



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA DOPRAVNÍ

Richard Ábela

**KVANTIFIKACE PSYCHOFYZIOLOGICKÉHO STAVU U
ŘÍDÍCÍCH LETOVÉHO PROVOZU**

Bakalářská práce

Studijní program: Technika a technologie v dopravě a spojích

Studijní obor: Letecká doprava

Vedoucí práce: doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.

Ing. Lenka Hanáková

Praha 2019



K621 **Ústav letecké dopravy**

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

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

Richard Ábela

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

B 3710 – LED – Letecká doprava

Název tématu (česky): **Kvantifikace psychofyziologického stavu u řídicích letového provozu**

Název tématu (anglicky): Quantification of Psychophysiological Condition in Air Traffic Controllers

Zásady pro vypracování

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

- Analýza současného stavu řešení uvedené problematiky
- Návrh nejvhodnějších metod pro hodnocení psychofyziologického stavu u řídicích letového provozu
- Aplikace navržených metod na reálná data z výcviku řídicích letového provozu a stanovení jejich vhodnosti
- Stanovení závěrů o vhodnosti monitorování psychofyziologické kondice u řídicích letového provozu na základě vypracované statistické analýzy a prezentovaných výsledků



- Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucích bakalářské práce
- Rozsah průvodní zprávy: minimálně 35 stran textu (včetně obrázků, grafů a tabulek, které jsou součástí průvodní zprávy)
- Seznam odborné literatury: Brookings, Jeffrey B., Glenn F. Wilson, and Carolyne R. Swain. "Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control."
Zeier, Hans. "Workload and psychophysiological stress reactions in air traffic controllers."

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

Datum zadání bakalářské práce: **19. října 2018**
(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

Datum odevzdání bakalářské práce: **26. srpna 2019**
a) datum prvního předpokládaného odevzdání práce vyplývající ze standardní doby studia a z doporučeného časového plánu studia
b) v případě odkladu odevzdání práce následující datum odevzdání práce vyplývající z doporučeného časového plánu studia

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



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

Potvrzuji převzetí zadání bakalářské práce.

Richard Ábela
jméno a podpis studenta

V Praze dne..... 19. října 2018

Čestné prohlášení

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

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

V Praze dne 23. srpna 2019



.....
Podpis

Pod'akovanie

Rád by som sa úprimne poďakoval vedúcim bakalárskej práce doc. Ing. Bc. Vladimírovi Sochovi, Ph.D. a Ing. Lenke Hanákovej za cenné odborné rady, ktoré mi poskytovali počas písania tejto práce.

Abstrakt

Práca riadiaceho letovej prevádzky je považovaná za psychicky náročnú a stresujúcu. Pre úspešné zvládnutie výberového konania na túto profesiu je potrebné absolvovať psychologicko-kognitívne testy, ktoré skúmajú okrem iného aj odolnosť a vytrvalosť jednotlivých kandidátov. Dôvodom tohoto faktu je predovšetkým prevencia zlyhania ľudského faktora, ktoré by mohlo zapríčiniť ohrozenie bezpečnosti s fatálnymi následkami. Napriek prísnyim kritériám výberu však nie je možné zabezpečiť stopercentnú záruku neustálej psychickej odolnosti, ktorá sa často mení napríklad v súvislosti so zdravotným stavom, alebo aktuálnym emočným rozpoložením. Táto práca sa zaoberá sledovaním vplyvu zvýšenej pracovnej záťaže na výkon profesie riadiaceho letovej prevádzky, a kladie si za cieľ stanoviť vhodnú metódu analýzy, spracovania a prezentácie výsledkov takéhoto pozorovania. Využitá je pritom overená a spoľahlivá metóda analýzy variability srdcovej frekvencie, ktorá v posledných rokoch zaznamenáva nárast popularity nielen v jednotlivých medicínskych oboroch, ale aj pri hodnotení psychofyziologického stavu človeka.

