac{ms^2}{cykly\ za\ sekundu\ [Hz]}$ nebo relativní, který se buď udává v normálních jednotkách, nebo se odhaduje jako procentuální podíl celkového HRV výkonu (nu). [20]

Pásmo ultra nízké frekvence ULF (≤ 0.003 Hz) popisuje kolísání IBI intervalů v časovém úseku od 5 min do 24 hod zaznamenaných v průběhu nejméně 24 hodinového vyšetření. Vzájemně se ULF ovlivňuje s parametrem z časové domény SDANN. Zatímco neexistuje shoda ohledně mechanizmů, které generují výkon ULF, předpokládá se, že ten je ovlivňován velmi pomalými biologickými procesy (př. cirkadiánním rytmem, tělesnou teplotou, metabolismem, renin-angiotenzinovým systémem) a také, že sympatikus ani parasympatikus ULF neovlivňuje. [20]

Pásmo velmi nízké frekvence VLF (0,0033 – 0,04 Hz) se skládá ze srdečních rytmů s intervalem mezi 25 s a 300 s a vyžaduje dobu záznamu nejméně 5 minut. Nejlépe se VLF však hodnotí při 24 hod monitorování. Kvalitní rytmus VLF může být zásadní pro určení zdraví jedince. Bylo prokázáno, že nízká výkonnost VLF je spojena s poruchami arytmií, s vysokým zánětem vyskytujícím se v těle či s nízkými hladinami testosteronu. VLF je ovlivňováno parametrem SDNNi. I u tohoto pásma není patrné, jaké fyziologické mechanismy jsou odpovědné za jeho výkonnost. VLF pásmo může být generováno fyzickou aktivitou, termoregulací a renin-angiotenzinem či aferentními senzorickými neurony v srdci. To znamená, že srdce generuje rytmus VLF a eferentní sympatický systém vytvářející aktivitu v důsledku fyzické zátěže a reakce na stres moduluje jeho amplitudu a frekvenci. [20]

Pásmo nízké frekvence LF (0,04 – 0,15 Hz) se skládá z rytmu s dobou mezi 7s a 25s a je ovlivněno dýcháním od zhruba 3 do 9 bpm. Zaznamenává se minimálně po dobu 2 minut. Tato oblast byla dříve nazývána oblastí baroreceptorů, protože odráží především baroreceptorovou aktivitu během klidových podmínek. Výkon LF pásma může být produkován jak parasympatickou soustavou, tak sympatickou soustavou. Během období pomalé respirační rychlosti může vagální aktivita snadno generovat oscilace v srdečních rytmech, které přecházejí až do pásma LF. Proto jsou vagální vlivy spojené s dýcháním přítomny hlavně v pásmu LF (např. pokud míra respirace klesne pod 8,5 bpm nebo 7 s či když si jedinec „vzdychne“ nebo se zhluboka nadechne). [20]

Pásmo vysoké frekvence HF (0,15 – 0,40 Hz, u kojenců a dětí z důvodů jejich rychlejšího dýchání 0,24 – 1,04 Hz) je ovlivňována dýcháním od 9 do 24 bpm. Zaznamenává se po dobu minimálně 1 minuty a odráží parasympatickou aktivitu. Nazývá se také pásmem respiračním, protože odpovídá změnám tepové frekvence vztahujícím se k respiračnímu cyklu. Během nádechu se srdeční frekvence zrychluje, protože kardiovaskulární centrum zabrání vagálnímu odlivu, a při výdechu se zpomaluje díky obnovenému odtoku vagu a uvolňováním acetylcholinu. Kapacita HF pásma se může v noci zvyšovat a během dne se snižovat. Nižší HF výkon je ovlivněn stresem, panikou, úzkostí nebo starostmi. HF velmi souvisí s parametry časové domény pNN50 a RMSSD. [20]

Poměr výkonů LF a HF (LF/HF ratio) odhaduje poměr mezi aktivitou sympatiku a parasympatiku během daných podmínek. Je založen na 24hodinových nahrávkách, během kterých aktivita parasympatiku a sympatiku přispívá k výkonu v LF pásmu a aktivita parasympatiku v HF oblasti. Nízký poměr LF / HF odráží parasympatickou dominanci, organismus zaujímá postoj Tend and Befriend[3]. Naproti tomu vysoký poměr LF / HF naznačuje dominantní postavení sympatiku, ke kterému dochází, když organismus zaujímá postoj Fight or Flight[4] nebo když parasympatikus ztrácí svůj vliv. Avšak toto vysvětlení sympatovagální rovnováhy bylo zpochybněno, protože výkon LF není ovlivněn pouze sympatikem, ale svoji roli hrají i parasympatikus a další neurčené faktory, dále interakce mezi sympatikem a parasympatikem jsou složité a nelineární a nakonec současné působení dýchací soustavy a občasných přestávek v srdeční frekvenci způsobují nejistotu ohledně přínosu sympatiku a parasympatiku. Svůj vliv na balanc mají i podmínky v průběhu měření. [20, 35]

Celkový výkon (Total Power) je součtem veškeré energie v pásmech ULF, VLF, LF a HF po dobu 24 hodin, anebo v pásmech VLF, LF a HF pro krátkodobé záznamy. Celkový výkon tedy zobrazuje souhrnnou aktivitu ANS. [20]

1.2.3 Časově Frekvenční doména

Na přelomu 18. a 19. století byly položeny základy frekvenčního zpracování signálů formou Fourierovy transformace (Fourier Transformation, FT), které však nezpracovávají signál v časové oblasti, berou v úvahu celou časovou osu signálu. Díky tomu nelze určit, v jakém okamžiku dochází ke změnám konkrétních frekvencí. S cílem zohlednit i časovou doménu je používána krátkodobá Fourierová transformace (Short Time Fourier Transformation, STFT) s plovoucím oknem. Frekvenční rozlišení je však limitováno velikostí plovoucího okna, platí zde tedy

[3] Reakce na stresory typická pro ženské pohlaví (spouštěn hormonem oxytocinem) spočívající v ochraně potomků (tending) a vyhledávání sociálních skupin za účelem vzájemné ochrany (befriending). [36]

[4] Reakce na stresory typická pro mužské pohlaví znamenající bojuj (fight) nebo utíkej (flight). [36]

Heisenbergův princip neurčitosti (zlepšením informací o časovém výskytu dojde ke snížení frekvenčního rozlišení a naopak). Vlnková transformace (Wavelet Transform, WT) se vyvinula na konci 20. století a rozšiřuje STFT. Je založena na krátkých vlnkách s omezenou délkou trvání. Slouží zejména ke zpracování nestacionárních obrazů a signálů, které dokáže analyzovat jak ve frekvenční, tak v časové oblasti. Přestože i v této metodě je uplatňován Heisenbergův princip neurčitosti, vlnková transformace rozšiřuje STFT, protože bázové funkce (vlnky) jsou složitější než sinus a kosinus používané ve FT a signál je tak analyzován ve více měřítcích. Se zřetelem na uvedené se tedy WT jeví jako vhodný nástroj pro spektrální analýzu dat s informacemi o výskytu jednotlivých jevů. [47, 48]

Limitace STFT spočívá primárně ve správném nastavení velikosti okna s ohledem na analyzovaný signál. Jiná velikost okna je vhodná pro nízké frekvence, při nichž dochází k pomalým změnám, a pro vysoké frekvence, při nichž jsou změny rychlé. K tomuto faktu přihlíží WT, která pro nízké frekvence využívá okno širší, pro vysoké frekvence pak okno užší. Toto okno je označováno jako mateřská vlnka $\psi_{s,T}$ (t), která může nabývat různých tvarů a musí být oscilující, tj. mít nulovou střední hodnotu:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t)\mathrm{d}t = 0,$$

a mít konečnou energii:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 \mathrm{d}t < \infty.$$

Samotná WT je pak integrální transformace, jejímž jádrem jsou dceřiné vlnky ψ(t), odvozené z mateřské vlnky ψ(t) dle předpisu:

$$\psi_{s,\mathrm{T}}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\mathrm{T}}{s}\right),$$

kde s je měřítko vlnkové funkce ($s \in R^+ - \{0\}$), kdy $s > 1$ zvětšuje a $s < 1$ zmenšuje příslušný signál, a T ($\mathrm{T} \in R$) určuje polohu dceřiné vlnky oproti vlnce mateřské, tedy posun vlnkové funkce. [47, 48]

Pokud se jedná o spojité změny posunu a měřítka, je zavedena spojitá vlnková transformacou (CWT), která lze zapsat:

$$c(s, \mathrm{T}) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi_{s,\mathrm{T}}^{*}(t)dt,$$

kde *c(s, T)* jsou vlnkové koeficienty CWT a * označuje komplexně sdruženou funkci. Integrál reprezentuje skalární součin signálu *f(t)* a bázové funkce $\psi_{s,\mathrm{T}}^{*}$ a definuje korelaci signálu s příslušnou vlnkou. Grafická reprezentace koeficientů *c(s, T)* je označována jako škálogram, neboli polorovina reprezentující čas, měřítko (veličina inverzní k frekvenci) a koeficienty *c(s, T)*, jejichž hodnota je nejčastěji kódována barevně. [47, 48]

Při reálných aplikacích se, stejně jako v případě FT, využívá diskrétní forma transformace, tj. používá se diskrétní vlnková transformace (DWT). Ta k diskretizaci signálu využívá tzv. dyadickou mřížku a je dána předpisem:

$$c(m, n) = \sum_{t} f(t)\psi_{m,n}^{*}(t),$$

kde:

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{\frac{m}{2}}\psi(2^{m}t - n),$$

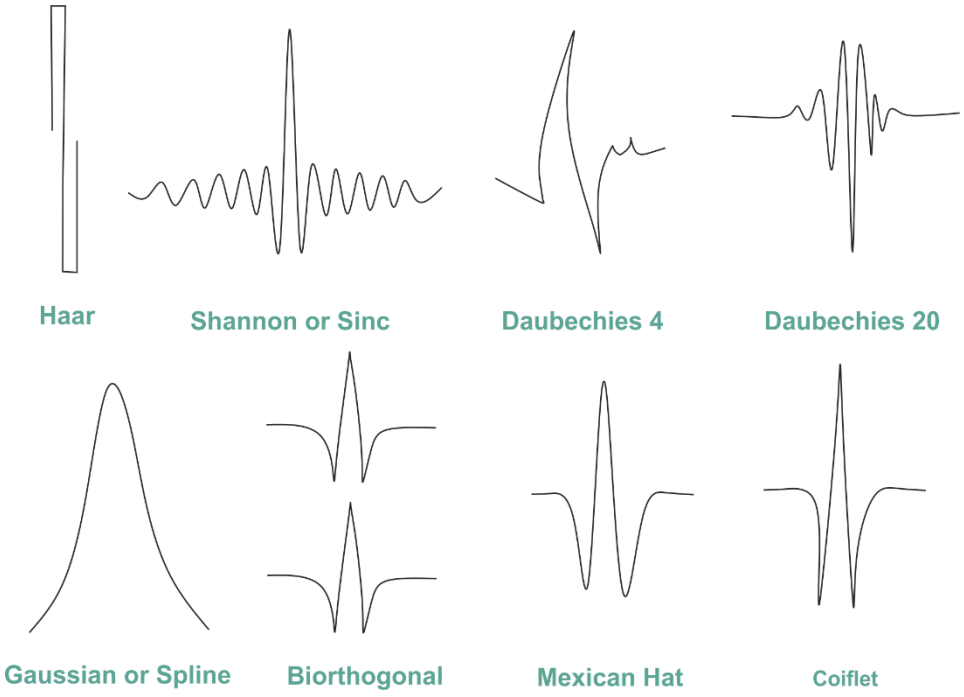
m je parametr frekvenčního měřítka a *n* je parametr časového posunu vycházející z diskretizace. Inverzní DWT lze následně zapsat jako:

$$f(t) = \sum_{n}\sum_{m} c(m, n)\,\psi_{m,n}(t).$$

Největším přínosem WT je možnost analyzovat signál lokálně s proměnlivým měřítkem, tj. přizpůsobovat vlastnosti analýzy charakteru signálu a získat optimální nastavení z hlediska Heisenbergova principu. Vlnková transformace je vzhledem k jejímu principu označována také jako „multiscale analysis“ (analýza více stupnic) či „multiresolution analysis“ (analýza s více rozlišeními). Slouží hlavně ke zpracovávání

a vyhodnocování signálů či dat, lze ji používat k rozkladu signálu na základní části či k jeho kompresi, ke zjišťování polohy a délky daného jevu nebo rozpoznávání nespojitosti signálu. Její praktické aplikace se pohybují v širokém spektru oblastí, např. v ekonomice, strojírenství, astronomii, telekomunikaci. Nezanedbatelné je také její využití v lékařské analýze biosignálů, zejména EKG a EEG, a to primárně s ohledem na velký počet drobných fluktuací, pro jejichž popis je nutné znát časovou i frekvenční informaci. Z hlediska signálu EKG pak WT může nahrazovat standardní spektrální analýzu, při níž je získáván výkon v jednotlivých spektrálních oblastech. Přidanou hodnotou WT je časová informace o konkrétních frekvenčních změnách. Nevýhodou WT může být nevhodné zvolení vlnky dle druhu signálu, typu dat či cíle zpracování dat, což může způsobit zkreslení výsledků a získání nesprávných hodnot parametrů. [47, 48]

Vlnky mají různý tvar, velikost, mají stanovený začátek a konec, ale jinak jsou nepravidelné a nesymetrické. Používají se například vlnky Haar, Daubechies, Biorthogonal, Coiflets, Symlets, Morlet, Mexican Hat, Meyer, Reverse Biortogonal, Gaussian derivatives family, FIR based approximation of the Meyer wavelet, Frequency B-Spline a Shannon. [49, 50]



Obrázek 2.2 Příklady vlnek používaných ve vlnkové transformaci [50]

1.2.4 Nelineární analýzy

Nelineární analýzy (viz tabulka 2.3) umožňuje kvantifikovat nepředvídatelnost časové řady. Nelinearita znamená, že vztah mezi proměnnými nemůže být vykreslen jako přímka. Nelineární měření ukazují nepředvídatelnost časové řady, která vyplývá ze složitosti mechanismů, které regulují HRV. Nelineární parametry souvisejí se specifickými měřeními ve frekvenční i časové oblasti. Zatímco různé stresory a poruchy (př. diabetes), mohou potlačit některé nelineární měření, zvýšené hodnoty nemusí vždy znamenat špatný zdravotní stav. [20]

Tabulka 2.3 Parametry u nelineárního měření [20]

Parametr	Jednotka	Definice
S	ms	Plocha elipsy, která představuje celkovou HRV.
SD1	ms	Poincaré plot směrodatná odchylka kolmá k řádku identity.
SD2	ms	Poincaré plot směrodatná odchylka podél linie identity.
SD1/SD2	%	Poměr SD1 / SD2.
ApEn		Přibližná entropie, která měří pravidelnost a složitost časové řady.
SampEn		Vzorek entropie, který měří pravidelnost a složitost časových řad.
DFA α1		Odtrendovaná fluktuační analýza, která popisuje krátkodobé výkyvy (fluktuace).
DFA α2		Odtrendovaná fluktuační analýza, která popisuje dlouhodobé výkyvy (fluktuace).
D_2		Korelační dimenze, která odhaduje minimální počet proměnných potřebných pro konstrukci modelu dynamiky systému.

Parametry *S*, *SD1*, *SD2* a *SD1/SD2* jsou vyjádřené metodou Poincaré plot (neboli návratovou mapou). Jejím hlavním cílem je vykreslení každého RR intervalu oproti předcházejícímu intervalu, čímž vznikne roztroušená grafická mapa, jež umožňuje vizuálně hledat struktury skryté v časové řadě (sled hodnot z po sobě jdoucích měření). Graf tedy poskytuje souhrnné informace o chování srdce. Tato technika zpracování dat se stává populární díky své jednoduché vizuální interpretaci,

prokázané klinické schopnosti predikce onemocnění či srdeční dysfunkce a také protože na rozdíl od měření v kmitočtové oblasti je analýza plotu Poincaré necitlivá na změny trendů v intervalech RR. [20, 26, 29, 30, 37]

Poincaré plot lze analyzovat tím, že vytvoříme elipsu dle vykreslených bodů. Po vytvarování elipsy jdou odvodit tři nelineární měření – *S*, *SD1* a *SD2*. *S* koreluje s baroreflexovou citlivostí, LF a HF výkonem a RMSSD. *SD1*, neboli směrodatná odchylka vzdálenosti každého bodu od osy $y = x$, určuje šířku elipsy a měří krátkodobou HRV a koreluje s baroreflexovou citlivostí. *SD1* předpovídá diastolický krevní tlak, HR Max - HR Min, RMSSD, pNN50, SDNN a výkon v pásmech LF a HF a celkový výkon během 5 min záznamů. *SD2*, neboli směrodatná odchylka každého bodu osy $y = x$ + *průměrný RR interval*, určuje délku elipsy a měří krátkodobý a dlouhodobý HRV a koreluje s výkonem LF a baroreflexovou citlivostí. Poměr *SD1/SD2*, který měří nepředvídatelnost RR časové řady, se používá k měření autonomní rovnováhy v době, kdy je monitorovací doba dostatečně dlouhá a dochází k sympatické aktivaci. *SD1/SD2* koreluje s poměrem LF / HF. [20, 29, 37]

Přibližná entropie (Approximate Entropy) měří pravidelnost a složitost časové řady. *ApEn* byl navržen pro krátké časové řady, ve kterých může být přítomen určitý šum a neumožňuje dynamiku systému. Malé hodnoty ApEn znamenají, že signál je pravidelný a předvídatelný. [20]

Vzorek entropie (Sample Entropy) byl navržen tak, aby poskytoval méně zaujaté a spolehlivější měřítko pravidelnosti a složitosti signálu. Hodnoty *SampEn* jsou interpretovány a používány jako *ApEn* a mohou být vypočteny z mnohem kratší časové řady (méně než 200 hodnot). [20, 37]

Posledním nelineárním měřením je metoda DFA (Detrended Fluctuation Analysis) neboli fluktuační analýza odstraňující trend. Jedná se o algoritmus, který se používá k určení fraktálních korelací dlouhého dosahu ve fyziologických signálech. Tato metoda počítá s tím, že se signál skládá ze stacionární složky a složky trendu, která se má odstranit. Analýza tedy vyvozuje korelace mezi po sobě jdoucími intervaly RR v různých časových měřítcích během několika hodinového záznamu. Díky tomu vytváří sklon α1, který popisuje krátkodobé výkyvy a odráží baroreceptorový reflex, a

sklon α2, který popisuje dlouhodobé výkyvy odrážející regulační mechanismy, které tlumí kolísání cyklu. [20, 37, 38, 39]

Korelační rozměr D_2 odhaduje minimální počet proměnných potřebných pro konstrukci modelu dynamiky systému. Čím více proměnných z časové řady je k dispozici, tím je systém lepší. D_2 také měří celočíselný nebo fraktální rozměr atraktoru[5]. [20]

1.3 Intervariabilita měření HR

Variabilita srdeční frekvence je značně ovlivňována vnějšími faktory (vznikem stresu, spánkového deficitu), patologickými stavy, vlivy farmakologických přípravků či samotnými fyziologickými proměnnými (baroreflex, respirace, věk, pohlaví s hormonálními změnami s tím souvisejícími, např. kvůli menstruačnímu cyklu či těhotenství). Je proto třeba ověřit vliv těchto faktorů na hodnocení parametrů a případně je standardizovat či zohlednit ve výsledcích. [51]

Vzniká tedy interindividuální a intraindividuální variabilita. Obě hodnoty vyjadřují rozptyl změřených hodnot, které lze vyjádřit jako variační koeficient, tedy jako směrodatná odchylka v procentech průměru. U intraindividuální variability se jedná o rozptyl hodnot u jednoho konkrétního člověka (např. vlivem denní doby, změnou polohy těla, frekvencí respirace). U interindividuální variability jde o rozptyl hodnot mezi jednotlivci (např. vlivem genetických vlivů, různým množstvím svalové hmoty) a je vyjádřena takto:

$$interCV = \frac{\sigma_b}{\bar{x}} * 100, \qquad \text{kde platí} \qquad \sigma_b = \left[\frac{1}{n}\sum_i^n (x_i - \bar{x})^2\right]^{\frac{1}{2}},$$

n udává počet jedinců, *σ* směrodatnou odchylku hodnot zvoleného parametru z úvodních měření a $\bar{x}$ vyjadřuje průměr všech hodnot daného parametru. [51]

[5] Atraktor je konečný soubor hodnot systému, do kterého se v průběhu času promítají proměnné z dynamického systému. [20]

Je třeba brát v potaz také čas, kdy k vyšetření dochází. Je nutné standardizovat denní dobu měření, například aby probíhalo ve stejnou dopolední hodinu v několika po sobě jdoucích dnech. Pokud nelze tento postup nedodržet, může to mít vliv na měření a na vznik intraday *(ia)* nebo interday *(ie)* intraindividuální variabilita, která je vyjádřena buď u jednotlivých vyšetřovaných jedinců:

$intraCV_{ia/ie} = \frac{\sigma_{ia/ie}}{\bar{x}_{ia/ie}} * 100,$ kde platí $\sigma_{ia/ie} = \left[\frac{1}{r_{ia/ie}} \sum_{j}^{r_{ia/ie}} \left(x_{ij} - \bar{x}_{ia/ie}\right)^2\right]^{\frac{1}{2}},$

nebo jako variabilita zvoleného parametru v celém souboru:

$intraCV_{ia/ie-sum} = \frac{1}{n} \sum_{i}^{n} \frac{\sigma_{ia/ie}}{\bar{x}_{ia/ie}} * 100,$ kde *n* udává počet jedinců, $\sigma_{ia/ie}$ směrodatnou odchylku hodnot opakujících se měření zvoleného parametru u jednoho jedince během stejného dne, respektive ve stejnou dobu v různých po sobě jdoucích dnech, $\bar{x}_{ia/ie}$ vyjadřuje průměr těchto hodnot a $r_{ia/ie}$ je počet měření v jednom dni, resp. počet měření ve stejný čas v odlišných dnech. [51]

Hodnoty LF a HF pásma i hodnoty celkového výkonu spektra s věkem významně klesají, avšak vliv věku na poměr LF/HF není tak signifikantní. Vliv pohlaví a hormonálních změn, nedostatek spánku či stres není jednoznačně doložený. I přes tyto poznatky se může stát, že výsledné hodnoty parametrů jsou velmi variabilní, pohybující se u každého jedince v jiných hodnotách, od jednotek ms^2 po tisíce. [51]

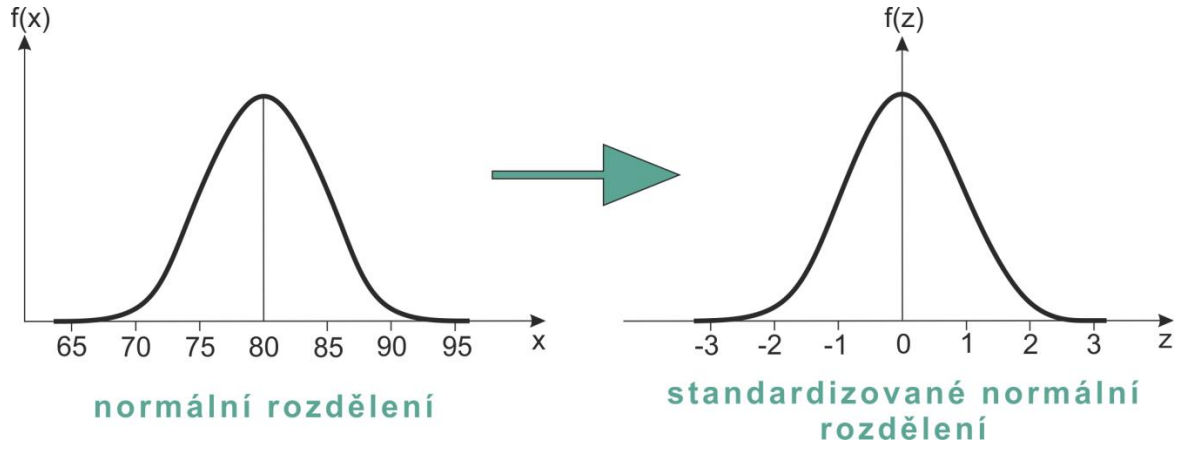
1.4 Standardizace dat

Vzhledem k předcházející kapitole je jednou z možností, jak naložit s interindividualitou a intraindividualitou, provést standardizaci dat.