Kľúčové slová: riadiaci letovej prevádzky, psychofyziologický stav, analýza, variabilita srdcovej frekvencie, autonómny nervový systém

Abstract

The work of the air traffic controller is considered to be mentally demanding and stressful. In order to successfully manage the selection process for this profession, it is necessary to pass psychological-cognitive tests, which examine, among other things, the resilience and persistence of individual candidates. The main reason for this is the prevention of human factor failure, which could cause a safety threat with fatal consequences. Despite the strict selection criteria, it is not possible to guarantee a 100 % psychological resistance, which often changes, e.g. in connection with the health condition or the current emotional state. This work deals with monitoring the impact of increased workload on the performance of the air traffic controller and aims to establish an appropriate method for data analysis and processing as well as presenting the results of such observation. A proven and reliable method for analyzing heart rate variability has been utilized for study purposes. This method based on frequency analysis of heart rate variability is currently used not only in individual medical fields, but also in the evaluation of human psychophysiological state.

Keywords: air traffic controller, psycho-physiological condition, analysis, heart rate variability, autonomic nervous system

Obsah

1. Úvod	1
2. Analýza súčasného stavu	3
3. Teória	6
3.1 Nervová sústava	6
3.1.1 Autonómna nervová sústava	6
3.1.2 Vplyv záťaže a stresu na ľudské telo	7
3.2 Srdce	8
3.2.1 Srdcová frekvencia	10
3.2.2 Variabilita srdcovej frekvencie	11
3.2.3 Elektrokardiografia	12
3.3 Časová analýza HRV a Poincarého mapa	14
3.4 Spektrálna analýza HRV	16
3.4.1 Rýchla Fourierova transformácia	16
3.4.2 Autoregresná metóda	20
3.4.3 Welchova metóda	20
3.4.4 Lombov periodogram	21
3.4.5 Vlnková transformácia	22
3.5 Nelineárne metódy	22
3.5.1 Detrendovaná fluktučná analýza	23
3.5.2 Vzorková entropia	24
4. Metodika výskumu	26
4.1. Popis a priebeh experimentu	26
4.2. Popis prístroja	27
5. Výsledky	29
5.1. Spracovanie výsledkov	29
5.1.1 Friedmanov test	29
5.1.2 Tukeyov test	30
5.2. Prezentácia výsledkov	31
5.2.1 Parameter 1	32
5.2.2 Parameter 2	34
5.2.3 Parameter 3	36
5.2.4 Parameter 4	38
5.2.5 Parameter 5	40
5.2.6 Parameter 6	42
5.2.7 Parametre 7 a 8	44
6. Diskusia	47
7. Záver	48
Zoznam použitej literatúry	50

Zoznam použitých skratiek

ANS	Autonómny nervový systém
ApEn	Približná entropia (Approximate Entropy)
EKG	Elektrokardiogram
FFT	Rýchla Fourierova transformácia (Fast Fourier Transformation)
HF	Vysoká frekvencia (High Frequency)
HRV	Variabilita srdcovej frekvencie (Heart Rate Variability)
LF	Nízka frekvencia (Low Frequency)
RLP	Riadenie letovej prevádzky
SAHRV	Spektrálna analýza variability srdcovej frekvencie
SampEn	Približná entropia (Sample Entropy)
ULF	Ultra nízka frekvencia (Ultra Low Frequency)
VLF	Veľmi nízka frekvencia (Very Low Frequency)

Zoznam tabuliek

Tabuľka 1	Prehľad hodnotených parametrov spektrálnej analýzy
Tabuľka 2	Charakter signálu zodpovedajúci príslušným hodnotám škálovacieho koeficientu
Tabuľka 5.1	Multikomparatívna analýza parametra pVLF
Tabuľka 5.2	Multikomparatívna analýza parametra pLF
Tabuľka 5.3	Multikomparatívna analýza parametra pHF
Tabuľka 5.4	Multikomparatívna analýza parametra aLF
Tabuľka 5.5	Multikomparatívna analýza parametra pVLF
Tabuľka 5.6	Multikomparatívna analýza parametra pLF
Tabuľka 5.7	Multikomparatívna analýza parametra α_1
Tabuľka 5.8	Multikomparatívna analýza parametra α_2