Standardizace dat je důležitým nástrojem prvotního zpracování naměřených veličin. Díky této metodě lze získat výsledky, které budou moci být použity k výpočtu dalších souhrnných parametrů.

Standardizace je metoda, která má zajistit validitu měření. Proměnné se pomocí standardizace převádějí na stejné měřítko, díky čemuž nezáleží na původním

rozměru, tzn., zajistí se shodné podmínky vyhodnocení pro veškerá opakující se měření. Standardizace je prováděna nejčastěji využitím směrodatné odchylky. Standardizace směrodatnou odchylkou (neboli vyhodnocení z-skóre) je získána pomocí vzorce $y_j = z = \frac{x_i - \bar{x}}{s}$, kde y_j je proměnná, kterou hledáme, x_i je původní hodnota této proměnné, s je její směrodatná odchylka a $\bar{x}$ je průměr hodnot. Konečná standardizovaná hodnota má pak průměr roven nule a rozptyl jedné. Toto zobecnění však při výskytu odlehlých hodnot či při nenormálním rozdělení může způsobit problém při následném zpracovávání veličin, proto je důležité uvědomit si, kdy lze tuto metodu použít. Dalšími metodami standardizování, používané především ve shlukové analýze, jsou výpočet celkového součtu sloupce nebo řádku, maxima sloupce nebo řádku a převod vektoru řádku na jednotkovou délku. [52, 53]



Obrázek 2.3 Proces standardizace

3. Metodika měření

. V následující kapitole je vysvětlen princip zpracování naměřených dat.

1.5 Subjekty

Referenční skupina byla tvořena deseti zdravými piloty ve výcviku se stejnou úrovní zkušeností. Seskupení tvořilo 8 mužů a 2 ženy s průměrným věkem 22 ± 5 let. Hlavním předpokladem pro zařazení do studie bylo úspěšné absolvování psychologických a vědomostních testů. Psychologický test byl převzatý z Ústavu leteckého zdravotnictví a zkoumal emoční odolnost uchazečů a udržení jejich pozornosti. Vědomostní test byl zaměřen na znalosti základů letu a leteckých předpisů. Dále účastníci museli splnit podmínky zdravotní způsobilosti dle nařízení Komise (EU) č. 1178/2011[6], příloha IV, a museli být bez předchozího letového zážitku, tedy nemohli být držiteli průkazu způsobilosti jakéhokoliv typu (ULL, PPL nebo vyšší).

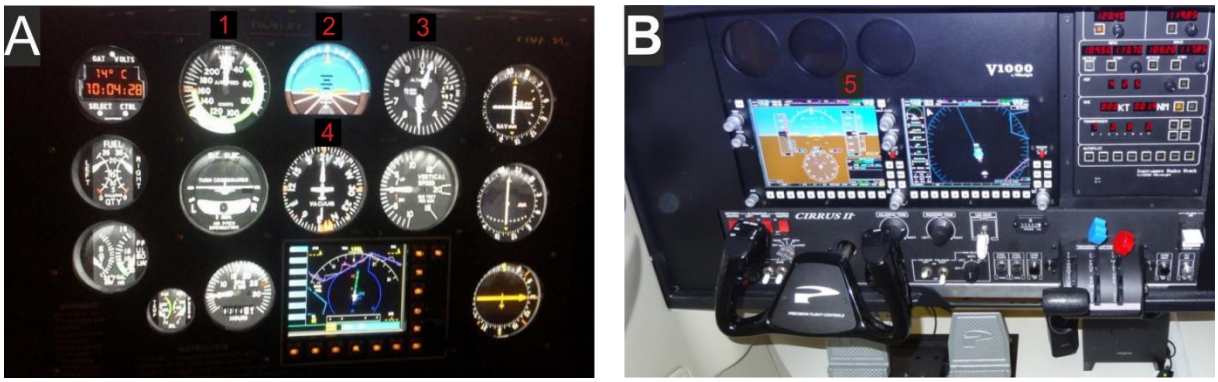
Cílem referenční skupiny bylo identifikovat a následně interpretovat mentální nároky pilotů při tréninku pomocí měření jejich tepové frekvence během navrhnutého výcvikového programu na letovém simulátoru a následně i ve skutečném letadle. Jako doplněk a ověření teorie o změně tepové frekvence, respektive změně poměru sympatovagální rovnováhy, při změně standardních podmínek (případný vznik stresové situace) byly přidány k letům zobrazující letové údaje analogově i lety s digitálním zobrazovacím zařízením (Glass Cocpit). Určení stresu a definování jeho vlivu na jejich výkon probíhalo během jednotného letového plánu. U každého pilota se měřila tepová frekvence, která po vyhodnocení ukázala, zda a v jaké fázi letu byl daný jedinec pod větší zátěží či případným stresem.

1.6 Průběh měření

Měření bylo prováděno za použití letového simulátoru typu TRD40 a letadla typu Diamond DA40. V obou případech, na simulátoru i v letadle, byla analogová

[6] Nařízení Komise (EU) č. 1178/2011 ze dne 3. listopadu 2011, kterým se stanoví technické požadavky a správní postupy týkající se posádek v civilním letectví podle nařízení Evropského parlamentu a Rady (ES) č. 216/2008.

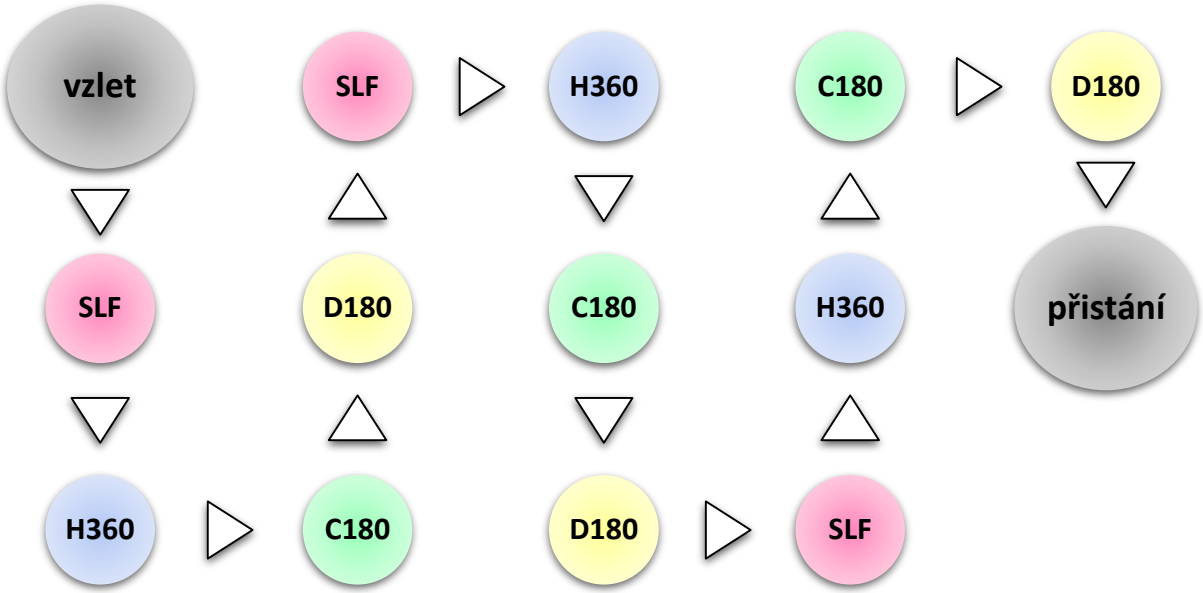
vizualizace letových a navigačních údajů klasická, s tzv. "Basic-T" uspořádáním (viz obr 4.1 A) a v případě digitální vizualizace (Glass Cocpit) byla palubní deska vybavena integrovaným systémem letadlových přístrojů Garmin G1000 (viz obr. 4.1 B).



Obrázek 3.1 Zobrazení letových údajů (A – analogové, B – digitální) [foto V.Socha]
(1 – indikátor rychlosti, 2 – umělý horizont, 3 – výškoměr, 4 – indikátor směru, 5 – integrovaný systém G1000)

Reálné lety se uskutečnily na mezinárodním letišti v Košicích (kód ICAO - LZKZ). Z důvodů, aby byla zajištěna jednotnost měření pro budoucí porovnání, byly lety prováděny za stejných meteorologických podmínek bez nebo s malou oblačností a za standardních letových podmínek s viditelným povrchem země (let dle pravidel VFR).

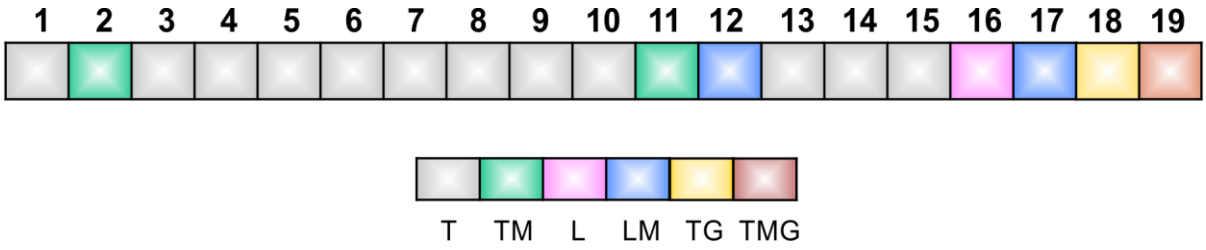
Každý z pilotů také musel absolvovat předepsanou trasu s předem definovanými letovými manévry, aby byly zajištěny jednotné podmínky měření. Stanovený let byl tvořen vzletem, třikrát se opakující sérií čtyř manévrů - přímým horizontálním letem (SLF), horizontální zatáčkou o 360° (H360), stoupavou zatáčkou o 180° (C180), klesavou zatáčkou o 180° (D180) a nakonec přistáním. Úhel náklonu u H360 byl 30°, vertikální rychlost stoupání / klesání u C180 a D180 byla 500 ft / min s úhlem náklonu 15°. Vzlet byl charakterizován tím, že letadlo opustilo zemi, a přistání tím, že se vrátilo zpět na zem. Všechny úkoly byly pilotem prováděny pod dohledem instruktora, který naváděl jedince k dodržení stanoveného plánu. Průměrná délka letu od vzletu po přistání byla 38,2 min (SD ± 4,4 min).



Obrázek 4.2 Průběh nadefinovaného letu u referenční skupiny [vlastní tvorba]

Celý výcvik se skládal z 19 letových lekcí, kdy byla výše popsaná série manévrů opakována v každém provedeném letu. Účastníci nejprve absolvovali výcvikovou část na letovém simulátoru (11 lekcí), poté provedli 1 reálný let a posléze se zúčastnili dalších tří lekcí na trenažéru. Celý trénink na analogovém zobrazení byl ukončen dvěma lekcemi reálného létání. Úplně poslední dva lety se uskutečnily s digitálním zobrazením letových údajů. První simulovaný let byl pouze informativní a sloužil jako pilotní seznámení se se zařízeními, simulovanými letovými charakteristikami atd. Další lety byly realizovány s cílem zlepšit pilotní dovednosti.

V průběhu vybraných letů byla provedena měření, při nichž byly zaznamenány fyziologické parametry jedinců. Tato měření byla prováděna u letů s analogovým zobrazením během druhé (T2M) a jedenácté (T11M) lekce u simulovaných letů na trenažéru a během dvanácté (L12M) a sedmnácté (L17M) lekce u reálných letů v letadle. U letů s digitální projekcí se uskutečnilo měření v obou případech, na trenažéru (T18M) a v letadle (L19M) (viz obr. 4.3).



Obrázek 3.3 Harmonogram tréninku pro skupinu A a B [vlastní tvorba]

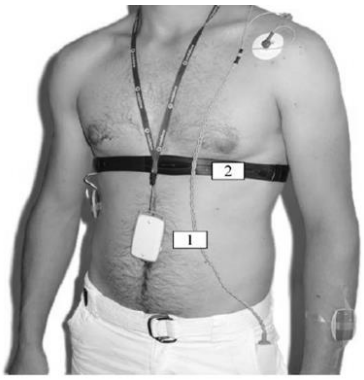
(T- trenažér, TM – měření na trenažéru, L – reálný let, LM – měření při reálném letu, TG – trenažér s Glasskokpitem, TMG – měření při reálném letu s Glasskokpitem)

1.7 Měřící zařízení a sběr dat

Pro naměření psychofyziologických parametrů během každého letu byl použit systém FlexiGuard (FG). FG je přenosný telemetrický systém monitorující v reálném čase fyziologický stav jedince a parametry prostředí, ve kterém je daná osoba aktuálně umístěna. Systém se skládá ze tří základních jednotek. První složkou je senzorická jednotka (samotný senzor), která zaznamenává požadované hodnoty, jež následně prostřednictvím bezdrátového systému pošle do druhé jednotky – centrální jednotky. Její funkcí je shromažďovat data ze snímačů, ukládat je a částečně je vyhodnocovat. Nakonec data odesílá prostřednictvím bezdrátového připojení dle protokolu ANT+[7] do třetí části připojené k počítači, do vizualizační jednotky. [44, 45]

Součástí FG určeného pro měření srdečního tepu se používá komerční hrudní pás od firmy Garmin®. Hrudní pás obepíná tělo měřeného subjektu na úrovni mečovitého výběžku kosti hrudní v oblasti epigastria (viz obr. 4.4), a proto dokáže detekovat fyziologické parametry jedince a vykazovat je ve formě elektrokardiogramu. Elektrody snímající EKG v pravé a levé části hrudníku dokáží díky své poloze rozpoznat QRS komplexy, z kterých se následně určí tepová frekvence a počet RR intervalů. Tyto údaje pak pás zasílá do druhé jednotky pomocí radiofrekvenčního rozhraní s frekvencí 5 Hz. Signál v podobě RR intervalů za měřený časový úsek byl dále hodnocený zvolenými metodami.

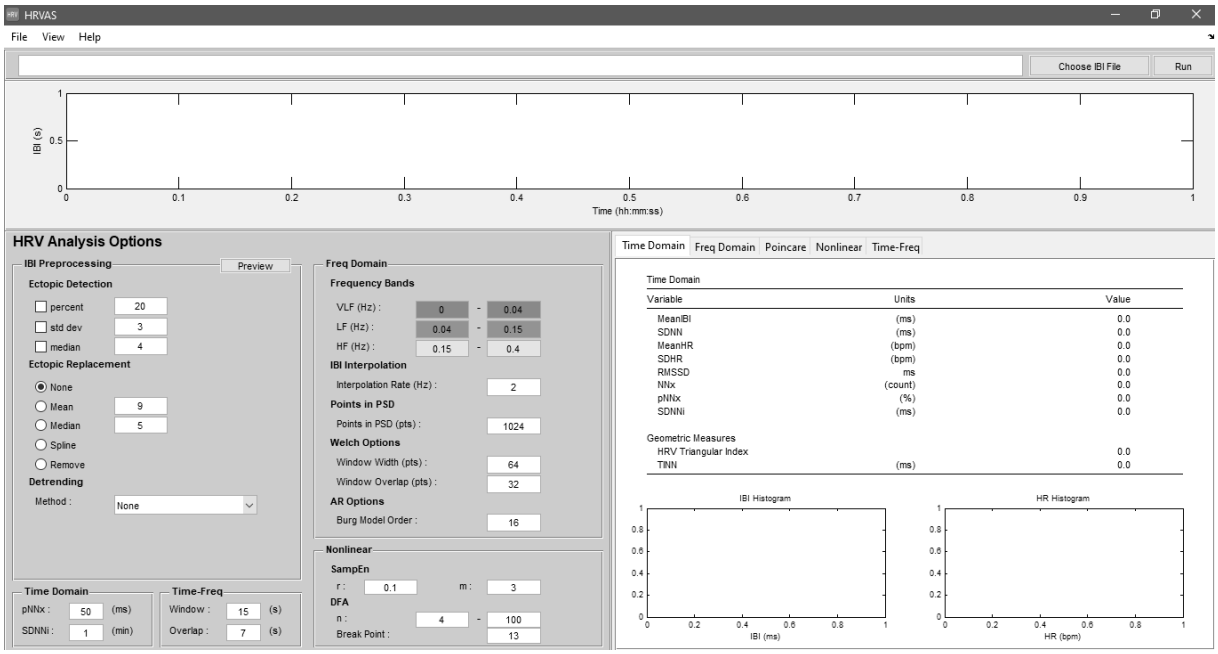
[7] ANT+ je komunikační protokol chráněné bezdrátové sítě v pásmu ISM 2,4 GHz z roku 2004. Zajišťuje bezpečný přenos dat mezi snímačem a přijímačem. [46]



Obrázek 3.4 Systém FlexiGuard [foto V. Socha]
(1 centrální jednotka, 2 hrudní pás)

1.8 Zpracování naměřených dat

Kvůli nelineární povaze autonomní neuronové regulace, bylo použito ke zpracování dat o srdeční frekvenci pouze hodnoty RR intervalů, ačkoli systém FlexiGuard nabízí údaje o tepové frekvenci i ve formě bpm, Tedy systém FlexiGuard vyhodnotil vzdálenost intervalů RR a celý soubor uložil ve formátu *.txt. Následně byl použit nástroj pro analýzu srdeční frekvence (HRVAS) vyvinutý pomocí MATLABu (viz obr. 4.5).



Obrázek 3.5 Úvodní obrazovka funkce HRVAS [vlastní tvorba]

HRVAS může oddělit a filtrovat IBI a může provádět analýzu v časové doméně, ve frekvenční doméně, v časově-frekvenční doméně a také poincareovou a nelineární HRV analýzu (přesný popis viz. kap. 2.1.1). Funkce HRVAS tedy dokáže přetvořit naměřená data zobrazující se pouze v textovém okně ve formě čísel do úhledné tabulky, kde jsou vidět jednotlivé naměřené hodnoty. Tabulka je tvořena 4 řádky a 105 sloupci (viz obr. 4.6). Obsahuje v sobě veškeré naměřené fyziologické údaje o daném jedinci v průběhu jednoho letu. Uvedený princip byl využitý pro zpracování datového vektoru ve formě RR intervalů sesbíraných v časových úsecích reprezentujících jednotlivé manévry. Ze 105 možným parametrů byly pro účely vyhodnocení využité z frekvenční oblasti parametry aHF, aLF, aTotal, aVLF, LFHF, nHF, nLF, hrot HF, hrot LF, hrot VLF, pHF, pLF, pVLF. Uvedené parametry byly vypočítané z výkonového spektra vytvořeného pomocí Welchovy metody. Pomocí nelineární analýzy byly vyhodnoceny parametry Alfa, Alfa1, Alfa2, Sampen a pointcare SD1 a SD2. Dále byla aplikována analýza pomocí vlnkové transformace, tj. analýza v časově-frekvenční oblasti, pro niž byly zvoleny parametry aHF, aLF, aTotal, aVLF, LFHF, nHF, nLF, hrot HF, hrot LF, hrot VLF, pHF, pLF a pVLF.

B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
IBI Info		Time Domain								
ibi	outliers	max	min	mean	median	SDNN	SDANN	NNx	pNNx	RMSSD
(count)	(count)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)	(ms)	(count)	(%)	(ms)
110	0	695	595	631,6	629,5	22,2	10,9	0	0	8,9

Obrázek 3.6 Ukázka tabulky vygenerované pomocí funkce HRVAS [vlastní tvorba]

Pro určení validity jednotlivých parametrů byly tyto podrobeny statistické analýze založené na komparaci meziskupinových rozdílností, kde tyto skupiny představují jednotlivé fáze tréninku (letové hodiny). Jeden let je přitom složený z 12 manévrů pro všechny subjekty zvlášť, tj. jedna skupina představuje 120 měření, charakterizovaných vybraným parametrem, v jedné letové hodině.

Před samotným sjednocením výsledků partikulárních subjektů do samostatných skupin byla vykonána standardizace dat. Standardizace byla realizována formou, kdy

byla distribuce vypočítaných parametrů z jednoho letu (manévru) u partikulárního subjektu sjednocena na průměrnou hodnotu rovnou 0 a směrodatnou odchylku rovnou +/- 1. Tento postup byl, před samotným sjednocením do skupin, realizován z důvodu zamezení interindividuální variability (u jednoho subjektu v průběhu výcviku) a intraindividuální variability (mezi subjekty).

Vzhledem k faktu, že je zřejmé, že se jedná o závislá měření, bylo nutné využít pro statistickou analýzu dvojvýběrový test. Mimo uvedené bylo statistické testování podmíněno rozdělením testovaných skupin, a proto u nich bylo provedené testování normality. Toto testování proběhlo pomocí Jarque Bera testu [58], který testuje nulovou hypotézu, že sledované data pocházejí z normálního rozdělení, oproti alternativní hypotéze, že tato data z normálního rozdělení nepocházejí, a to na hladině významnosti $\alpha=0.05$. Pro $p<0.05$ není možné zamítnout nulovou hypotézu.

Normalita dat (i když tato data byla standardizována) nebyla prokázána u všech datových setů, tzn. u sledovaných dat. Proto bylo, kromě nevynutitelnosti využití dvojvýběrového testu, nutné využít neparametrické testování.

Z výše uvedených důvodů byl pro další statistickou analýzu využit právě Wilcoxonův dvouvýběrový test. Tento test předpokládá, že oba výběry se spojitými distribučními funkcemi mají stejné rozdělení pravděpodobnosti. Daný test je ekvivalentem parametrického dvouvýběrového t-testu, kde se však porovnává rozptyl a střední hodnota.

Pokud se ověřuje daná hypotéza o shodnosti distribuční funkce, je potřeba uspořádat hodnoty v obou výběrech od nejmenší po největší, následně se provede součet těchto hodnot u každého výběru samostatně. Vyjdou tedy součty T_1 a T_2. Pomocí těchto součtů se dopočítají statistiky U_1 a U_2 následovně:

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1+1)}{2} - T_1,$$

$$U_2 = n_1 n_2 + \frac{n_2(n_2+1)}{2} - T_2,$$

kde n_1 a n_2 jsou rozsahy vybraných souborů. Pokud je jedna z hodnot U_1, U_2 menší nebo rovna kritické hodnotě (nejčastěji p=0,05 – využita také v případe hodnocení dat prezentovaných v práci) dle stanovené hladiny významnosti, je možné hypotézu o stejné distribuční funkci obou výběrů zamítnout, tedy rozdíl mezi sety je statisticky významný. [56]

V této diplomové práci se však počítá s více než dvěma měřenými soubory, proto je potřeba použít Bonferroniho korekce. Ta se používá v případech, kdy je potřebné porovnat právě tři a více skupin měření. Pokud je potřeba dostat signifikantní rozdíl celého testu tato korekce poukáže na dvojice, mezi kterými se nachází statisticky signifikantní rozdíl. Za signifikantní je považován výsledek, kdy:

$$p < \frac{\alpha}{počet\ měření},$$

kde p je vypočítaná p hodnota (p-value)a α je zvolená hladina významnosti. [57]

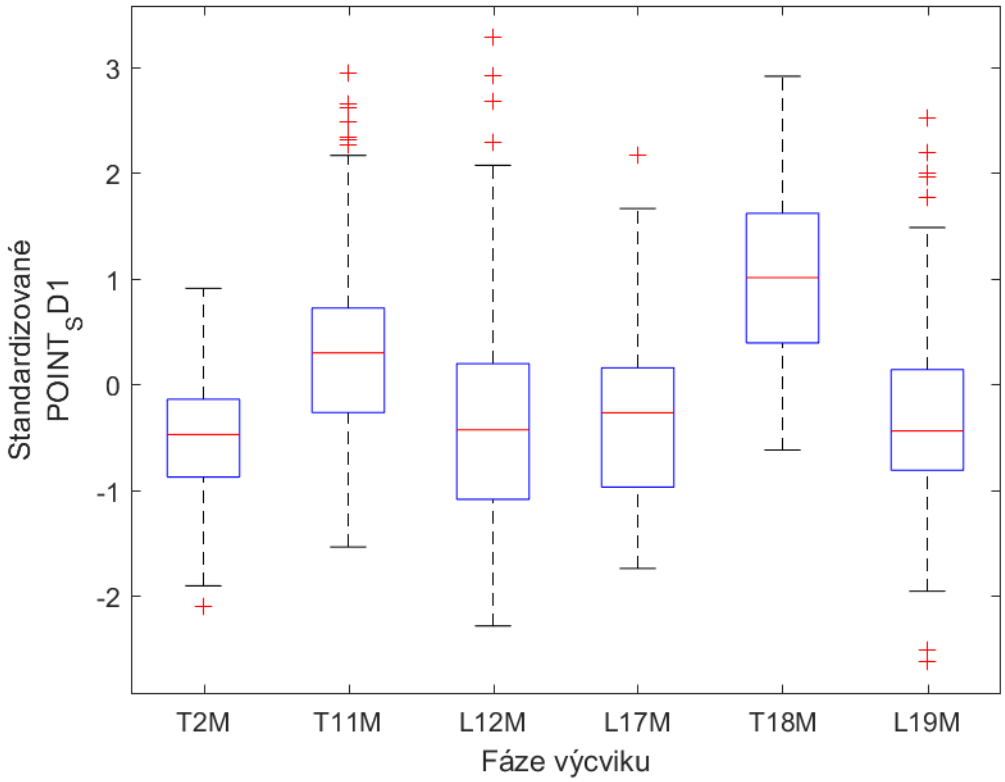
Pro vizualizaci průběhů jednotlivých parametrů odvozených z tepové frekvence, skrze jednotlivé fáze výcviku u všech měřených subjektů, byla využita k forma boxplotů. Tato forma vizualizace znázorňuje distribuci proměnných (sledovaných hodnot) pomocí krabicového grafu, kde je od spodní horizontální čáry znázorněno minimum, první kvartil (Q1), medián, třetí kvartil (Q3) a maximum. Hodnoty vyjdou:

$$x < -1.5 \times (Q3-Q1) \quad \text{nebo} \quad x > 1.5 \times (Q3-Q1),$$

je tato hodnota brána jako odlehlá či extrémní.

4. Prezentace výsledků

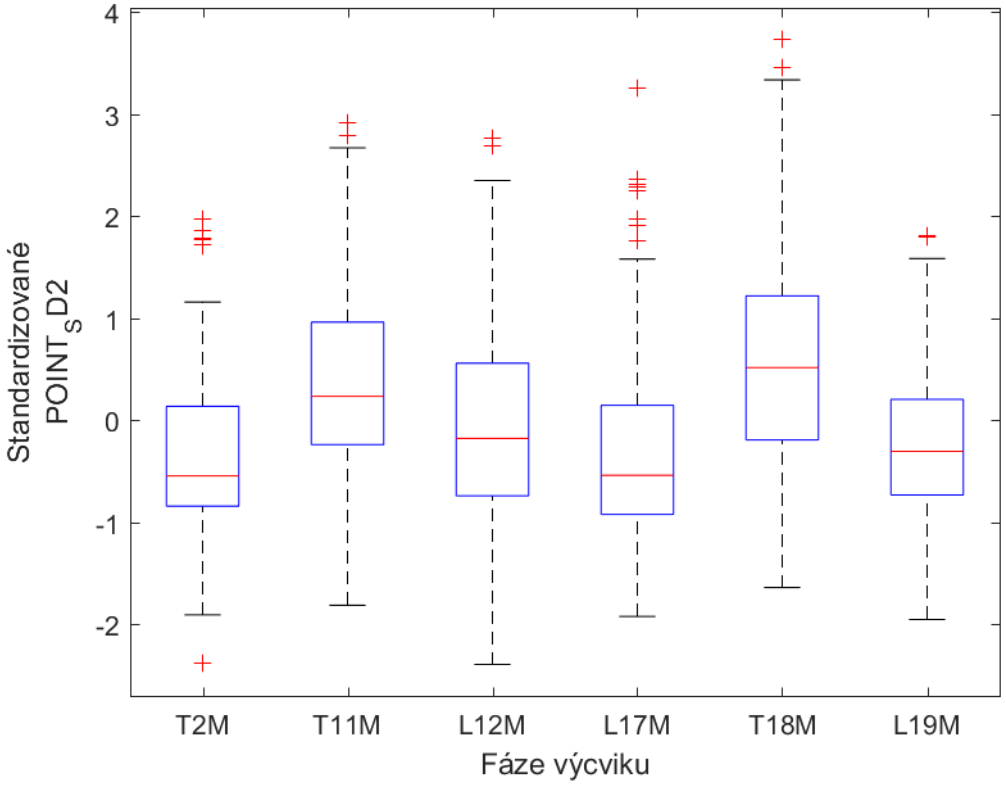
Data z výcviku pilotů byla zpracována pomocí navržených metod v časové, frekvenční, časově-frekvenční oblasti a pomocí nelineárních analýz. Distribuce zvolených parametrů v průběhu celého výcviku jsou prezentovány formou boxplotů. Pro určení statistické odlišnosti jednotlivých fází byl použit Wilcoxnův test. Vzhledem k faktu, že je tímto způsobem porovnáváno 15 párů dat, byl test rozšířen o Bonferroniho korekci.



Obrázek 4.1 Průběh distribuce sledovaného parametru SD1 v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.1 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr SD1

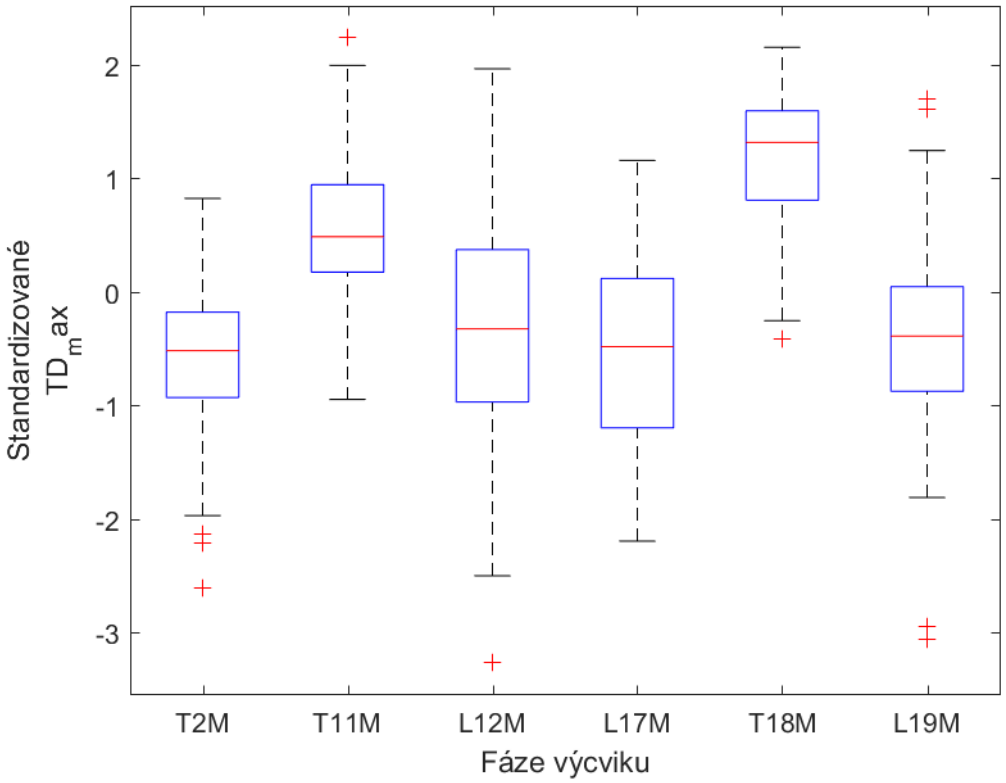
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	1,94E-17	0,479362	0,062647	4,88E-38	0,060005
T11M	1,94E-17	1	6,66E-10	2,51E-09	9,86E-11	1,65E-09
L12M	0,479362	6,66E-10	1	0,370193	1,07E-24	0,289321
L17M	0,062647	2,51E-09	0,370193	1	4,83E-28	0,868491
T18M	4,88E-38	9,86E-11	1,07E-24	4,83E-28	1	6,58E-26
L19M	0,060005	1,65E-09	0,289321	0,868491	6,58E-26	1



Obrázek 4.2 Průběh distribuce sledovaného parametru SD2 v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.2 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr SD2

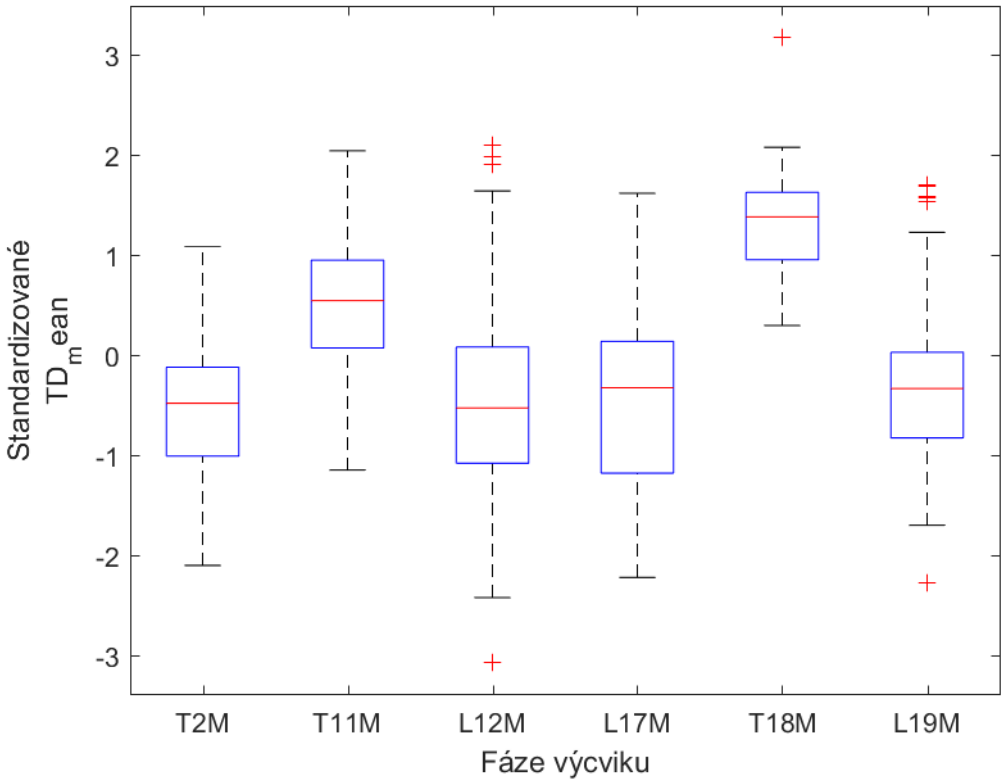
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	4,68E-10	0,005205	0,947553	6,86E-14	0,077992
T11M	4,68E-10	1	0,001329	1,17E-08	0,168852	1,54E-07
L12M	0,005205	0,001329	1	0,013543	1,28E-05	0,179611
L17M	0,947553	1,17E-08	0,013543	1	3,56E-12	0,112778
T18M	6,86E-14	0,168852	1,28E-05	3,56E-12	1	8,58E-11
L19M	0,077992	1,54E-07	0,179611	0,112778	8,58E-11	1



Obrázek 4.3 Průběh distribuce sledovaného parametru Max v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.3 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Max

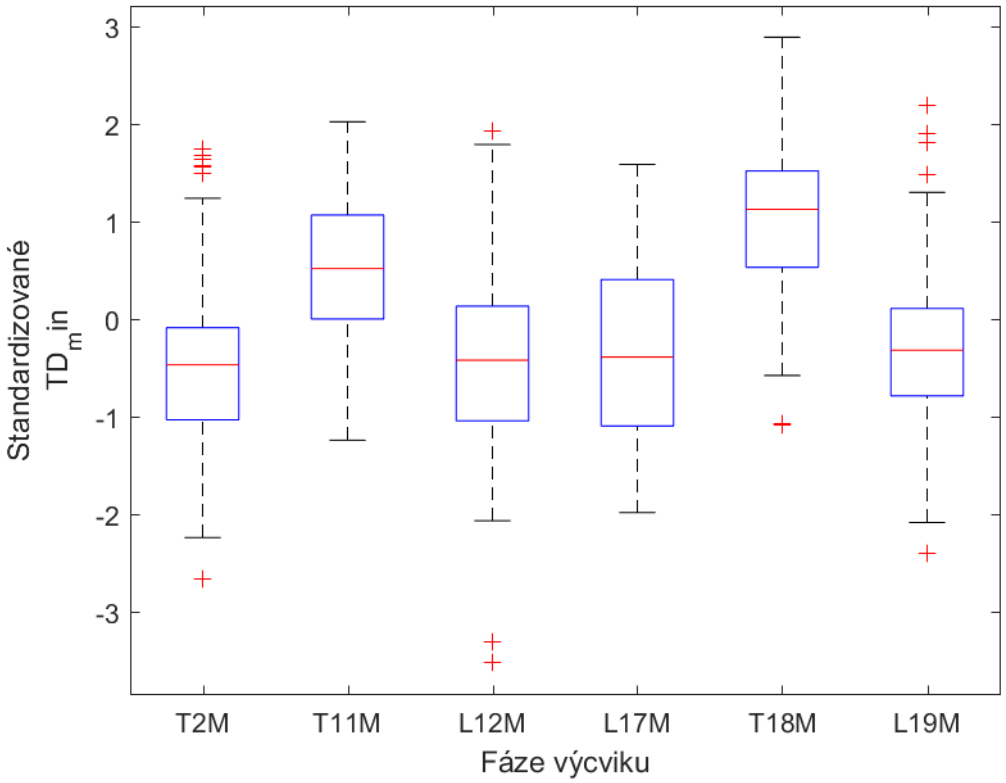
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	3,12E-27	0,057757	0,431484	2,12E-41	0,046927
T11M	3,12E-27	1	5,81E-14	5,78E-22	2,73E-14	1,28E-19
L12M	0,057757	5,81E-14	1	0,193231	4,09E-29	0,820406
L17M	0,431484	5,78E-22	0,193231	1	4,62E-39	0,218079
T18M	2,12E-41	2,73E-14	4,09E-29	4,62E-39	1	1,26E-35
L19M	0,046927	1,28E-19	0,820406	0,218079	1,26E-35	1



Obrázek 4.4 Průběh distribuce sledovaného parametru Mean v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.4 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Mean

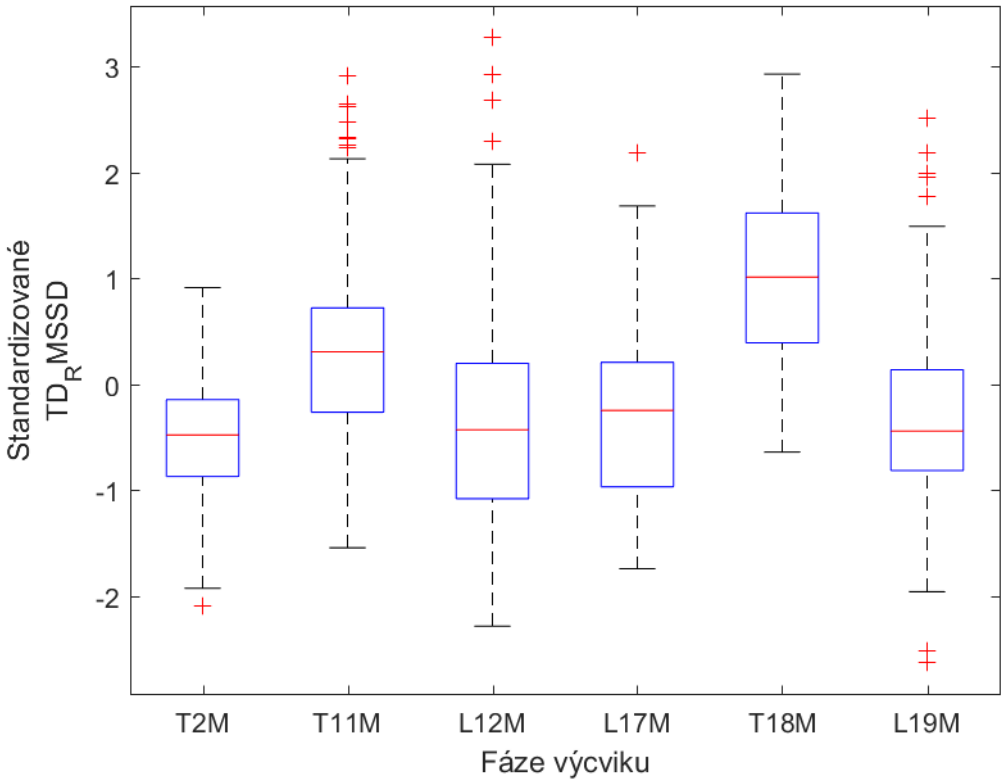
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	2,58E-22	0,65742	0,332387	1,29E-41	0,02996
T11M	2,58E-22	1	2,44E-17	2,84E-18	3,29E-20	5,13E-17
L12M	0,65742	2,44E-17	1	0,672578	6,71E-35	0,156014
L17M	0,332387	2,84E-18	0,672578	1	2,38E-41	0,270743
T18M	1,29E-41	3,29E-20	6,71E-35	2,38E-41	1	1,93E-37
L19M	0,02996	5,13E-17	0,156014	0,270743	1,93E-37	1



Obrázek 4.5 Průběh distribuce sledovaného parametru Min v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.5 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Min

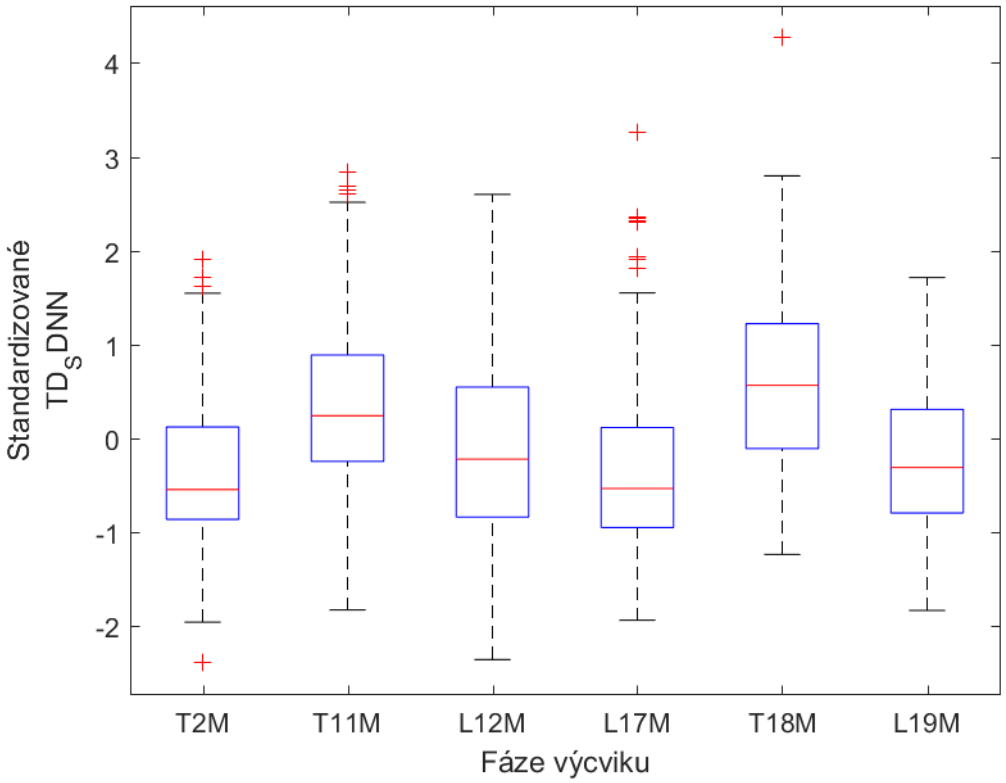
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	1,17E-17	0,433671	0,114215	6,5E-32	0,007697
T11M	1,17E-17	1	3,16E-14	6,18E-13	2,14E-08	5,24E-13
L12M	0,433671	3,16E-14	1	0,395007	1,62E-28	0,128436
L17M	0,114215	6,18E-13	0,395007	1	2,17E-28	0,485457
T18M	6,5E-32	2,14E-08	1,62E-28	2,17E-28	1	1,01E-28
L19M	0,007697	5,24E-13	0,128436	0,485457	1,01E-28	1