Zoznam obrázkov

Obrázok 1	Rozmiestnenie EKG zvodov
Obrázok 2	Priebeh EKG krivky
Obrázok 3	Zjednodušený princíp FFT
Obrázok 4	Lombov periodogram
Obrázok 5	Prístroj VLV-LAB
Obrázok 5.1	Grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pVLF
Obrázok 5.2	Grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pLF
Obrázok 5.3	Grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pHF
Obrázok 5.4	Grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra aLF
Obrázok 5.5	Grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pVLF
Obrázok 5.6	Grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pLF
Obrázok 5.7	Grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra α_1
Obrázok 5.8	Grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra α_2

Zoznam grafov

Graf 5.1	Pribeh parametra pVLF
Graf 5.2	Pribeh parametra pLF
Graf 5.3	Pribeh parametra pHF
Graf 5.4	Pribeh parametra aLF
Graf 5.5	Pribeh parametra pVLF
Graf 5.6	Pribeh parametra pLF
Graf 5.7	Pribeh parametra α_1
Graf 5.8	Pribeh parametra α_2

1. Úvod

Neustále zvyšovanie bezpečnosti je jednou z najväčších výziev v oblasti leteckej dopravy. Dlhodobý trend vývoja počtu tragických nehôd lietadiel je síce klesajúci [1], avšak štatistické údaje hovoria o tom, že veľká časť z nich je spôsobená zlyhaním ľudského faktora. Pod pojmom ľudský faktor si môžeme predstaviť súbor vlastností a schopností človeka, posudzovaných predovšetkým z psychologického a fyziologického hľadiska, ktoré v danej situácii určitým spôsobom ovplyvňujú jeho výkonnosť, efektivitu a spoľahlivosť [2]. Význam ľudského faktora v leteckej doprave je vzhľadom k uvedeným štatistikám nespochybniteľný a zaoberá sa ním veľké množstvo odborných štúdií a výskumov. Dôraz býva kladený predovšetkým na pilotov, ktorí majú priamu zodpovednosť za životy desiatok až stoviek cestujúcich, a ich zlyhanie môže mať fatálne následky. O tom svedčí aj niekoľko tragických nehôd za posledné roky, ktoré boli zapríčinené práve chybou pilota v dôsledku rôznych okolností. Okrem pilotov je však mimoriadne dôležitou súčasťou bezpečnosti leteckej dopravy aj pracovisko riadenia letovej prevádzky. To má na starosti najmä zabezpečenie rozstupov medzi lietadlami, navigáciu po letových tratiach a riadenie príletov a odletov na letiskách. Výkon práce riadiaceho letovej prevádzky je spojený s potrebou neustálej bdlosti, ostražitosti a precíznosti človeka. Pracovné podmienky sú tomu prispôsobené formou prestávok po každých dvoch odpracovaných hodinách, snahou o dosiahnutie potrebného komfortu na pracovisku, alebo pracovnými benefitmi podporujúcimi dobrý zdravotný aj psychický stav zamestnancov. Vysoké nároky a prísne hodnotiace kritériá sprevádzajú riadiacich letovej prevádzky už od procesu výberového konania a výcviku, aby tak bol v čo najvyššej možnej miere dosiahnutý výber správnych kandidátov s veľkou mierou odolnosti voči stresu. Napriek tomu sa však chyby a zlyhania ľudského faktora nevyhýbajú ani tejto profesii. Dôkazom o tom je napríklad tragická nehoda, ku ktorej došlo v júni 2002 nad Bodamským jazerom v Nemecku. Pri zrážke dvoch lietadiel letiacich v rovnakej letovej hladine prišlo o život 71 ľudí vinou viacerých chýb na strane švajčiarskej spoločnosti Skyguide zabezpečujúcej riadenie letovej prevádzky. Riadiaci, ktorý bol v čase nehody v práci, mal sám na starosti príliš veľké množstvo lietadiel a neskoro zareagoval na hroziace nebezpečenstvo. Nehode síce mohli zabrániť aj piloti, avšak súd v roku 2007 rozhodol o zodpovednosti zamestnancov RLP z dôvodu nedôslednosti a nedostatočného plnenia pracovných povinností.