Obrázek 4.6 Průběh distribuce sledovaného parametru RMSSD v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.6 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr RMSSD

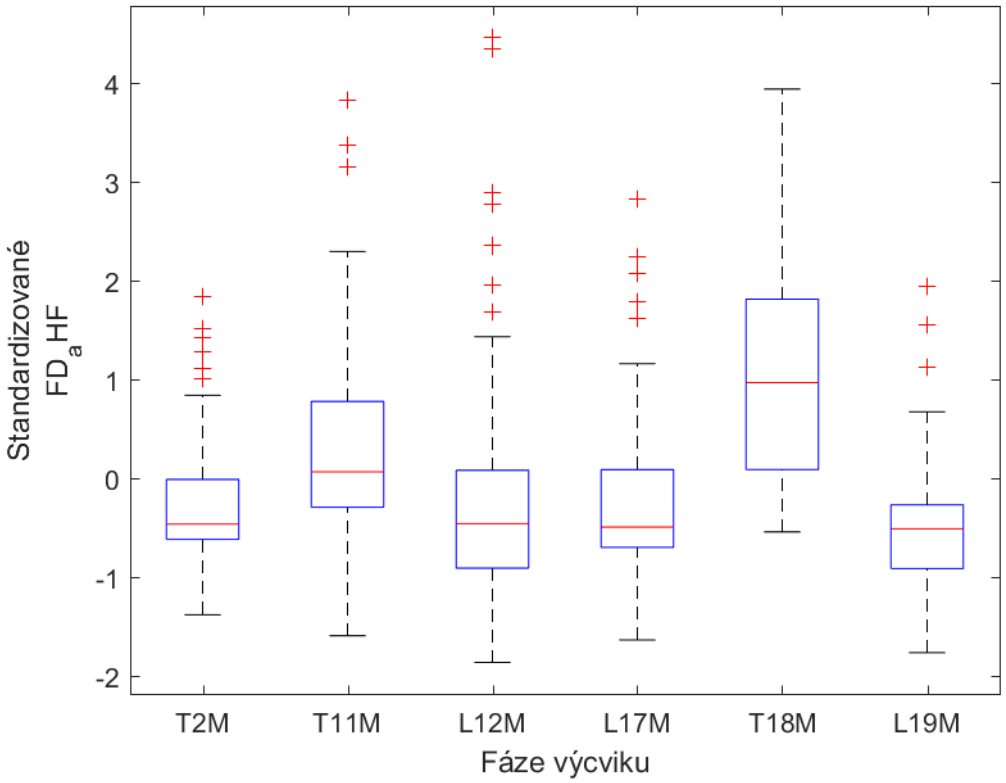
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	2,41E-17	0,458491	0,04563	6,81E-38	0,065232
T11M	2,41E-17	1	8,01E-10	7,08E-09	1,01E-10	1,59E-09
L12M	0,458491	8,01E-10	1	0,318371	1,5E-24	0,295303
L17M	0,04563	7,08E-09	0,318371	1	2,2E-27	0,969975
T18M	6,81E-38	1,01E-10	1,5E-24	2,2E-27	1	9,08E-26
L19M	0,065232	1,59E-09	0,295303	0,969975	9,08E-26	1



Obrázek 4.7 Průběh distribuce sledovaného parametru SDNN v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.7 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr SDNN

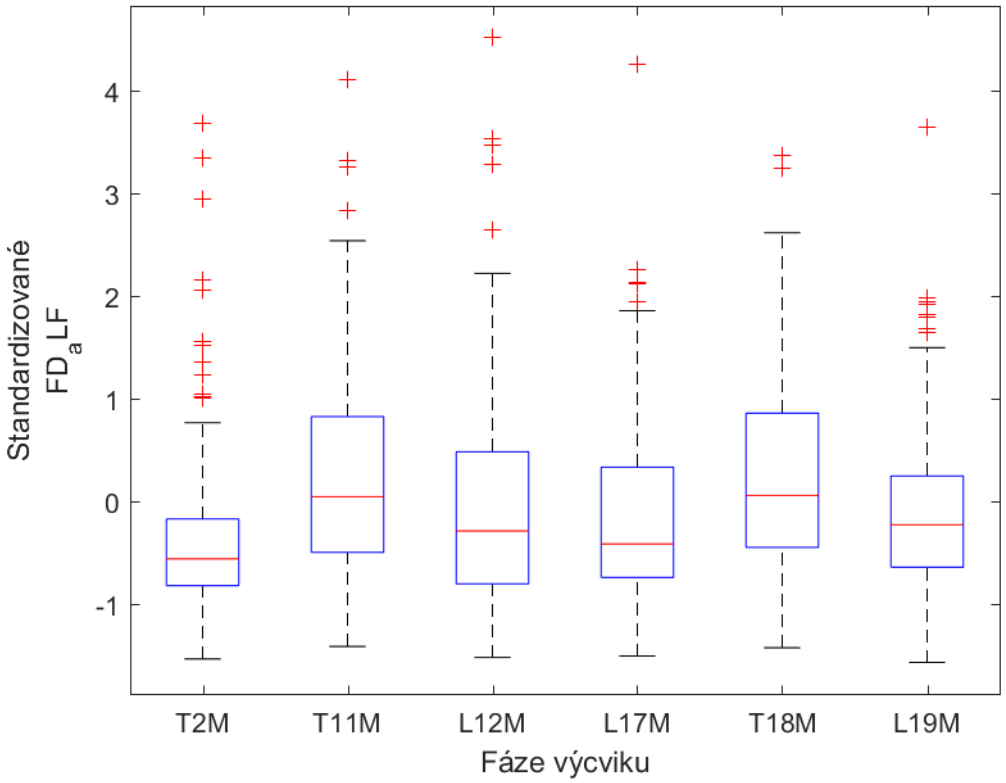
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	3,1E-10	0,021011	0,85101	6,64E-17	0,059079
T11M	3,1E-10	1	0,001038	3,67E-09	0,022625	2,28E-06
L12M	0,021011	0,001038	1	0,035965	3,58E-07	0,45656
L17M	0,85101	3,67E-09	0,035965	1	4,43E-15	0,050438
T18M	6,64E-17	0,022625	3,58E-07	4,43E-15	1	6,66E-12
L19M	0,059079	2,28E-06	0,45656	0,050438	6,66E-12	1



Obrázek 4.8 Průběh distribuce sledovaného parametru aHF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.8 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aHF

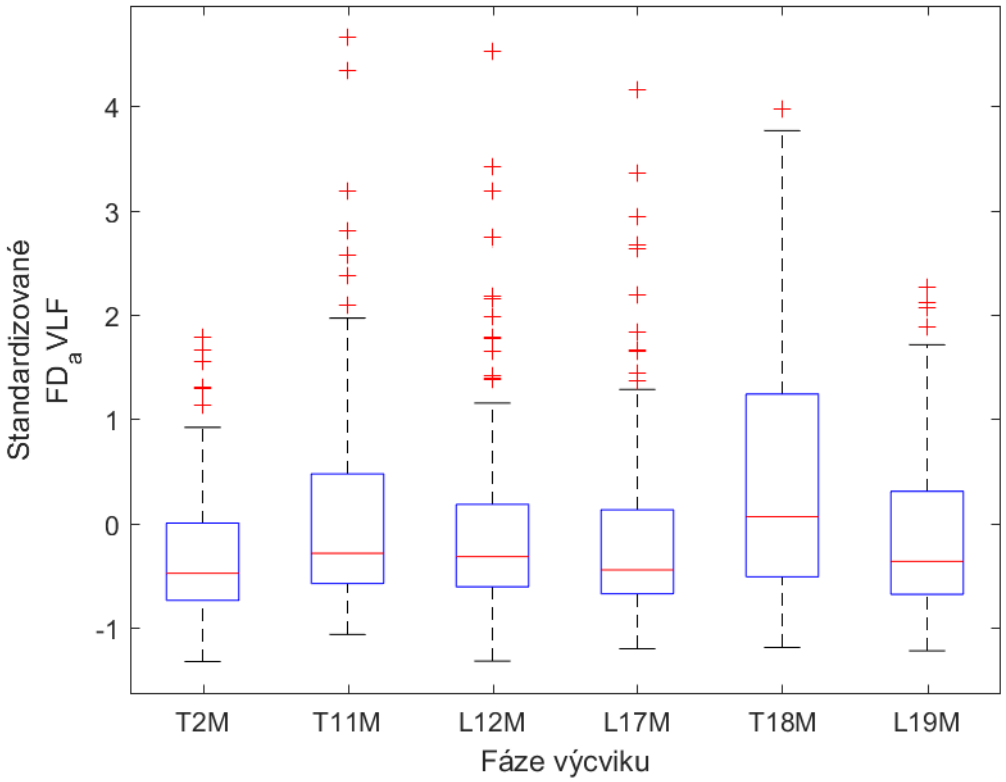
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	2,54E-10	0,413612	0,751531	1,68E-27	0,002781
T11M	2,54E-10	1	3,56E-08	2,36E-09	2,86E-09	1,72E-16
L12M	0,413612	3,56E-08	1	0,48572	1,77E-21	0,061561
L17M	0,751531	2,36E-09	0,48572	1	2,3E-25	0,007326
T18M	1,68E-27	2,86E-09	1,77E-21	2,3E-25	1	7,06E-32
L19M	0,002781	1,72E-16	0,061561	0,007326	7,06E-32	1



Obrázek 4.9 Průběh distribuce sledovaného parametru aLF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.9 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aLF

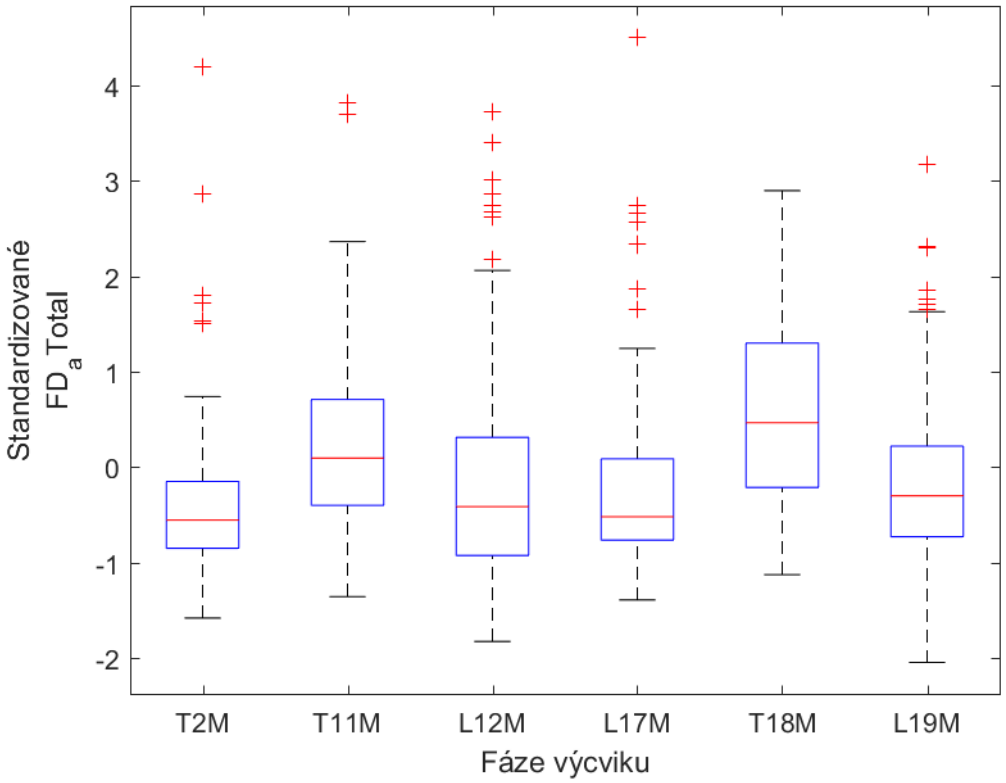
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	1,73E-07	0,014623	0,028559	1,18E-10	0,000206
T11M	1,73E-07	1	0,025415	0,002659	0,5334	0,015206
L12M	0,014623	0,025415	1	0,604556	0,0022	0,782236
L17M	0,028559	0,002659	0,604556	1	6,59E-05	0,295503
T18M	1,18E-10	0,5334	0,0022	6,59E-05	1	0,000993
L19M	0,000206	0,015206	0,782236	0,295503	0,000993	1



Obrázek 4.10 Průběh distribuce sledovaného parametru aVLF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.10 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aVLF

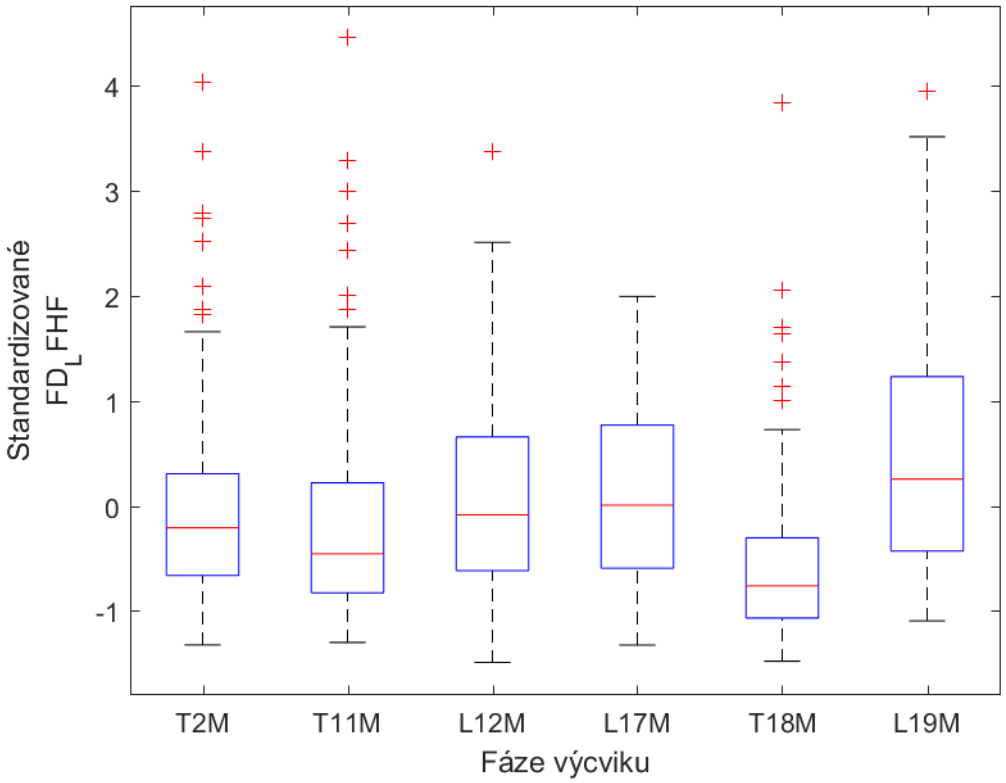
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,001149	0,036167	0,234875	7,63E-07	0,112557
T11M	0,001149	1	0,272712	0,039872	0,034297	0,092827
L12M	0,036167	0,272712	1	0,329653	0,001912	0,551826
L17M	0,234875	0,039872	0,329653	1	0,000104	0,726744
T18M	7,63E-07	0,034297	0,001912	0,000104	1	0,000289
L19M	0,112557	0,092827	0,551826	0,726744	0,000289	1



Obrázek 4.11 Průběh distribuce sledovaného parametru aTotal v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.11 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aTotal

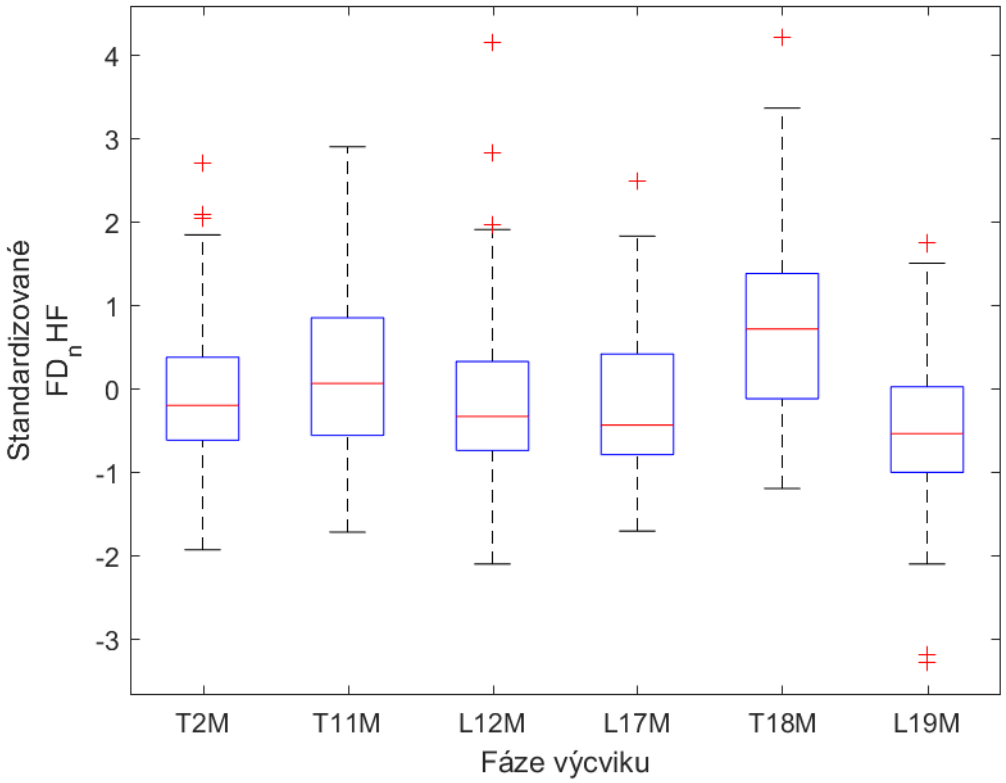
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	8,91E-10	0,153548	0,246138	6,97E-18	0,013922
T11M	8,91E-10	1	0,000526	3,83E-06	0,004506	0,000133
L12M	0,153548	0,000526	1	0,680405	2,58E-08	0,653669
L17M	0,246138	3,83E-06	0,680405	1	1,55E-12	0,244185
T18M	6,97E-18	0,004506	2,58E-08	1,55E-12	1	1,13E-10
L19M	0,013922	0,000133	0,653669	0,244185	1,13E-10	1



Obrázek 4.12 Průběh distribuce sledovaného parametru LFHF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.12 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr LFHF

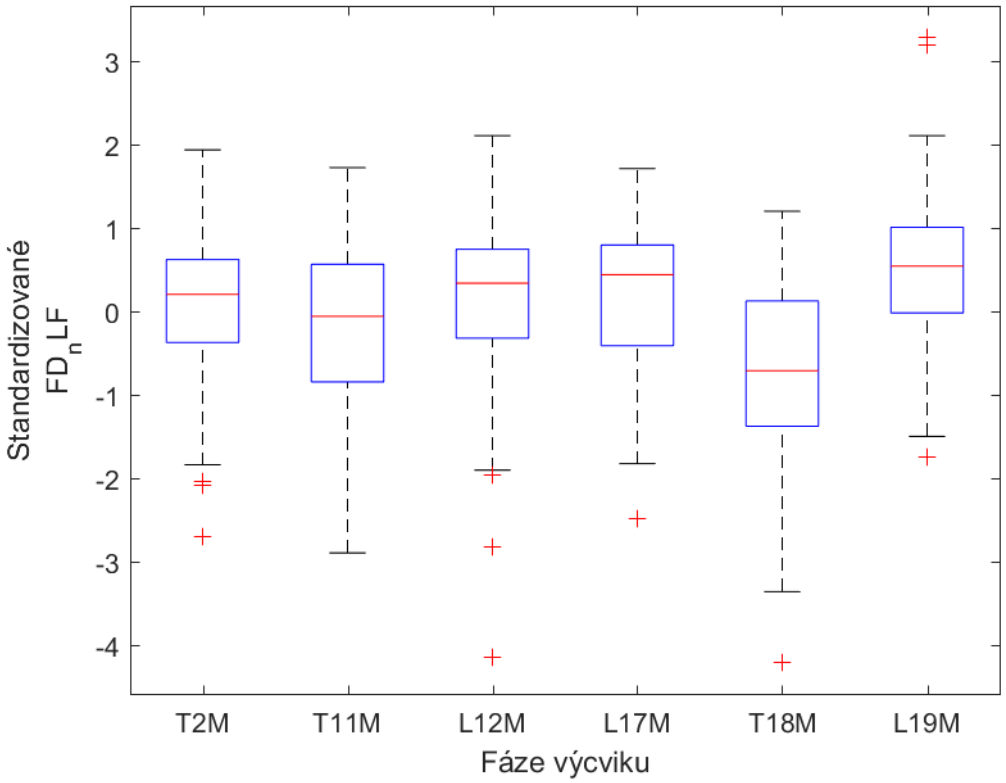
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,042112	0,277815	0,065848	2,37E-09	7,07E-05
T11M	0,042112	1	0,004711	0,000318	8,55E-05	5,57E-08
L12M	0,277815	0,004711	1	0,523164	1,25E-10	0,004846
L17M	0,065848	0,000318	0,523164	1	2,76E-13	0,021003
T18M	2,37E-09	8,55E-05	1,25E-10	2,76E-13	1	3,69E-18
L19M	7,07E-05	5,57E-08	0,004846	0,021003	3,69E-18	1



Obrázek 4.13 Průběh distribuce sledovaného parametru nHF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.13 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr nHF

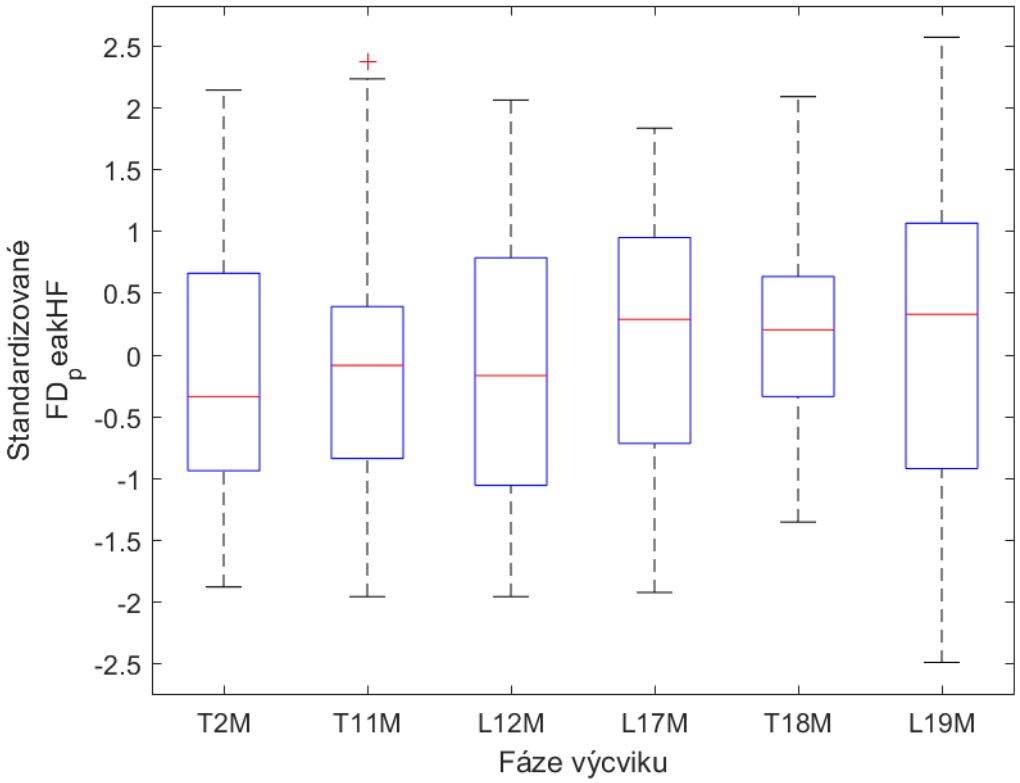
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,008362	0,827769	0,43175	1,93E-09	0,002659
T11M	0,008362	1	0,007805	0,001223	0,000575	1,13E-07
L12M	0,827769	0,007805	1	0,695645	8,51E-09	0,008594
L17M	0,43175	0,001223	0,695645	1	1,47E-10	0,009559
T18M	1,93E-09	0,000575	8,51E-09	1,47E-10	1	1,57E-16
L19M	0,002659	1,13E-07	0,008594	0,009559	1,57E-16	1



Obrázek 4.14 Průběh distribuce sledovaného parametru nLF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.14 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr nLF

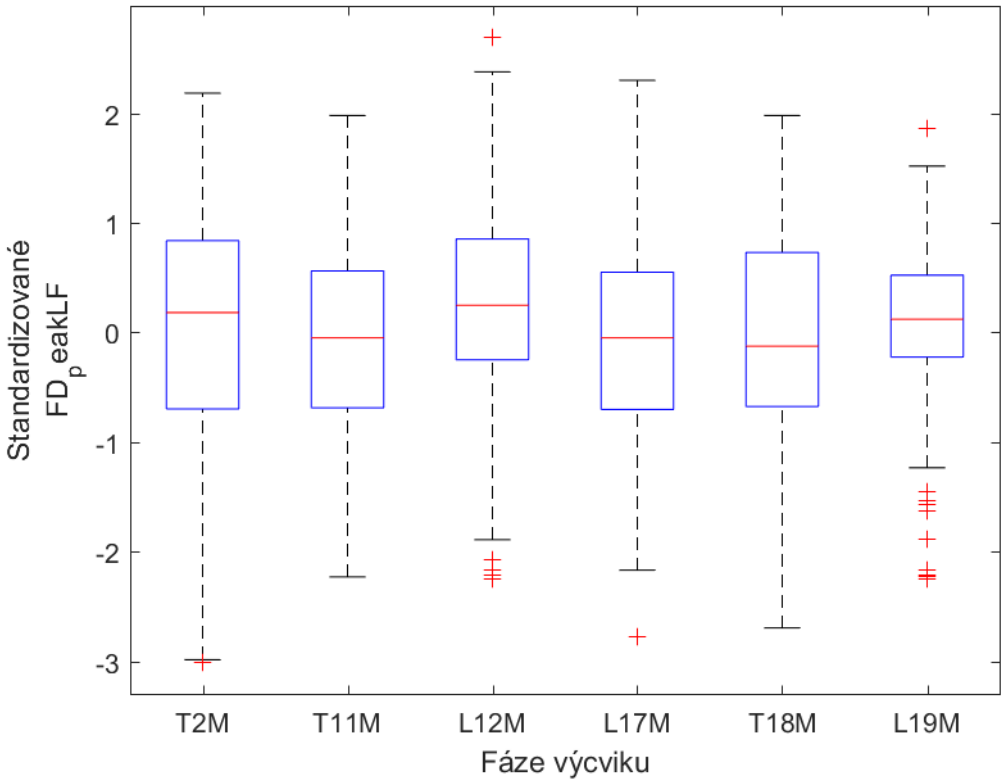
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,0245	0,227805	0,16671	1,75E-09	8,31E-05
T11M	0,0245	1	0,001376	0,001009	0,000165	2,92E-08
L12M	0,227805	0,001376	1	0,909913	1,33E-11	0,006299
L17M	0,16671	0,001009	0,909913	1	3,56E-12	0,008928
T18M	1,75E-09	0,000165	1,33E-11	3,56E-12	1	1,29E-18
L19M	8,31E-05	2,92E-08	0,006299	0,008928	1,29E-18	1



Obrázek 4.15 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot HF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.15 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot HF

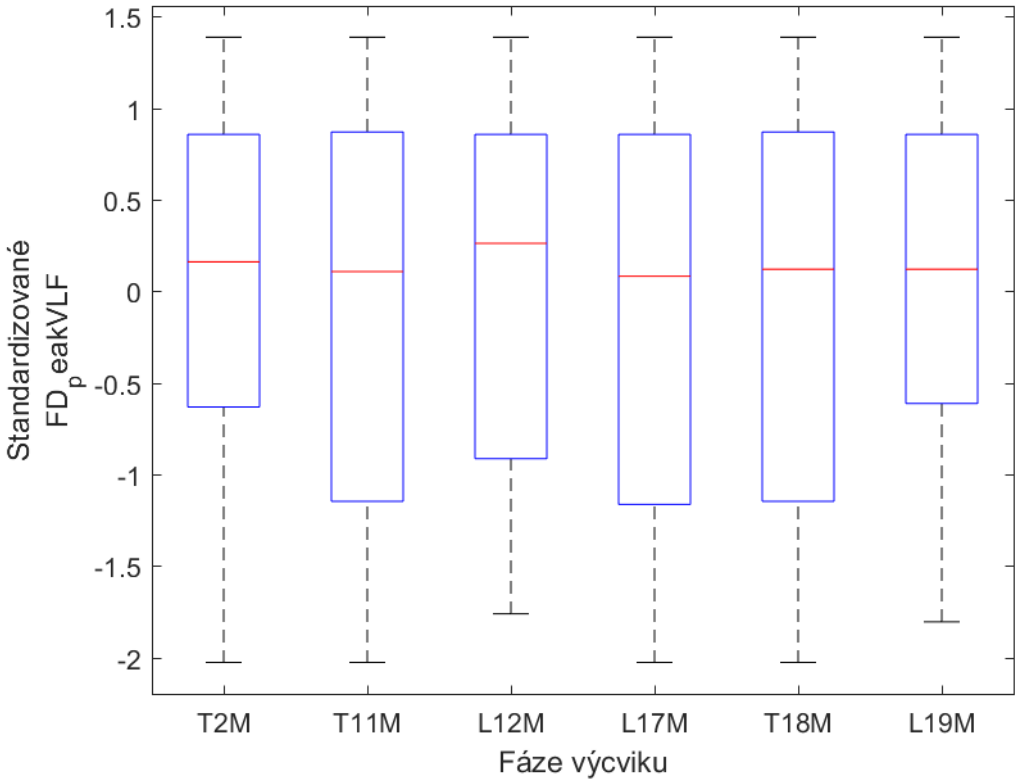
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,957841	0,724882	0,011612	0,000607	0,011831
T11M	0,957841	1	0,67781	0,007982	0,000806	0,009596
L12M	0,724882	0,67781	1	0,101332	0,007982	0,074078
L17M	0,011612	0,007982	0,101332	1	0,780219	0,637739
T18M	0,000607	0,000806	0,007982	0,780219	1	0,924002
L19M	0,011831	0,009596	0,074078	0,637739	0,924002	1



Obrázek 4.16 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot LF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.16 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot LF

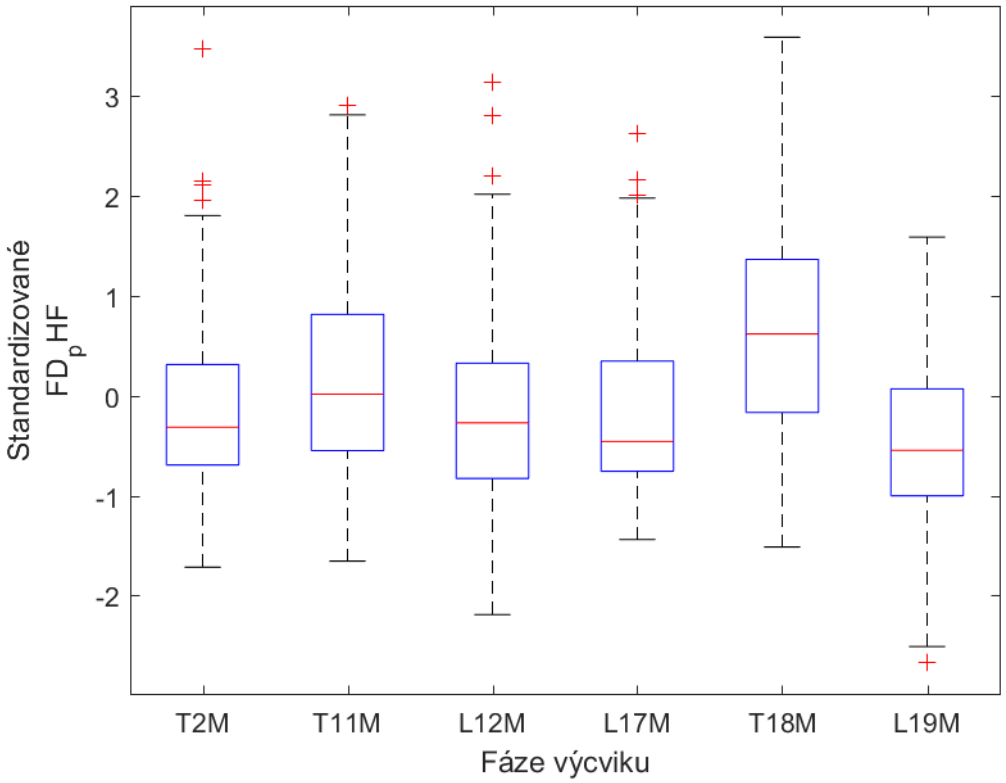
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,450827	0,131549	0,376917	0,585968	0,762249
T11M	0,450827	1	0,014101	0,864232	0,969789	0,430057
L12M	0,131549	0,014101	1	0,01603	0,024204	0,065001
L17M	0,376917	0,864232	0,01603	1	0,776542	0,393499
T18M	0,585968	0,969789	0,024204	0,776542	1	0,405537
L19M	0,762249	0,430057	0,065001	0,393499	0,405537	1



Obrázek 4.17 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot VLF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.17 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot VLF

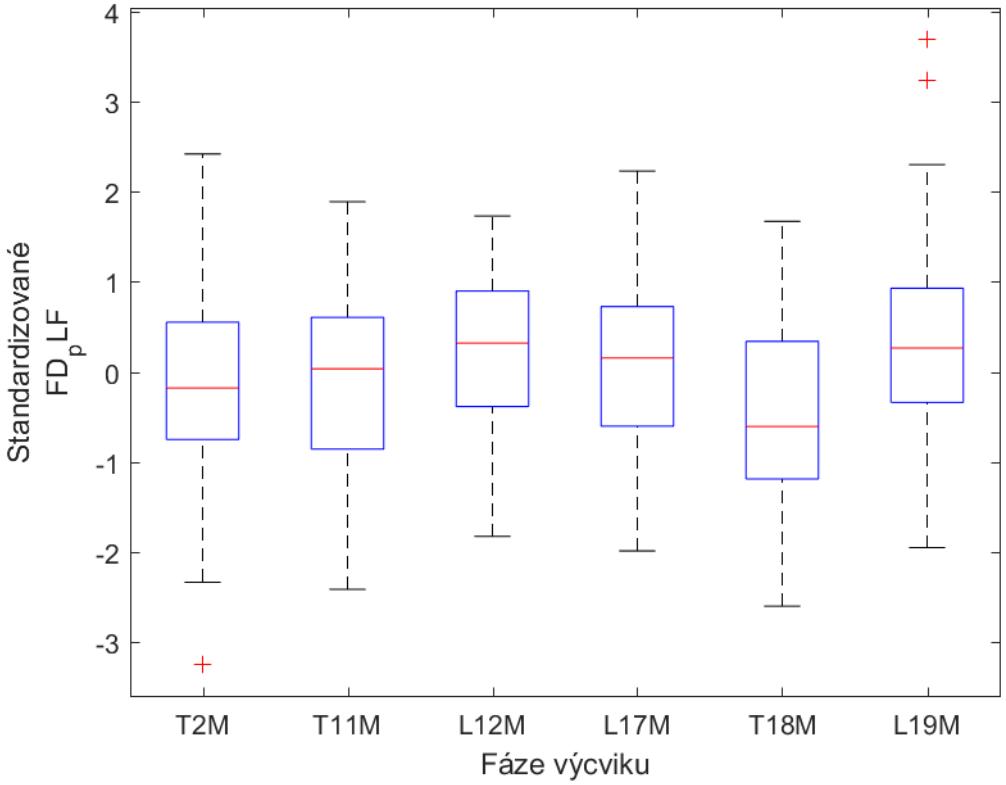
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,675782	0,779278	0,259432	0,690428	0,98811
T11M	0,675782	1	0,67269	0,436871	0,969384	0,656197
L12M	0,779278	0,67269	1	0,187201	0,53568	0,773236
L17M	0,259432	0,436871	0,187201	1	0,446231	0,256356
T18M	0,690428	0,969384	0,53568	0,446231	1	0,69158
L19M	0,98811	0,656197	0,773236	0,256356	0,69158	1



Obrázek 4.18 Průběh distribuce sledovaného parametru pHF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.18 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pHF

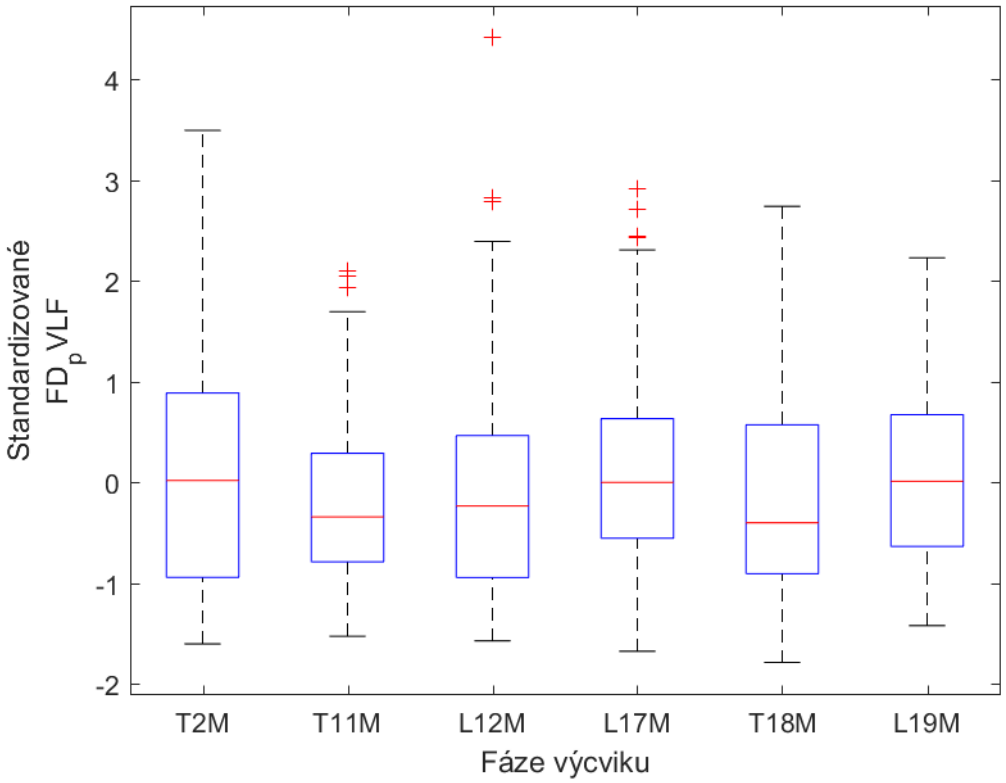
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,008362	0,827769	0,43175	1,93E-09	0,002659
T11M	0,008362	1	0,007805	0,001223	0,000575	1,13E-07
L12M	0,827769	0,007805	1	0,695645	8,51E-09	0,008594
L17M	0,43175	0,001223	0,695645	1	1,47E-10	0,009559
T18M	1,93E-09	0,000575	8,51E-09	1,47E-10	1	1,57E-16
L19M	0,002659	1,13E-07	0,008594	0,009559	1,57E-16	1



Obrázek 4.19 Průběh distribuce sledovaného parametru pLF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.19 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pLF

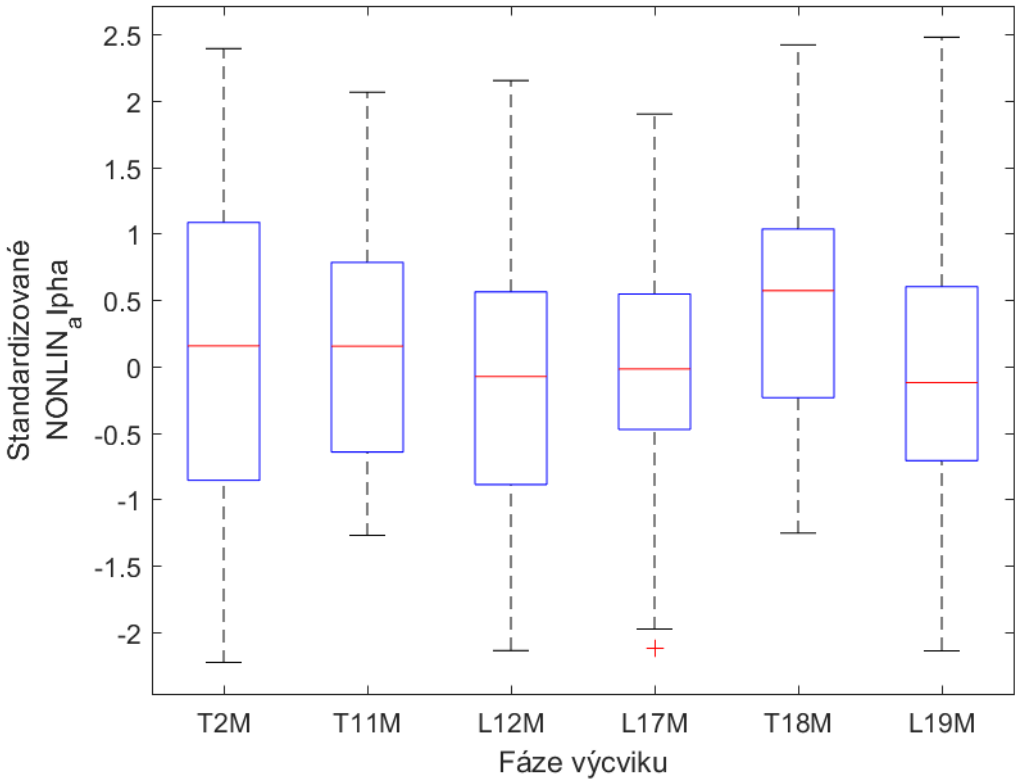
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,817905	0,006481	0,154128	0,004221	0,003147
T11M	0,817905	1	0,010646	0,227904	0,00586	0,007717
L12M	0,006481	0,010646	1	0,115485	2,54E-07	0,987185
L17M	0,154128	0,227904	0,115485	1	1,79E-05	0,093608
T18M	0,004221	0,00586	2,54E-07	1,79E-05	1	2,18E-08
L19M	0,003147	0,007717	0,987185	0,093608	2,18E-08	1



Obrázek 4.20 Průběh distribuce sledovaného parametru pVLF v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.20 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pVLF