Z uvedeného vyplýva, že dobrý psychický, resp. psychofyziologický stav riadiacich letovej prevádzky je kľúčovým predpokladom pre minimalizáciu chýb pri výkone ich práce. Aby zlyhanie ľudského faktora nespôsobilo ohrozenie bezpečnosti, musí byť vytvorenie priaznivých pracovných podmienok jednou z priorít podnikov zabezpečujúcich RLP. Tieto podmienky je možné dosiahnuť okrem iného aj rovnomerným rozdelením pracovnej záťaže medzi riadiacich, a takisto sledovaním a vyhodnocovaním ich reakcií na mimoriadne, či stresové situácie spôsobené nepredvídateľnými okolnosťami.

K najpresnejším metódam merania, i.e. kvantifikácie reakcií tela na takéto situácie patrí analýza variability srdcovej frekvencie (heart rate variability, HRV). Viaceré metódy analýzy HRV sa už niekoľko desaťročí používajú v medicíne, predovšetkým v kardiológii a neurológii pri diagnostike rôznych patologických stavov. Miera HRV je závislá nielen od aktuálneho zdravotného stavu, vykonávanej činnosti, alebo dýchania, ale aj od neovplyvniteľných faktorov ako je vek, príp. genetická predispozícia [3].

Predložená bakalárska práca sa zaoberá spracovaním a vyhodnotením výsledkov HRV z experimentálneho merania aktivity srdca metódou elektrokardiografie. Tohoto výskumu sa zúčastnili štyria dobrovoľní riadiaci letovej prevádzky, ktorí podstúpili päť simulovaných cvičení s rôznou mierou obtiažnosti. Miera náročnosti cvičení kontinuálne stúpala od prvého až po štvrté cvičenie, po ktorom nasledovalo mierne ľahšie piate. Všetky cvičenia zahŕňali situácie z reálnej praxe, s ktorými sa riadiaci môžu stretnúť počas výkonu svojej práce a mali by byť pripravení na ne adekvátne reagovať. Zámerom bolo zistiť, či namerané dáta korešpondujú s predpokladanou aktivitou autonómneho nervového systému, ktorý zodpovedá za reguláciu procesov pri zvýšenej záťaži organizmu. Z výsledných dát potom vyplynie, či je táto metóda vhodná na monitorovanie vplyvu stresu na psychofyziologický stav človeka.

2. Analýza súčasného stavu

Rozvoj analýzy variability srdcovej frekvencie ako klinickej metódy je spojený s menami Edward H. Hon a Stanley T. Lee, ktorí v roku 1965 popísali HRV na zázname fetálnej srdcovej frekvencie [4], a zároveň zistili, že určitému nebezpečenstvu poškodenia plodu predchádzali pred očakávanými zmenami v tepovej frekvencii zmeny práve vo variabilite srdcovej frekvencie. Jednalo sa o prvé uznanie klinickej relevantnosti HRV. Osemdesiate roky 20. storočia sú spojené s rozvojom techniky meraní a zavádzaním HRV do klinickej praxe. V roku 1981 začal Akselrod [5] ako prvý na meranie HRV používať spektrálnu analýzu, ktorá je dodnes najrozšírenejšou metódou. Zároveň sa začali používať krátkodobé záznamy HRV v dĺžke pod 10 minút [6]. Prelomovou sa dá nazvať štúdia [7], ktorú uskutočnil Kleiger v roku 1987. V tej preukázal, že u pacientov so zníženou variabilitou frekvencie srdca po infarkte myokardu existuje viac než pätnásobne vyššie riziko mortality [7]. Aj táto štúdia bola podnetom pre pracovnú skupinu s názvom „Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology“, ktorá v roku 1996 vydala článok [8], ktorý je dodnes jedným zo základných dokumentov komplexne popisujúcich metodiku merania HRV. Sú v ňom stanovené minimálne technické požiadavky, definície, rozsah výkonových pásiem vo frekvenčnej oblasti a odporúčania, ako vykonávať klinické štúdie, výskum a vyšetrenia pacientov pomocou HRV [6]. V roku 2010 spracovali autori z neurologickej kliniky FN Brno štúdiu [9], v ktorej sa pokúsili stanoviť normatívne hodnoty spektrálneho výkonu nízko- (low frequency, LF) a vysokofrekvenčného (high frequency, HF) pásma a ich vzájomného pomeru (LF/HF). Spektrálnou analýzou HRV (SAHRV) hodnotili dáta namerané na 167 dobrovoľníkoch a prišli k záveru, že výkonová spektrálna hustota LF aj HF signifikantne negatívne korelovala s vekom účastníkov. Pomer LF/HF sa štatisticky významne odlišoval na základe pohlavia – vyššie výsledky boli namerané u mužov. Vplyv veku na tento parameter však nebol preukázaný ako štatisticky signifikantný. Zo štúdie vyplynulo, že normatívne dáta pre jednotlivé parametre spektrálnej analýzy HRV je nutné vekovo stratifikovať. Zistená bola veľmi vysoká interindividuálna variabilita hodnôt pre všetky parametre spektrálneho výkonu. Tento fakt bol preukázaný aj viacerými staršími štúdiami, napríklad od J. Zhanga v roku 2007 [10]. Štúdií, ktoré by prezentovali overené a spoľahlivé normatívne, resp. limitné hodnoty jednotlivých parametrov SAHRV je však minimum, čo komplikuje validitu celej metodiky [9].

Hodnotenie psychofyziologického pracovného zaťaženia riadiacich letovej prevádzky bolo predmetom niekoľkých štúdií, ktoré využívali rôzne metódy zberu a vyhodnocovania dát. Boli skúmané buď objektívne aspekty zvýšenej náročnosti práce, i.e. náhle zvýšený počet riadených lietadiel, príp. vzniknutá krízová situácia, alebo subjektívne faktory ako je aktuálny psychofyziologický stav riadiaceho a jeho vplyv na pracovné výkony.

V štúdií [11] bola navrhnutá metóda „odhadu duševného zaťaženia“ s cieľom zohľadniť tak spomenuté objektívne parametre, ako aj dodatočnú záťaž vyvolanú časovým tlakom na správne riešenie vzniknutých situácií. V rámci merania bol vytvorený parameter TLI (traffic load index) slúžiaci na identifikáciu časových hraníc, počas ktorých sa mohla vyskytnúť dodatočná zvýšená záťaž. Tá bola následne kvantifikovaná podľa aktuálnej situácie v leteckej prevádzke. Index bol vyvinutý na základe analýzy 25-hodinového záznamu radarových relácií zahŕňajúcich 25 profesionálnych riadiacich letovej prevádzky na významnom letisku. Výsledky boli potom porovnané s jednoduchým objektívnym indexom (počet lietadiel) a subjektívnym hodnotením pracovnej záťaže tzv. test NASA - TLX. Jedná sa o dotazník vyplňovaný ihneď po dokončení úlohy a skladá sa zo šiestich hodnotených faktorov: mentálna náročnosť, fyzická náročnosť, časová náročnosť, výkon, snaha a úroveň frustrácie. U všetkých testovaných subjektov bola preukázaná lepšia korelácia medzi TLI a pracovnou záťažou, ktorú probandi sami hodnotili, ako pre samotný počet lietadiel. Z riadiacich, ktorí hodnotili viac ako jednu úroveň pracovného zaťaženia prostredníctvom testu TLX, vykazovalo 77,8 % lepšiu koreláciu medzi TLI a TLX než medzi N (počet lietadiel) a TLX. Bolo zistené, že odhad pracovného zaťaženia by mal spájať objektívnu pracovnú záťaž a aj jej subjektívne hodnotenie.

Aktuálna štúdia z februára 2019 [12] sa zamerala na letiskových riadiacich letovej prevádzky. Cieľom bolo zhodnotiť kardiovaskulárne parametre, pri ktorých by bolo možné rozlišovať situáciu s rôznymi objemami dopravy, príp. mimoriadnou udalosťou. Na vzorke 21 subjektov boli počas interaktívnej simulácie testované záťažové situácie pomocou dvoch nezávislých parametrov: objem dopravy a výskyt žiadosti o prioritný let. Skúmanými parametrami, ktoré by mali registrovať zvýšenú záťaž boli srdcová frekvencia, spektrálne výkony v nízkofrekvenčnom a vysokofrekvenčnom pásme a ich pomer. Srdcová frekvencia bola jediným parametrom, ktorý bol schopný výrazne rozlišovať medzi simuláciami s minimálnym a vysokým objemom letovej prevádzky, zatiaľ čo účinok žiadosti o prioritný let zostal spochybniteľný. Nebola identifikovaná žiadna významná interakcia medzi objemom dopravy a žiadosťou o prioritu pre ktorýkoľvek z meraných parametrov [12].