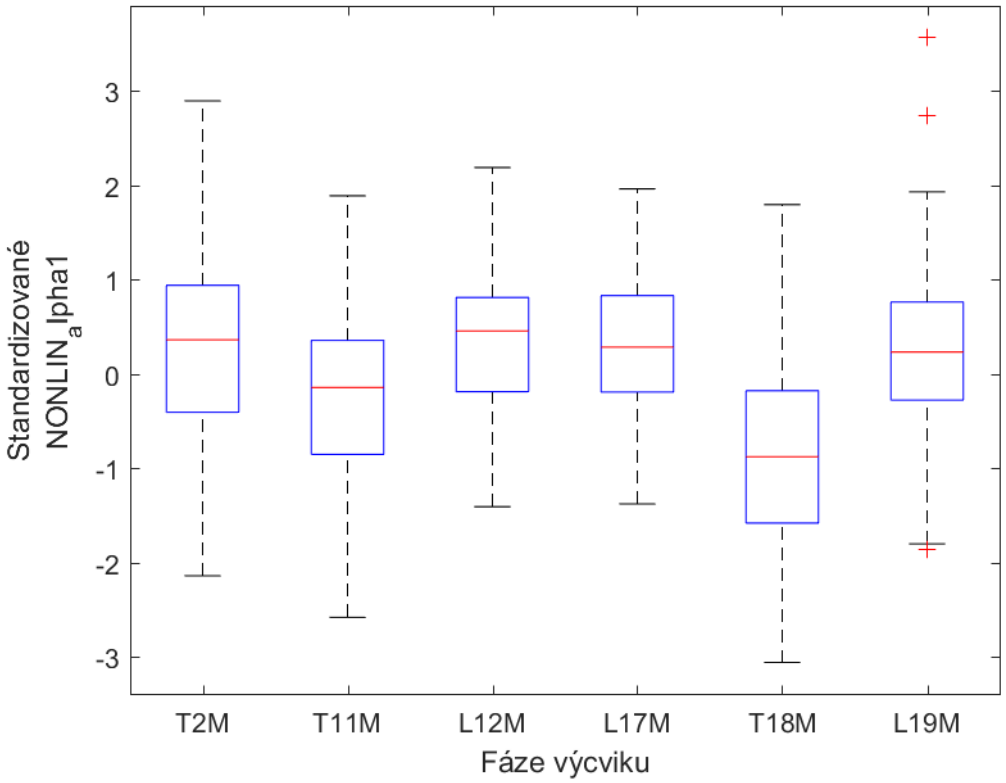
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,050093	0,298619	0,621505	0,187113	0,716693
T11M	0,050093	1	0,361063	0,003815	0,735428	0,006183
L12M	0,298619	0,361063	1	0,058573	0,663384	0,092438
L17M	0,621505	0,003815	0,058573	1	0,014679	0,923401
T18M	0,187113	0,735428	0,663384	0,014679	1	0,031995
L19M	0,716693	0,006183	0,092438	0,923401	0,031995	1



Obrázek 4.21 Průběh distribuce sledovaného parametru Alfa v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.21 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Alfa

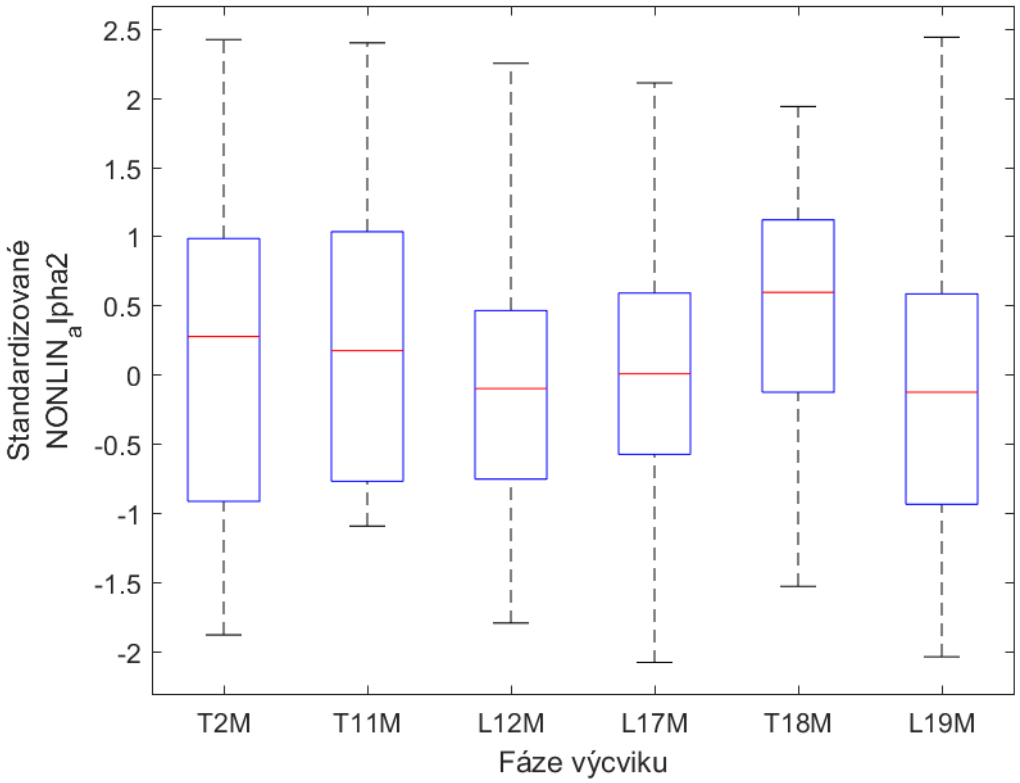
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,903477	0,308091	0,587003	0,384146	0,256804
T11M	0,903477	1	0,445577	0,741481	0,265947	0,48054
L12M	0,308091	0,445577	1	0,486722	0,052912	0,890008
L17M	0,587003	0,741481	0,486722	1	0,131552	0,438595
T18M	0,384146	0,265947	0,052912	0,131552	1	0,046441
L19M	0,256804	0,48054	0,890008	0,438595	0,046441	1



Obrázek 4.22 Průběh distribuce sledovaného parametru Alfa1 v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.22 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Alfa1

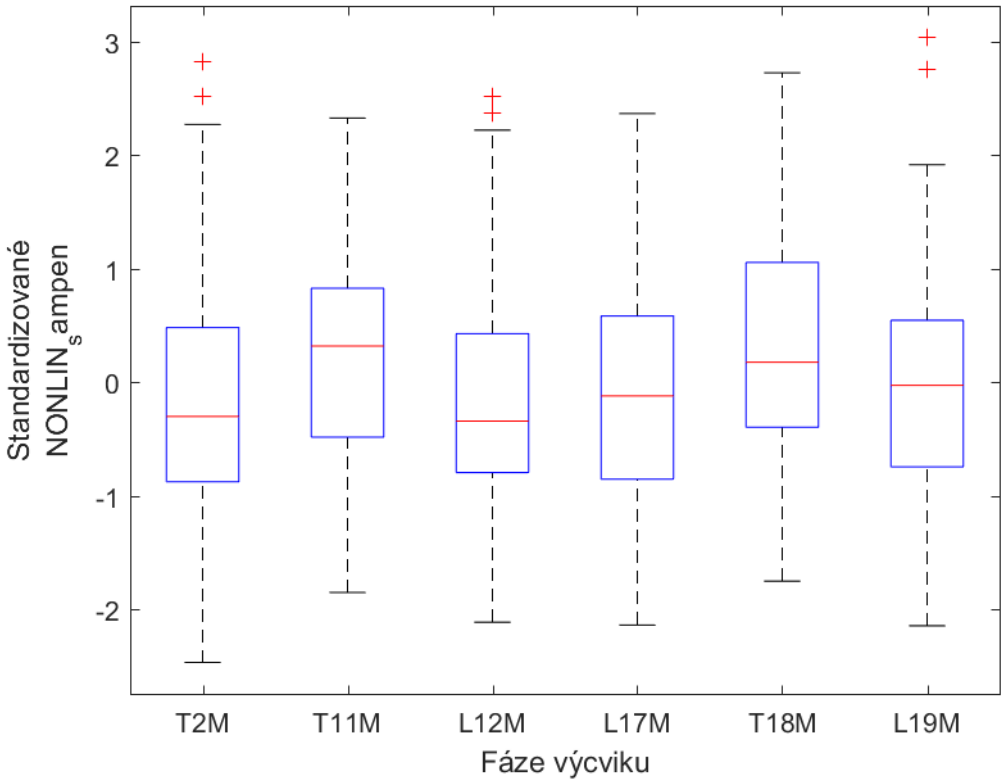
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	4,07E-05	0,286946	0,913199	5,51E-17	0,564886
T11M	4,07E-05	1	3,54E-08	4,45E-06	1,03E-06	0,000154
L12M	0,286946	3,54E-08	1	0,307474	4,46E-21	0,065513
L17M	0,913199	4,45E-06	0,307474	1	9,74E-20	0,47459
T18M	5,51E-17	1,03E-06	4,46E-21	9,74E-20	1	4,1E-17
L19M	0,564886	0,000154	0,065513	0,47459	4,1E-17	1



Obrázek 4.23 Průběh distribuce sledovaného parametru Alfa2 v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.23 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Alfa2

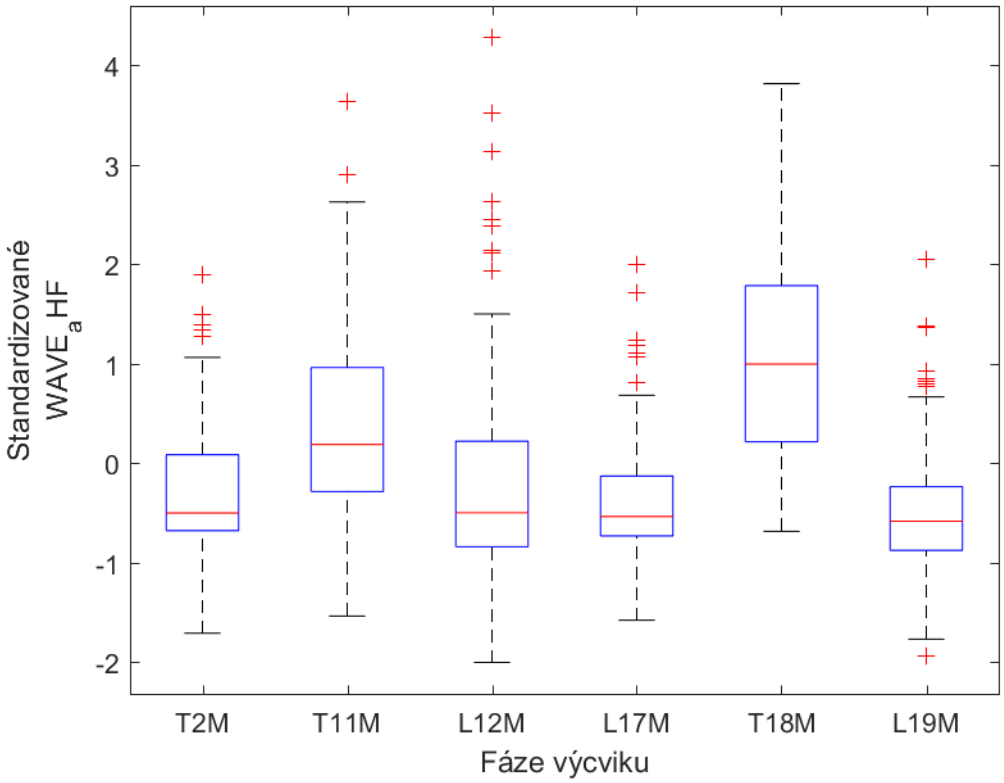
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,71098	0,34555	0,518988	0,235333	0,170011
T11M	0,71098	1	0,237531	0,32105	0,492895	0,135051
L12M	0,34555	0,237531	1	0,533028	0,019664	0,731186
L17M	0,518988	0,32105	0,533028	1	0,030846	0,346038
T18M	0,235333	0,492895	0,019664	0,030846	1	0,01023
L19M	0,170011	0,135051	0,731186	0,346038	0,01023	1



Obrázek 4.24 Průběh distribuce sledovaného parametru Sampen v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.24 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr Sampen

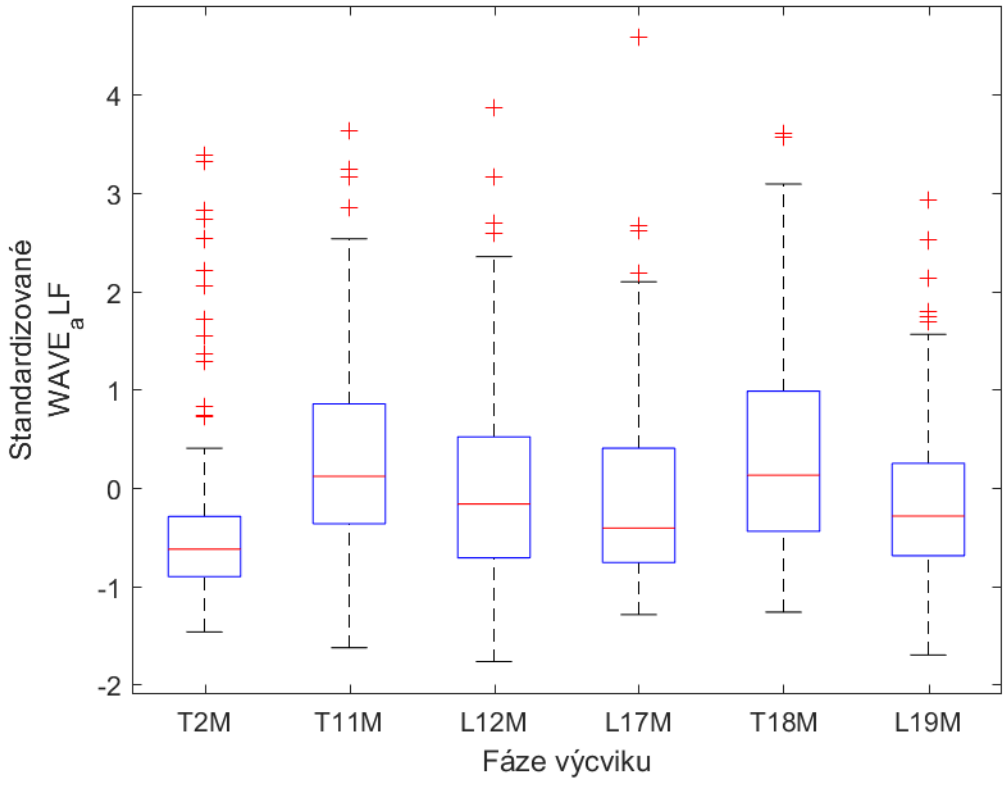
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,005516	0,846539	0,363141	0,000967	0,119405
T11M	0,005516	1	0,008087	0,050538	0,661403	0,098783
L12M	0,846539	0,008087	1	0,472055	0,001419	0,147976
L17M	0,363141	0,050538	0,472055	1	0,016669	0,540771
T18M	0,000967	0,661403	0,001419	0,016669	1	0,038313
L19M	0,119405	0,098783	0,147976	0,540771	0,038313	1



Obrázek 4.25 Průběh distribuce sledovaného parametru aHF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.25 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aHF (wavelet)

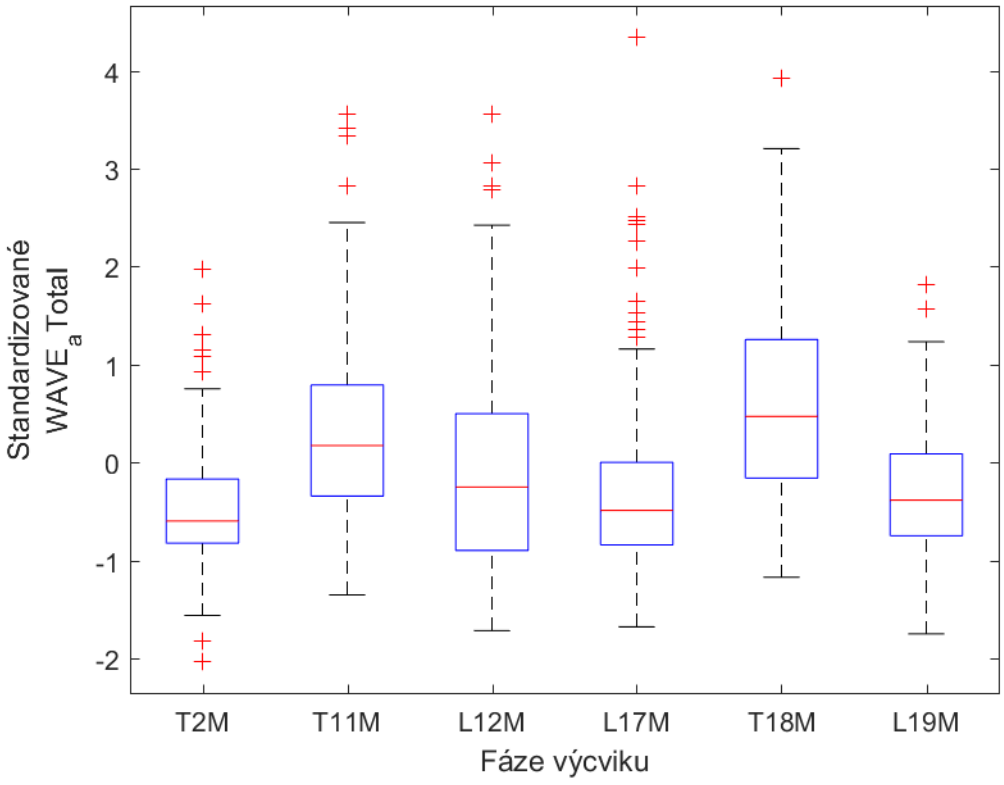
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	6E-11	0,7411	0,211585	7,45E-26	0,014623
T11M	6E-11	1	9,11E-08	1,15E-13	2,44E-07	7E-16
L12M	0,7411	9,11E-08	1	0,461146	4,57E-19	0,073531
L17M	0,211585	1,15E-13	0,461146	1	4,44E-29	0,200196
T18M	7,45E-26	2,44E-07	4,57E-19	4,44E-29	1	4,94E-30
L19M	0,014623	7E-16	0,073531	0,200196	4,94E-30	1



Obrázek 4.26 Průběh distribuce sledovaného parametru aLF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.26 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aLF (wavelet)

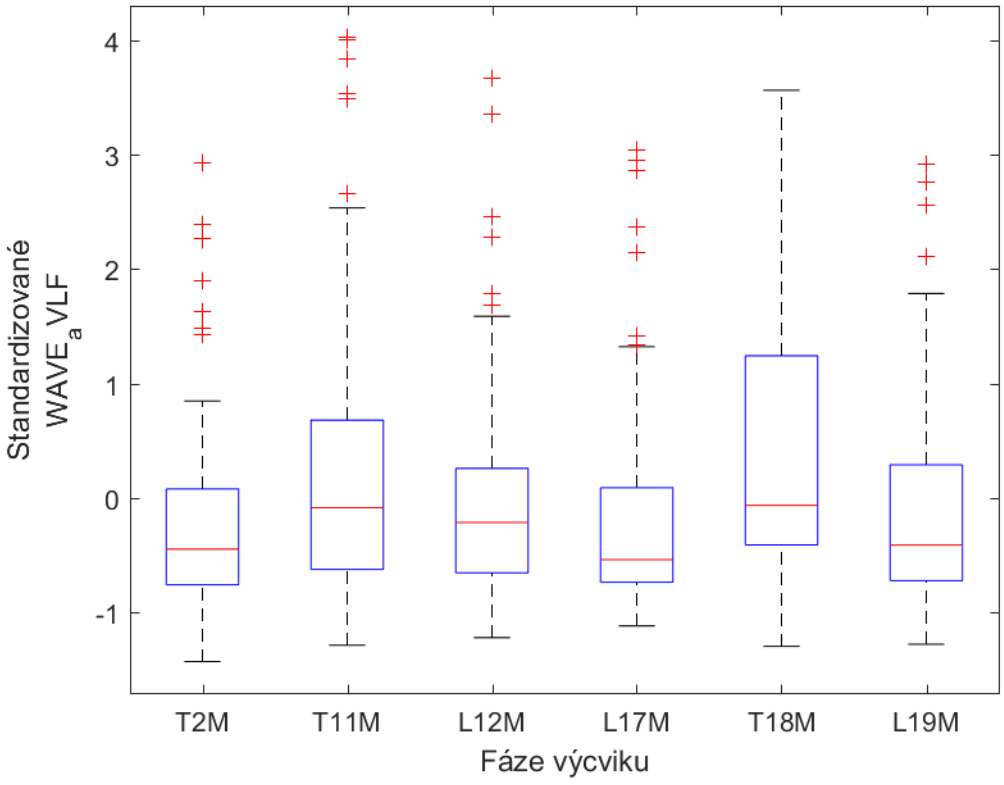
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	5,98E-12	0,000454	0,000608	8,08E-12	8E-06
T11M	5,98E-12	1	0,004599	0,000149	0,72441	0,00026
L12M	0,000454	0,004599	1	0,601111	0,005589	0,927998
L17M	0,000608	0,000149	0,601111	1	0,000245	0,481127
T18M	8,08E-12	0,72441	0,005589	0,000245	1	0,00097
L19M	8E-06	0,00026	0,927998	0,481127	0,00097	1



Obrázek 4.27 Průběh distribuce sledovaného parametru aTotal (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.27 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aTotal (wavelet)

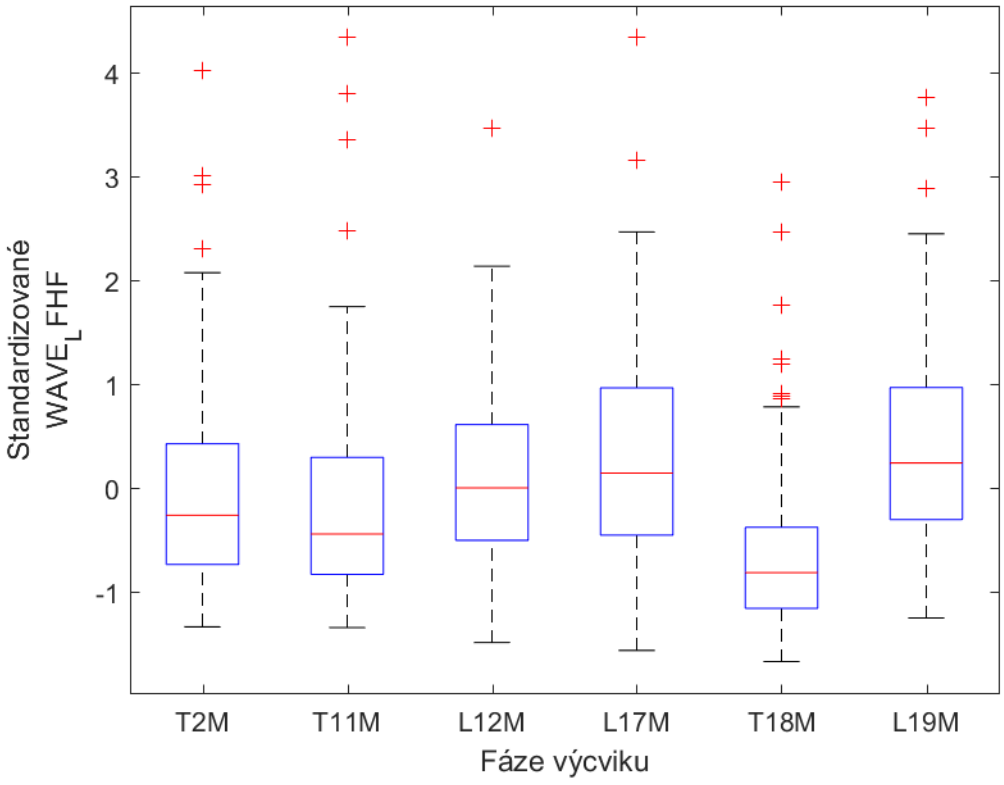
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	3,25E-11	0,013258	0,460601	1,8E-18	0,025006
T11M	3,25E-11	1	0,0011	3,49E-08	0,02124	7,08E-07
L12M	0,013258	0,0011	1	0,16178	2,56E-07	0,418116
L17M	0,460601	3,49E-08	0,16178	1	7,19E-14	0,185929
T18M	1,8E-18	0,02124	2,56E-07	7,19E-14	1	4,11E-13
L19M	0,025006	7,08E-07	0,418116	0,185929	4,11E-13	1