Časopis International Journal of Environmental Research and Public Health uverejnil v máji 2018 štúdiu [13], od kolektívu autorov z univerzity v Porte. Cieľom bolo lepšie porozumieť účinku stresu na kognitívnu výkonnosť a zistiť či tento účinok súvisí s autonómnou odpoveďou na stres. Ako testovacia platforma bol využitý Trierov sociálny stresový test (TSST) spolu s reakčnou časovou úlohou s 2 možnosťami. Vzhľadom k povahe a významu práce riadiacich letovej prevádzky a skutočnosti, že sú vystavení vysokým úrovňam stresu, bola táto štúdia vykonaná na vzorke 11 pracovníkov. Použitím jednozvodového elektrokardiografu boli namerané dáta, z ktorých následne vyhodnotili variabilitu srdcovej frekvencie. Subjektívne meranie vnímaného stresu bolo vykonané pomocou metódy vizuálnej analógovej škály. Vplyvom TSST boli zistené štatisticky významné zmeny v priebehu niektorých parametrov časovej a spektrálnej analýzy HRV – mean NN, SDNN, rMSSD, pNN20 a LF/HF (bližšie popísané v kapitole 3.3). a tiež subjektívne hodnotenej miere stresu. Hoci tieto krátkodobé zmeny v HRV vykazovali tendenciu sa časom normalizovať, zhoršenie kognitívnej výkonnosti bolo evidentné. Napriek tomu, že reakčné časy účastníkov boli nižšie, presnosť sa výrazne znížila a to spôsobilo vykonanie viacerých chýb po akútnej stresovej udalosti. Výsledky môžu tiež poukázať na dôležitosť vývoja kvantifikovaných zariadení na ochranu zdravia pri práci (qOHealth), ktoré umožňujú sledovanie stresových reakcií [13].

Na pôde univerzity vo Verone bola v roku 1993 vykonaná štúdia [14], ktorá však hodnotila iba zmeny samotnej srdcovej frekvencie a nie jej variabilitu. Záverom štúdie bolo, že tepová frekvencia vykazovala u všetkých meraných subjektov konštantné priemerné hodnoty a zvýšila sa iba v ojedinelých prípadoch, ktoré však boli spôsobené inými stresovými situáciami, než hustotou riadenej letovej prevádzky.

V ďalších prácach [15,16] sa autori zaoberali kritickými stresujúcimi udalosťami pri výkone profesie riadiaceho letovej prevádzky. Popisovali, analyzovali a spracovávali špecifické príčiny výskytu stresových situácií pri práci RLP a venovali sa tiež programu zvládania stresu pri kritických udalostiach (Critical Incident Stress Management, CISM), jeho úspešnosti v rámci podniku ŘLP ČR a potenciálu jeho ďalšieho vývoja. Praktické časti týchto prác však boli realizované len nepriamo formou dotazníkov, ankiet a analýz zistených informácií. Nebolo uskutočnené žiadne objektívne meranie vplyvu stresu prostredníctvom medicínsko-technických zariadení.

3. Teória

3.1 Nervová sústava

Nervová sústava je najzložitejšou sústavou ľudského tela, ktorej úlohou je predovšetkým zabezpečenie integrity celého organizmu a jeho správne fungovanie. To realizuje na základe monitorovania vnútorného prostredia organizmu, stavu a funkcií jednotlivých orgánov a tkanív, a tiež prostredníctvom adekvátnych reakcií na podnety vonkajšieho prostredia. Reguluje a koordinuje funkcie všetkých orgánových sústav, tkanív a buniek a zabezpečuje aj špecifické mentálne funkcie a intelektové vlastnosti ako napr. reč, pamäť, myslenie, emócie a pod., ktoré sú jedinečné pre každého človeka [17]. Základnou morfológickou a funkčnou jednotkou nervového systému je neurón, ktorý sa skladá z tela obsahujúceho jadro bunky a tenkých výbežkov siahajúcich do veľkej vzdialenosti. Touto výrazne asymetrickou stavbou sa líši od väčšiny ostatných buniek ľudského organizmu [17,18]. Nervovú sústavu delíme na centrálnu (miecha a mozog), periférnu (hlavové a miechové nervy) a autonómnu [17].

3.1.1 Autonómna nervová sústava

Autonómny, nazývaný tiež vegetatívny nervový systém inervuje hladké svalstvo ciev, tráviaceho systému, močového mechúra, dolných dýchacích ciest, srdcový sval, potné, tráviace a slzné žľazy. Reguluje činnosť vnútorných orgánov nezávisle od vôle človeka, ktoré dokáže veľmi rýchlo v prípade potreby aktivovať a má výrazný podiel na mechanizmoch udržiavajúcich stabilitu vnútorného prostredia. Rozdeľuje sa na sympatickú a parasympatickú časť, ktoré majú antagonistické, i.e. opačné pôsobenie [18]. Sympatikus sa aktivuje väčšinou pri situáciách spojených s predpokladaným vysokým výdajom energie, pri vážnom ohrození a v stave núdze. Organizmus je tak pripravený na boj, alebo útek, a to prostredníctvom zrýchlenej srdcovej činnosti, zrýchleného dýchania, zvýšeným krvným tlakom, alebo rozšírením očných zreníc [17]. Parasympatikus sa naopak uplatňuje pri spánku a pokojových situáciách, resp. pri prechode organizmu zo stavu záťaže do stavu relaxácie, čím reguluje činnosť sympatiku a vracia hodnoty aktivity srdca a dýchania na normálnu úroveň [17,18]. Jeho významnou súčasťou je blúdivý nerv (nervus vagus), obsahujúci senzitivne aj motorické vlákna, ktorý vedie parasympatické vlákna k orgánom hrudnej a brušnej dutiny. Uvádza sa, že až 75 % všetkých parasympatických vlákien sa nachádza práve v blúdivom nerve [18]. Práve preto býva aktivita parasympatiku často označovaná aj ako vagová aktivita.

Nervová regulácia kardiovaskulárneho systému je zabezpečovaná súhrou vplyvov sympatickej a parasympatickej časti autonómneho nervového systému, pričom základným princípom je ich rovnováha. Aktivácia jednej časti teda za normálnych okolností znamená inhibíciu druhej a naopak, pričom táto reciprocita by mala byť za bežných fyziologických okolností vždy prítomná. Senzitívnym parametrom schopným reflektovať reguláciu srdcovej aktivity autonómny nervový systémom je variabilita srdcovej frekvencie [18, 24].

3.1.2 Vplyv záťaže a stresu na ľudské telo

Vo všeobecnosti predstavuje stres súbor psychických a fyzických reakcií organizmu na vnútorné, alebo vonkajšie podnety narušujúce a ohrozujúce stabilizovaný chod jeho funkcie. Stres je teda prirodzenou reakciou ľudskej mysle a tela na vplyvy a podnety ktoré ho spôsobujú, nazývané stresory. Pokiaľ vystavenie zvýšeným nárokom nad obvyklú mieru neprekročí fyziologické medze, stresovú reakciu nevyvolá. V tomto prípade sa jedná o situácie, ktoré organizmus zvláda mobilizáciou svojich rezerv a reaguje v rámci rozmedzí pásma psychofyziologických adaptačných pochodov. Hovoríme vtedy o záťaži a záťažových vplyvoch [19, 20].

Stresory spúšťajú stereotypnú, geneticky zakódovanú poplachovú reakciu, pripravujúcu organizmus na útok alebo útek. Z vývojového hľadiska teda stres slúži k maximalizácii mobilizácie organizmu v podmienkach ohrozenia. V štádiu poplachovej reakcie je organizmus podnecovaný k vylučovaniu hormónov, zvyšuje sa hladina cukru v krvi a mení sa dychová a srdcová frekvencia. Po poplachovej fáze nasleduje fáza rovnovážna, resp. rezistentná. Vtedy je organizmus schopný kompenzovať pôsobenie stresoru a pokiaľ príde k ukončeniu jeho pôsobenia a vyriešeniu situácie, vracia sa do normálneho stavu, pričom regeneruje poškodenia stresom spôsobené. Ak stres pokračuje a pretrváva dlhšie, telo sa pokúša so stresormi vyrovnáť a udržiavať úroveň aktivácie a stav pohotovosti. V tomto prípade je poslednou fázou fáza vyčerpania, pri ktorej dochádza k zlyhaniu. V prípade že je vyčerpanie dočasné, ovplyvňuje len špecifické časti organizmu v závislosti na konkrétnom stresore. Kombinácia dlhotrvajúcej rezistencie a vyčerpania bez zmeny však spôsobuje riziko tzv. chronického stresu a s tým súvisiacich ochorení, následkom čoho môže byť aj smrť [19, 20].