Obrázek 4.28 Průběh distribuce sledovaného parametru aVLF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.28 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr aVLF (wavelet)

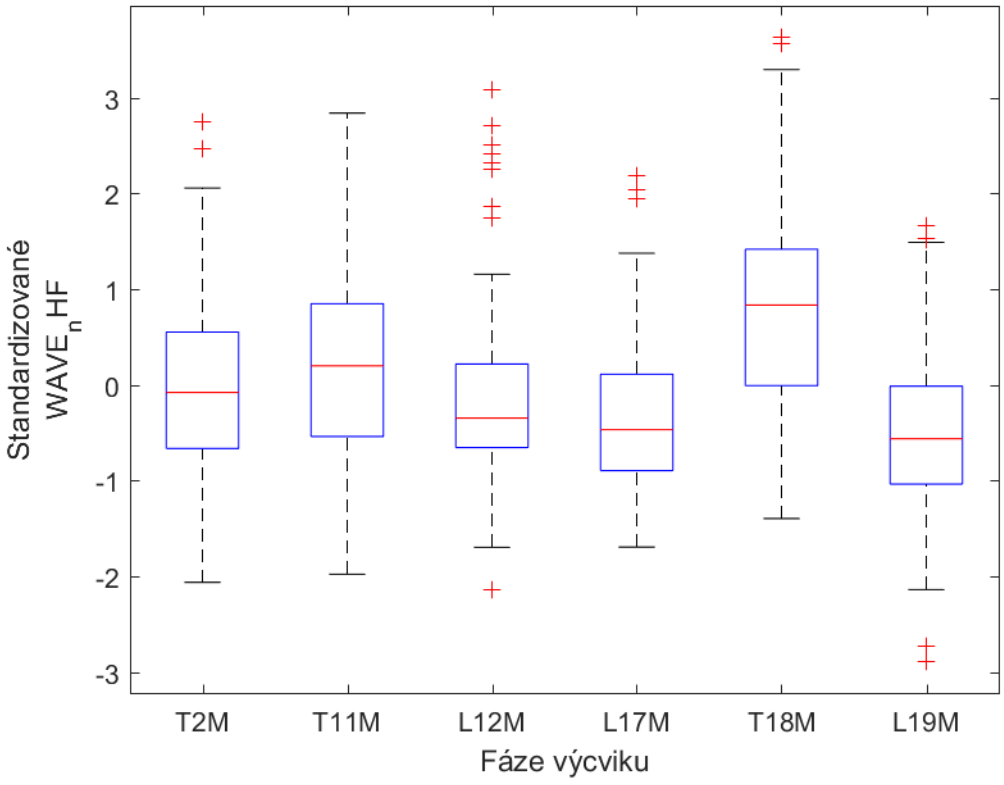
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,000382	0,007201	0,946432	1,34E-07	0,351814
T11M	0,000382	1	0,225834	0,000736	0,074674	0,009198
L12M	0,007201	0,225834	1	0,011472	0,005109	0,114752
L17M	0,946432	0,000736	0,011472	1	3,24E-07	0,448859
T18M	1,34E-07	0,074674	0,005109	3,24E-07	1	1,26E-05
L19M	0,351814	0,009198	0,114752	0,448859	1,26E-05	1



Obrázek 4.29 Průběh distribuce sledovaného parametru LFHF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.29 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr LFHF (wavelet)

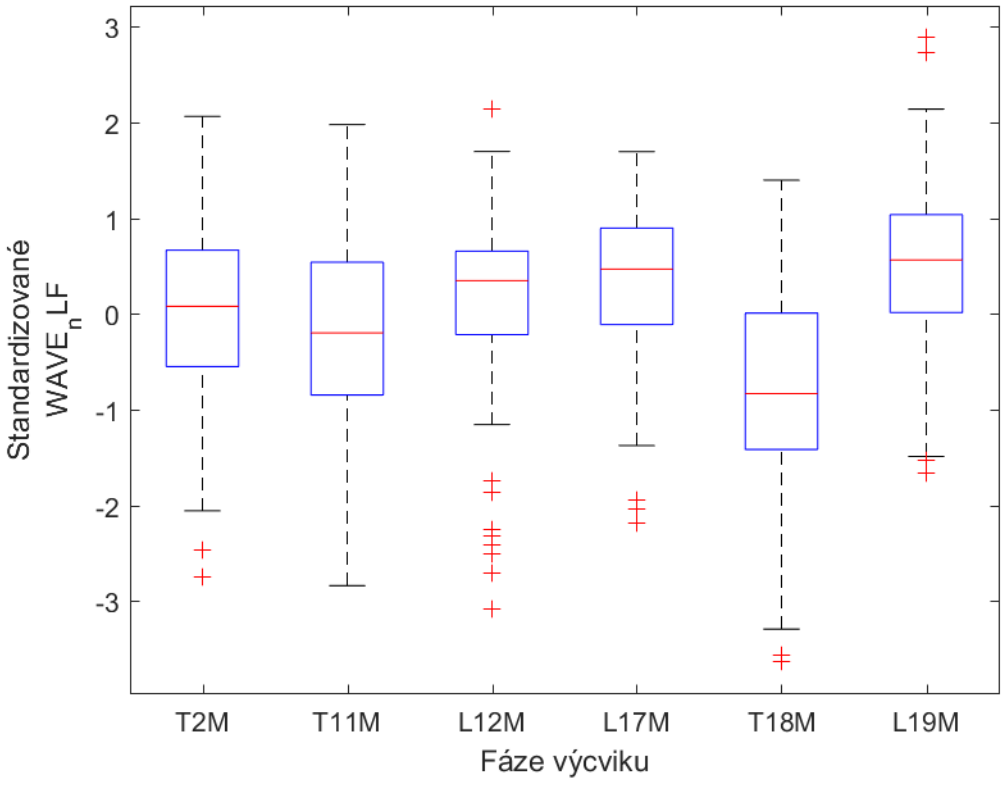
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,185608	0,051237	0,000554	1,23E-08	3,63E-05
T11M	0,185608	1	0,002197	5,85E-06	1,4E-05	3,66E-07
L12M	0,051237	0,002197	1	0,127537	2,59E-12	0,022601
L17M	0,000554	5,85E-06	0,127537	1	4,72E-17	0,485168
T18M	1,23E-08	1,4E-05	2,59E-12	4,72E-17	1	7,25E-19
L19M	3,63E-05	3,66E-07	0,022601	0,485168	7,25E-19	1



Obrázek 4.30 Průběh distribuce sledovaného parametru nHF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.30 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr nHF (wavelet)

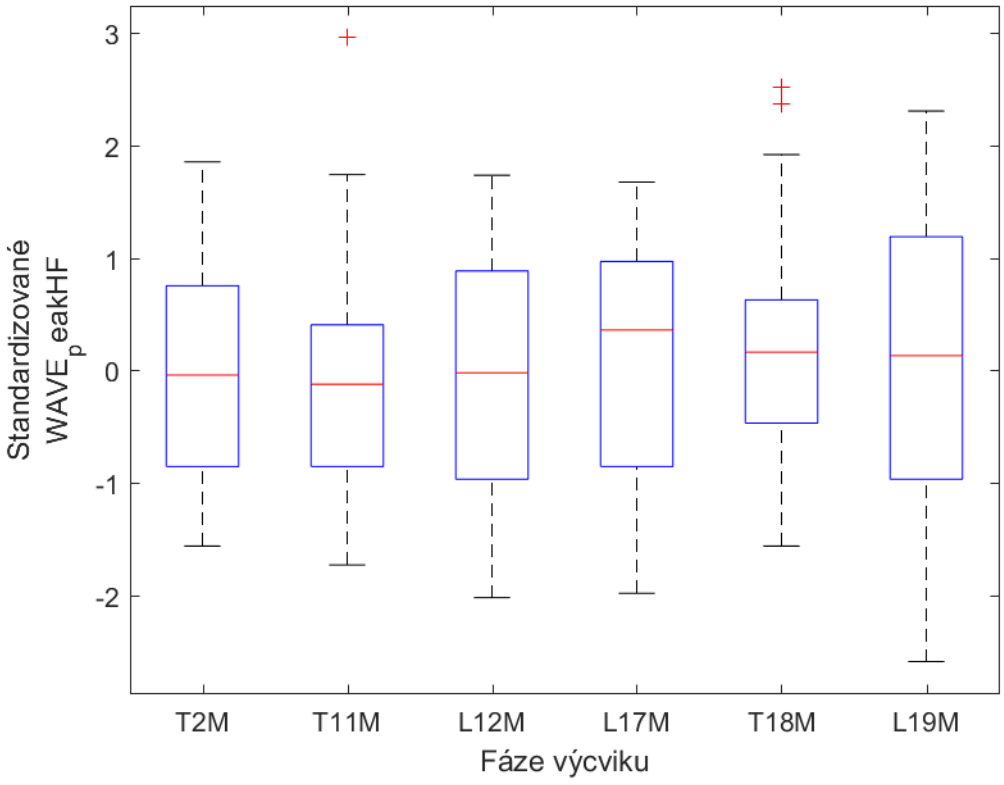
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,097715	0,044929	0,001669	6,72E-08	2,3E-05
T11M	0,097715	1	0,000378	3,91E-06	0,000232	1,72E-08
L12M	0,044929	0,000378	1	0,227112	8,1E-12	0,019254
L17M	0,001669	3,91E-06	0,227112	1	1,33E-15	0,254729
T18M	6,72E-08	0,000232	8,1E-12	1,33E-15	1	2,67E-18
L19M	2,3E-05	1,72E-08	0,019254	0,254729	2,67E-18	1



Obrázek 4.31 Průběh distribuce sledovaného parametru nLF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.31 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr nLF (wavelet)

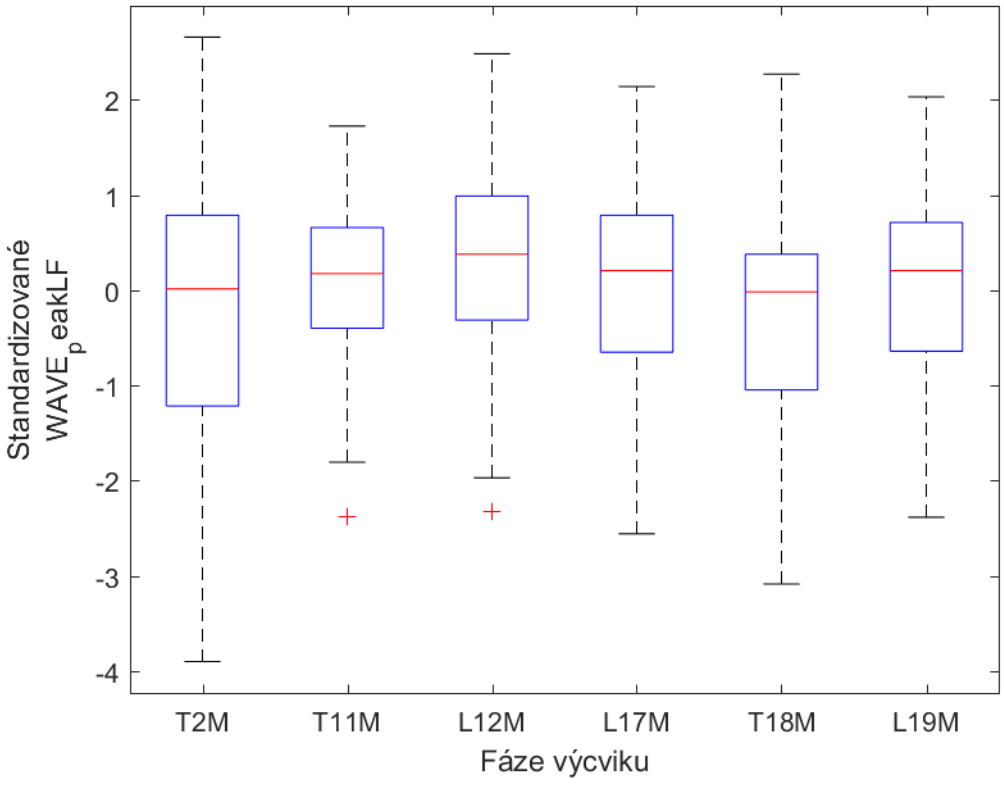
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,097715	0,044929	0,001669	6,72E-08	2,3E-05
T11M	0,097715	1	0,000378	3,91E-06	0,000232	1,72E-08
L12M	0,044929	0,000378	1	0,227112	8,1E-12	0,019254
L17M	0,001669	3,91E-06	0,227112	1	1,33E-15	0,254729
T18M	6,72E-08	0,000232	8,1E-12	1,33E-15	1	2,67E-18
L19M	2,3E-05	1,72E-08	0,019254	0,254729	2,67E-18	1



Obrázek 4.32 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot HF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.32 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot HF (wavelet)

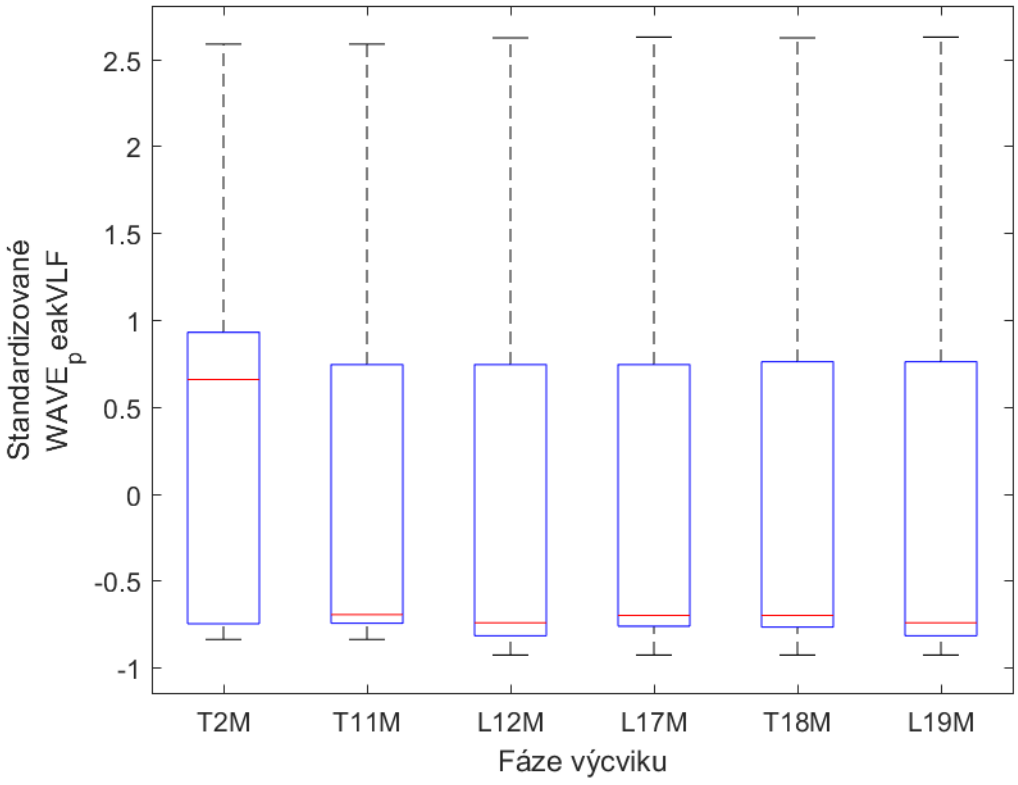
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,377525	0,724171	0,117445	0,125299	0,32679
T11M	0,377525	1	0,705555	0,012351	0,007966	0,162225
L12M	0,724171	0,705555	1	0,115005	0,099938	0,172814
L17M	0,117445	0,012351	0,115005	1	0,664918	0,907355
T18M	0,125299	0,007966	0,099938	0,664918	1	0,791256
L19M	0,32679	0,162225	0,172814	0,907355	0,791256	1



Obrázek 4.33 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot LF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.33 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot LF (wavelet)

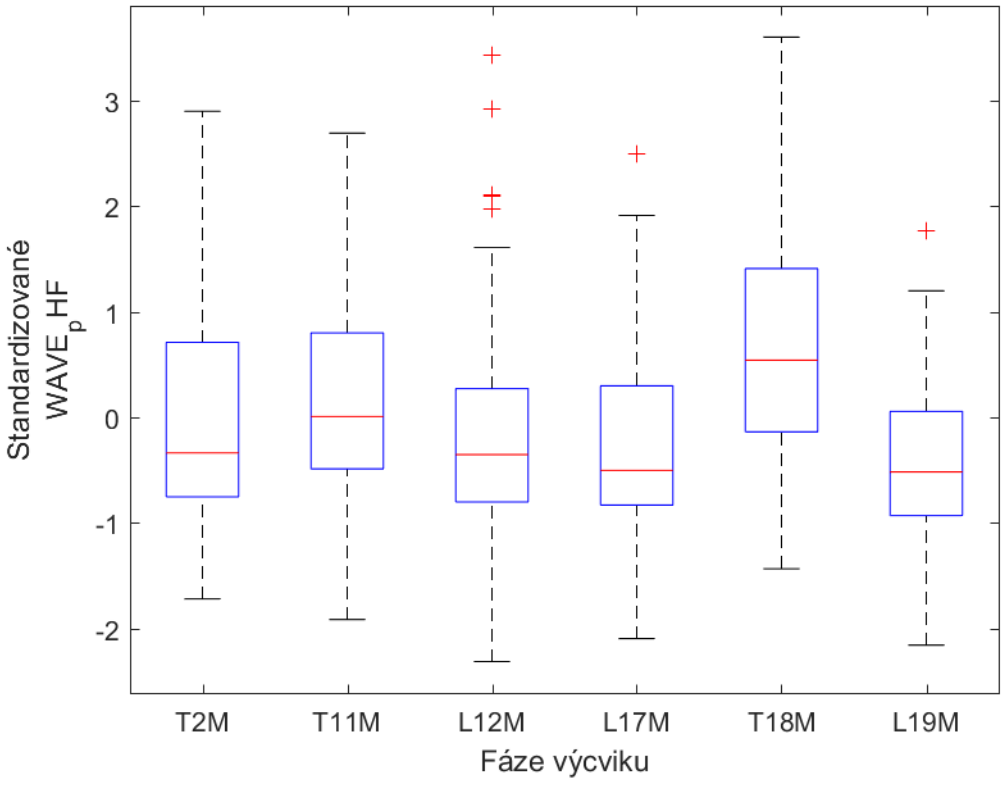
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,078798	0,002866	0,078901	0,83387	0,074951
T11M	0,078798	1	0,106918	0,873123	0,017551	0,838884
L12M	0,002866	0,106918	1	0,17448	0,00052	0,172619
L17M	0,078901	0,873123	0,17448	1	0,035424	0,957868
T18M	0,83387	0,017551	0,00052	0,035424	1	0,022645
L19M	0,074951	0,838884	0,172619	0,957868	0,022645	1



Obrázek 4.34 Průběh distribuce sledovaného parametru hrot VLF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.34 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr hrot VLF (wavelet)

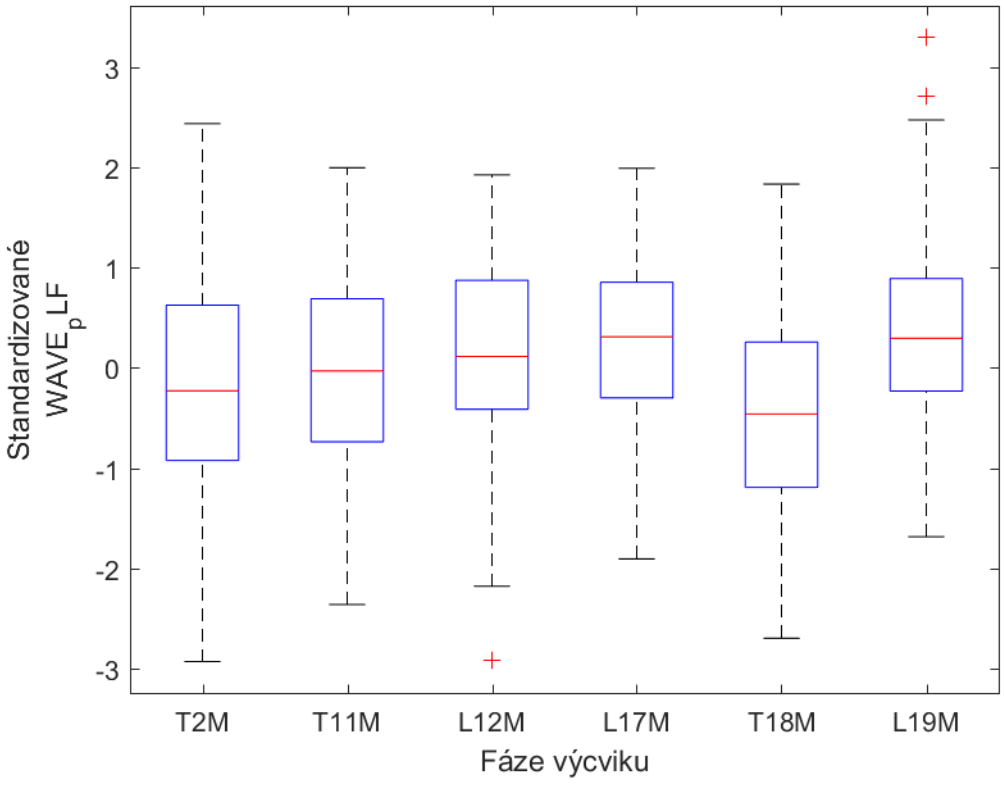
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,100511	0,001536	0,01237	0,026288	0,004456
T11M	0,100511	1	0,054908	0,339514	0,462063	0,115661
L12M	0,001536	0,054908	1	0,252013	0,318488	0,778474
L17M	0,01237	0,339514	0,252013	1	0,941175	0,419199
T18M	0,026288	0,462063	0,318488	0,941175	1	0,511888
L19M	0,004456	0,115661	0,778474	0,419199	0,511888	1



Obrázek 4.35 Průběh distribuce sledovaného parametru pHF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.35 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pHF (wavelet)

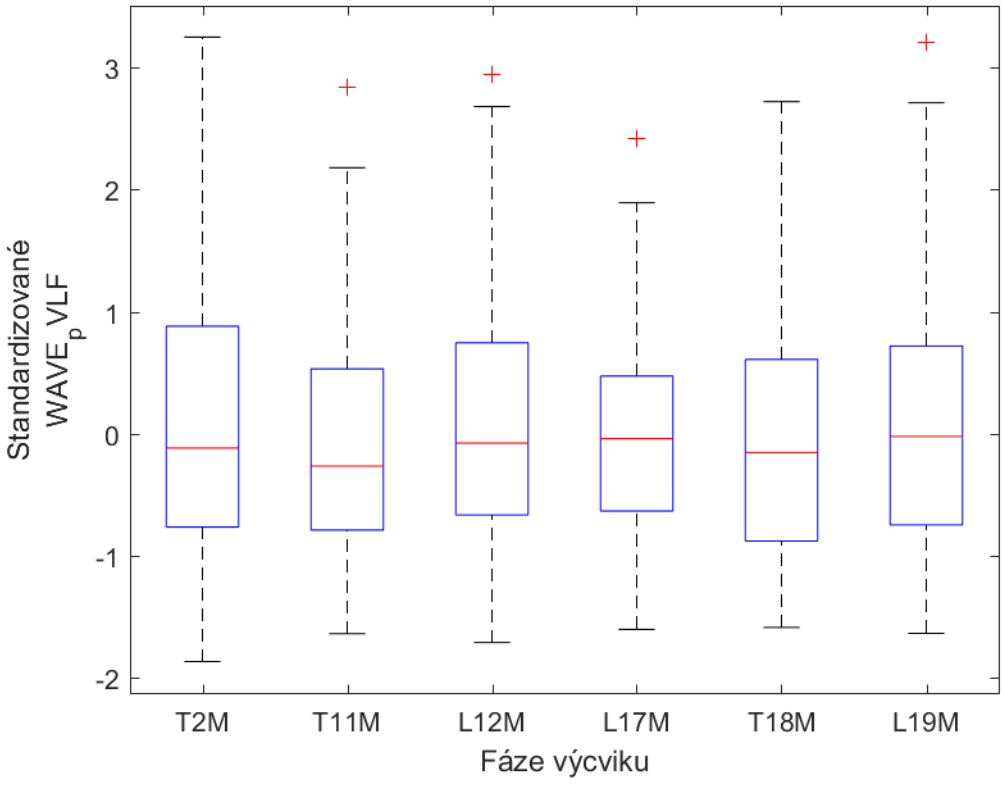
	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	1	0,012874	0,364589	0,17175	1,36E-08	0,009451
T11M	0,012874	1	0,000517	9,55E-05	0,000462	2,49E-07
L12M	0,364589	0,000517	1	0,68408	3,36E-11	0,092201
L17M	0,17175	9,55E-05	0,68408	1	2,13E-12	0,172604
T18M	1,36E-08	0,000462	3,36E-11	2,13E-12	1	2,38E-16
L19M	0,009451	2,49E-07	0,092201	0,172604	2,38E-16	1



Obrázek 4.36 Průběh distribuce sledovaného parametru pLF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.36 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pLF (wavelet)

	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	0,3758	1	0,04679	0,005518	0,001189	0,003185
T11M	0,008407	0,04679	1	0,381624	2,15E-07	0,339594
L12M	0,000634	0,005518	0,381624	1	1,38E-09	0,92124
L17M	0,025796	0,001189	2,15E-07	1,38E-09	1	2,12E-10
T18M	0,000212	0,003185	0,339594	0,92124	2,12E-10	1
L19M						



Obrázek 4.37 Průběh distribuce sledovaného parametru pVLF (wavelet) v přeběhu tréninku.

Tabulka 4.37 P hodnota jako výsledek komparace mezi jednotlivými lety pro parametr pVHF (wavelet)

	T2M	T11M	L12M	L17M	T18M	L19M
T2M	0,201967	1	0,252443	0,227195	0,942052	0,140606
T11M	0,842978	0,252443	1	0,97749	0,279692	0,776581
L12M	0,781484	0,227195	0,97749	1	0,291093	0,688011
L17M	0,192793	0,942052	0,279692	0,291093	1	0,209841
T18M	0,962494	0,140606	0,776581	0,688011	0,209841	1
L19M						

5. Diskuze výsledků

V této práci byly představeny metody hodnocení psychofyziologické kondice pilota v průběhu výcviku. Pro účely analýzy byly zvoleny standardně využívané metody, které však vykazují mnoho limitací, zejména analýzy v časové oblasti. Z tohoto důvodu byly zvoleny také další přístupy, které by měly být schopné lépe prezentovat fyziologická data, a to s ohledem na jejich charakter.

Z výsledků prezentovaných v předchozí kapitole je patrné, že většina zvolených parametrů vykazuje shodný trend. Zároveň však u těchto parametrů dochází k nárůstu/poklesu signalizujícího vyšší mentální zátěž v případě měření T11M, tj. po desetihodinovém tréninku na leteckém simulátoru. Tento nárůst není předpokládaný, naopak byla předpokládaná opačná změna. Avšak při pohledu mimo časovou analýzu, zejména na parametr LF/HF, jak v případě frekvenční, tak frekvenčně-časové analýzy, lze nalézt předpokládaný trend prezentovaných parametrů v průběhu celého výcviku.

Zejména pak při analýze pomocí vlnkové transformace lze nalézt zmíněný trend u většího množství parametrů. Vzhledem ke striktně nastavenému výcviku by tento trend měl nastat, lze tedy předpokládat, že tyto parametry lze pokládat vhodné pro danou analýzu. Stejně tak při zhodnocení podobnosti jednotlivých letových fází, lze u vlnkové transformace obecně nalézt množství signifikantních přechodů mezi jednotlivými letovými fázemi.

Na základě výše uvedených faktů lze předpokládat, že vlnková transformace je využitelná jako věrohodný nástroj pro objektivizaci leteckého výcviku. Ostatní analýzy, zejména analýza v časové oblasti, nebyly schopny analyzovat data požadovaným způsobem, založeným na předpokladech vyvozených z nastaveného výcviku.

Lze tedy předpokládat, že uvedenou analýzu by bylo možné využít jako oporu pro objektivizaci výcviku.

6. Závěr

Cílem diplomové práce bylo nalezení přístupu a metod hodnocení psychofyziologické kondice pilota na základě získání a zpracování dat. Zvolené metody by dále mohly být aplikovatelné i v reálném čase. Toto téma je zvoleno zejména s ohledem na aktuální snahy o zavedení Evidence-based Tréninku (EBT), který je aktuálně všeobecně podporován.

Pro účely diplomové práce byla hodnocena data získána při měření na Letecké fakultě, TUKE. Výběr výzkumného vzorku proběhl s ohledem na porovnatelnost věku, zdravotního stavu, zkušeností s létáním a dále byl podpořen psychologickým testováním subjektů. Tímto způsobem byla zajištěna co možná největší uniformnost souboru zkoumaných subjektů. Vybrané subjekty absolvovali přesně předepsaný výcvik, při němž probíhal uniformní let v každé letové hodině. Tímto způsobem bylo možné získat informaci o progresu v průběhu výcviku podloženou naměřenými daty. Snímána byla fyziologická data zahrnující informace o srdeční aktivitě.

Na základě výsledků lze tvrdit, že představené metody mohou sloužit pro objektivizaci leteckého výcviku, zejména pak parametry vycházející z vlnkové transformace.

Všechny analýzy vykonané v pro účely prezentovaného výzkumu proběhly post-hoc, tedy až po naměření kompletních dat z průběhu letu. Právě v tomto směru se aktuálně nachází významná příležitost pro posunutí výzkumu na další úroveň formou online monitorace a hodnocení stavu pilota a průběhu jeho letu. V takovém případě by měl instruktor dostupné informace o změně psychofyziologického stavu a o průběhu letu okamžitě, v průběhu vykonávaného letu, což by mohlo posloužit pro okamžitou reakci instruktora.

Představený koncept tedy může posloužit jako opora pro další výzkum v oblasti rozvoje EBT. Jeho přínosem tedy může být využití v rámci zefektivnění výcviku, což přináší benefity v podobě snížení nákladů na samotný výcvik a přizpůsobení výcviku pro každý subjekt individuálně na základě objektivního (i subjektivního) hodnocení jeho dovedností. Díky individualizaci výcviku pak může dojít k prohloubení pilotových

znalostí a posílení jeho zručnosti vzhledem k odstranění redundantního výcviku v oblasti, kterou subjekt kvalitně zvládá a soustředění se na problematické části pro daný subjekt, příp. posunutí individuálního výcviku vpřed. Samotné využití uvedeného konceptu však vyžaduje další zkoumaní v tomto směru.

7. Seznam použité literatury

[1] ICAO Safety: Accident Statistics [online]. Dostupné z: https://www.icao.int/safety/iStars/Pages/Accident-Statistics.aspx

[2] SOCHA, Vladimír, Luboš SOCHA, Jakub SCHLENKER, et al. Evaluation of Pilots' Psychophysiological Condition Using Recurrence Quantification Analysis of Heart Rate Variability. 2016. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/314152478_Evaluation_of_Pilots%27_Psychophysiological_Condition_Using_Recurrence_Quantification_Analysis_of_Heart_Rate_Variability

[3] REGULA, Marek, Vladimir SOCHA, Patrik KUTILEK, Lubos SOCHA, Karel HANA, Lenka HANAKOVA a Stanislav SZABO. Study of heart rate as the main stress indicator in aircraft pilots. Proceedings of the 16th International Conference on Mechatronics - Mechatronika 2014. IEEE, 2014, 2014. DOI: 10.1109/MECHATRONIKA.2014.7018334. ISBN 978-80-214-4816-2. Dostupné také z: http://ieeexplore.ieee.org/document/7018334/

[4] HANAKOVA, Lenka, Vladimir SOCHA, Lubos SOCHA, et al. Determining importance of physiological parameters and methods of their evaluation for classification of pilots psychophysiological condition. 2017 International Conference on Military Technologies (ICMT). IEEE, 2017, 2017. DOI: 10.1109/MILTECHS.2017.7988810. ISBN 978-1-5090-5666-8. Dostupné také z: http://ieeexplore.ieee.org/document/7988810/

[5] GANONG, William Francis. Přehled lékařské fyziologie. 20. vydání. Praha: Galén, 2005. str. 890. ISBN 80-7262-311-7.

[6] PENHAKER, M., M. ČERNÝ, L. MARTINÁK a J. SPIŠÁK. Biotelemetry system of humans. IFAC Proceedings Volumes. 2006. DOI: 10.1016/S1474-6670(17)30220-3. ISSN 14746670. Dostupné také z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1474667017302203

[7] HEŘMAN, Petr. Biosignály z pohledu biofyziky. 1. vydání. Praha:Petr Heřman – DÚLOS, 2006.

[8] PhDr. Jiří TYL. Biofeedback: O biofeedbacku. Dostupné z: http://www.biofeedback.cz/cs/co_je_biofeedback/

[9] SHAN, Gonbing, Jared EVANS a Shao-Tsung CHANG. DEVELOPMENT OF A REAL-TIME BIOFEEDBACK TOOL FOR MARTIAL ARTS COACHING PRACTICE. 33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, France. 2015.

[10] OPRŠAL, Ivo. BIOFEEDBACK: Historie, principy a aplikace. Mladá veda: Young Science. 2017. Dostupné také z: http://www.mladaveda.sk/casopisy/13/13_2017_22.pdf

[11] video Medicom MTD, 1992 Research and Development Company Biofeedback and neorofeedback equipment: Rehacor systém. Dostupné z: http://www.medicom-mtd.com/en/service/video_bfb.html

[12] KOPŘIVOVÁ, Jana, Martin BRUNOVSKÝ, Ján PRAŠKO a Jiří HORÁČEK. EEG biofeedback a jeho využití v praxi. Psychiatrie. 2008.

[13] EEG Biofeedback a jeho hlavní použití. Životní energie: jedině příroda ví, co chce [online]. 2007. Dostupné z: http://zivotni-energie.cz/eeg-biofeedback-a-jeho-hlavni-pouziti.html

[14] TROJAN, Stanislav, et al. Lékařská fyziologie. 4. vydání. Praha : Grada, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.

[15] Biofeedback Infocenter. Holisticonline.com [online]. Dostupné z: http://www.holisticonline.com/Biofeedback.htm

[16] ROKYTA, Richard. Fyziologie. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.

[17] MENZLOVÁ, M. Diagnostické možnosti prstové pletysmografie. Dermatologie pro praxi.2008, 2, s. 190-194, ISSN 1802-2960.

[18] Real-Time Data Processing. Techopedia [online]. Dostupné z: https://www.techopedia. com/definition/31742/real-time-data-processing

[19] ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM. Anatomie 3. 2., upr. a dopl vydání. Praha : Grada, 2004. 673 s. sv. 3. s. 44-50. ISBN 80-247-1132-X.

[20] SHAFFER, Fred a J. P. GINSBERG. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. Frontiers in Public Health. 2017. DOI: 10.3389/fpubh.2017.00258. ISSN 2296-2565. Dostupné také z: http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpubh.2017.00258/full

[21] G. F. Wilson and F Fisher, "The use of multiple physiological measures to determine flight segment in F4 pilots." Proceedings of IEEE 1990 National, vol. 2, pp. 859–861. May 1990 [Aerospace and Electronics Conference, 1990. NAECON 1990]

[22] M. A. Bonner and G. F. Wilson, "Heart rate Measures of flight test and evaluation," Int. J. Aviat. Psychol., vol. 12, no. 1, pp. 63–77, 2002.

[23] A. Haarmann, W. Boucsein and F. Schaefer, "Combining electrodermal responses and cardiovascular measures for probing adaptive automation during simulated flight," Appl. Ergon., vol. 40, no. 6, pp. 1026–1040, 2009.

[24] B. Johannes, V. Salnitski, H. Soll, M. Rauch and H.J. Hoermann, "Deindividualized psychophysiological strain assessment during a flight simulation test - Validation of a space

[25] VON BORELL, Eberhard, Jan LANGBEIN, Gérard DESPRÉS, et al. Heart rate variability as a measure of autonomic regulation of cardiac activity for assessing stress and welfare in farm animals — A review. 2007. DOI: 10.1016/j.physbeh.2007.01.007. ISSN 00319384. Dostupné také z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0031938407000157

[26] NISKANEN, Juha-Pekka, Mika P TARVAINEN, Perttu O RANTA-AHO a Pasi A KARJALAINEN. Software for advanced HRV analysis. DOI: 10.1016/j.cmpb.2004.03.004. Dostupné také z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260704000719

[27] VALENTOVÁ, Helena. Vliv přetížení na fyziologickou odpověď pilotů. ČVUT v Praze, 2008. Bakalářská práce. Dostupné také z: https://nit.felk.cvut.cz/~xnovakd1 /Projects/Lbnp/BP_Valentova_Helena.pdf

[28] ALMEIDA-SANTOS, Marcos Antonio, Jose Augusto BARRETO-FILHO, Joselina Luzia Menezes OLIVEIRA, Francisco Prado REIS, Cristiane Costa DA CUNHA OLIVEIRA a Antonio Carlos Sobral SOUSA. Aging, heart rate variability and patterns of autonomic regulation of the heart. Archives of Gerontology and Geriatrics. 2016. Dostupné také z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167494315300881

[29] İŞLER, Yalçın a Mehmet KUNTALP. Combining classical HRV indices with wavelet entropy measures improves to performance in diagnosing congestive heart failure. 2007. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2007.01.012. Dostupné také z: http://linkinghub.elsevier.com /retrieve/pii/S0010482507000285

[30] Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. American Heart Association Inc.; European Society of Cardiology. 1996. Dostupné také z: https://www.escardio.org/static_file/Escardio/Guidelines/Scientific-Statements/guidelines-Heart-Rate-Variability-FT-1996.pdf

[31] ZEMÁNEK, Ladislav. ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU POMOCÍ ENTROPIE. 2013. Diplomová práce. VUT v Brně.

[32] XHYHERI, Borejda, Olivia MANFRINI, Massimiliano MAZZOLINI, Carmine PIZZI a Raffaele BUGIARDINI. Heart Rate Variability Today. Progress in Cardiovascular Diseases. 2012. DOI: 10.1016/j.pcad.2012.09.001. ISSN 00330620. Dostupné také z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0033062012001703

[33] U. Rajendra Acharya, K. Paul Joseph, N. Kannathal a spol. Heart rate variability: a review. Medical and Biological Engineering and Computing. 2006. Dostupné také z: https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11517-006-0119-0

[34] CLIFFORD, Gari D. Signal Processing Methods for Heart Rate Variability. University of Oxford, 2002. Dostupné také z: https://pdfs.semanticscholar.org/9bd5/c7d88e26194 a5e806cc4f5219284c5d060c1.pdf

[35] Billman GE. The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. Front Physiol (2013) 4:26. doi:10.3389/fphys.2013.00026

[36] HRABĚ, Michal. Strategie zvládání stresu u studentů medicíny. Praha, 2010. Dostupné také z: https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/78622/. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, 3. lékařská fakulta. Vedoucí práce MUDr. Dagmar Schneidrová, CSc.

[37] SEPPÄLÄ, Santeri, Tomi LAITINEN, Mika P. TARVAINEN, Tuomo TOMPURI, Aapo VEIJALAINEN, Kai SAVONEN a Timo LAKKA. Normal values for heart rate variability parameters in children 6-8 years of age: the PANIC Study. Clinical Physiology and Functional Imaging. 2014. DOI: 10.1111/cpf.12096. Dostupné také z: http://doi.wiley.com/10.1111/cpf.12096

[38] ŠIKNER, Tomáš. ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU POMOCÍ DETRENDOVANÉ ANALÝZY FLUKTUACE. Diplomová práce: VUT v Brně, 2013. Dostupné také z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=64589

[39] PENG, C-K, HAUSDORFF, J. M. a GOLDBERGER, A. L. Fractal mechanisms in neural control: Human heartbeat and gait dynamics in health and disease. In: Walleczek J, ed. Nonlinear Dynamics, Self-Organization, and Biomedicine. Cambridge: Cambridge University Press, 1999

[40] Nařízení Evropského parlamentu a Rady (ES) č. 2016/2008: společná pravidla v oblasti civilního letectví a zřízení Evropské agentury pro bezpečnost letectví. Úřední věstník Evropské unie. Dostupné také z: https://eur-lex.europa.eu/legal-content/CS/TXT/?uri=CELEX:32008R0216

[41] Capitan Mark LINNEY. Alternative Training Qualification programme (ATQP). AIRCRAFT IT MRO. 2013. Dostupné z: http://www.evoke-systems.aero/wp-content/uploads/2013/02/ATQP-Article-Feb-2013.pdf

[42] European Aviation Safety Agency. European Plan for Aviation Safety: 2018 – 2022. Dostupné také z: https://www.easa.europa.eu/sites/default/files/dfu/EPAS_2018-2022%20v2.2.8%20for%20MB.pdf

[43] European Aviation Safety Agency. European Plan for Aviation Safety: 201 – 2020. Dostupné také z: https://www.easa.europa.eu/sites/default/files/dfu/EPAS%202016-2020%20FINAL.PDF

[44] FlexiGuard [online]. Dostupné z: http://flexiguard.cz

[45] SCHLENKER, Jakub, Vladimir SOCHA, Pavel SMRCKA, et al. FlexiGuard: Modular biotelemetry system for military applications. International Conference on Military Technologies (ICMT) 2015. IEEE, 2015, 2015. DOI: 10.1109/MILTECHS.2015.7153712. ISBN 978-8-0723-1977-0. Dostupné také z: http://ieeexplore.ieee.org/document/7153712/

[46] ANT Message Protocol and Usage [online]. Dynastream Innovations, 2007. Dostupné z: https://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/Nordic/ANT-UserGuide.pdf

[47] ADDISON, Paul S. The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance. Second Edition. 2017. ISBN 9781482251326.

[48] DEBNATH, Lokenath a Firdous SHAN. Wavelet Transforms and Their Applications. 2015. ISBN 978-0-8176-8418-1.

[49] Introduction to Wavelet Families. MathWorks [online]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html#f3-1009152

[50] GODFREY, A., R. CONWAY, D. MEAGHER a G. ÓLAIGHIN. Direct measurement of human movement by accelerometry. 2008. DOI: 10.1016/j.medengphy.2008.09.005. Dostupné také z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453308001653

[51] VLČKOVÁ, Eva, Josef BEDNAŘÍK, Šárka BURŠOVÁ, Kateřina ŠAJGALÍKOVÁ a Lenka MLČÁKOVÁ. Spektrální analýza variability srdeční frekvence - normativní data. Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie, Praha: Česká lékařská společnost J.E.Purkyně, 2010, ISSN 1210-7859.

[52] HARUŠTIAKOVÁ, Danka. Vícerozměrné statistické metody v biologii. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 978-80-7204-791-8.

[53] RNDr. Eva Janoušová a doc. RNDr. Ladislav Dušek, Dr. Pokročilé metody analýzy dat v neurovědách. Institut biostatiky a analýzy LF MU, 2016. Dostupné také z: http://slideplayer.cz/slide/12803948/

[54] The Normal Distribution. A-level Math Tutor [online]. [cit. 2018-05-22]. Dostupné z: http://www.a-levelmathstutor.com/stat-normal-distribution02.php

[55] Normalizace. Analýza genomických a proteomických dat: E-learning [online]. Institut biostatistiky a analýz Masarykovy univerzity v Brně. Dostupné z: http://telemedicina.med.muni.cz/genomic-proteomic-analysis/index.php?pg=e-learning--2-analyza-dat--2-2-analyza-vysokopokryvnych-genomickych -dat--2-2-1-dna-mikrocipy--2-2-1-6-normalizace

[56] WHITLEY, Elise a Jonathan BALL. Statistics review 6: Nonparametric methods. 2002. Dostupné také z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC153434/

[57] Keppel G, Wickens TD. Design and analysis: a researcher's handbook. 4th ed. New Jersey: Pearson Education Inc.; 2004.

[58] RANI DAS, Keya. A Brief Review of Tests for Normality. American Journal of Theoretical and Applied Statistics [online]. 2016, 5(1), 5- [cit. 2018-05-29]. DOI: 10.11648/j.ajtas.20160501.12. ISSN 2326-8999. Dostupné z: http://www.sciencepublishinggroup.com/journal/paperinfo?journalid=146&doi=10.11648/j.ajtas.20160501.12