Intenzita stresu je daná pomerom záťaže k aktuálnej výkonnosti človeka a rezervnej kapacite jeho organizmu. V rovnakej situácii je teda reakcia človeka individuálne odlišná a nemožno ju všeobecne predpovedať. Úspešné vyriešenie stresovej situácie znižuje mieru stresu pri jej opakovanom výskyte. Určitý stupeň stresu je súčasťou každodenného života všetkých ľudí a nemusí mať pritom negatívny účinok. Pri miernom pôsobení dokáže stres zvýšiť výkonnosť človeka, zlepšiť vnímanie, bdelosť a pozornosť. Človek následne môže podávať lepšie fyzické aj mentálne výkony. V určitom bode však nastáva nepriama úmernosť a zvyšujúca sa úroveň stresu opäť výkonnosť zhoršuje a spôsobuje pokles pozornosti a chybné reakcie [19, 20].

Účinok stresu spôsobuje aktiváciu autonómneho nervového systému, ktorého zložky následne ovplyvňujú činnosť srdca. Základným a najčastejšie používaným parametrom, ktorý tieto zmeny odráža je srdcová frekvencia [19, 20].

3.2 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán tvaru nepravidelného kužela o veľkosti približne ľudskej päste a hmotnosti asi 250 – 350 g. Je uložené v osrdcovníku a nachádza sa v hrudnom koši za hrudnou kosťou medzi pľúcami. Funguje ako kontinuálne pracujúca pumpa, ktorá neprestajne prečerpáva krv v cievnach a zabezpečuje tým výživu a výmenu látok v tkanivách. Je anatomicky a funkčne rozdelené na 4 časti: pravú predsieň, pravú komoru, ľavú predsieň a ľavú komoru. Z histologického hľadiska je srdcová stena tvorená tromi vrstvami, ktoré sa nazývajú endokard, epikard a myokard [21, 22, 23].

Pravá predsieň je tenkostenná dutina srdca, do ktorej sa dostáva odkysličená krv z celého tela prostredníctvom hornej a dolnej dutej žily. Pravá komora je hrubostenná dutina srdca, čerpajúca odkysličenú krv zo srdca do pľúc. Ľavá predsieň je tenkostenná dutina, ktorá dostáva okysličenú krv prostredníctvom štyroch pľúcnych žíl z pľúc a ľavá komora je hrubostenná dutina a zároveň najmohutnejšia dutina srdca, vypudzujúca okysličenú krv do celého tela. Pravá a ľavá strana srdca sú oddelené srdcovými priehradkami (septami) - predsieňovou a komorovou. Medzi predsieňami a komorami sa nachádzajú cípovité chlopne - vpravo trojcípa (trikuspidálna) a vľavo dvojcípa (mitrálna). Medzi komorami a veľkými tepnami (aortou a pľúcnicou) sa nachádzajú polmesiačikové (semilunárne) chlopne. Chlopne umožňujú prúdenie krvi jedným smerom a zabraňujú spätnému toku [21, 22, 23].

Činnosť srdca je tvorená systolou (zmrštenie, sťah) a diastolou (uvoľnenie, ochabnutie). Pri diastole predsieni sa predsieni postupne plnia krvou zo štyroch pľúcnych žíl a z hornej a dolnej dutej žily. Keď sa predsieni naplnia krvou, zvýši sa v nich tlak, ktorý spôsobí, že sa cípy cípovitých chlopní prehnú smerom do komôr, čím sa od seba vzdialia. Takto sa chlopne otvoria a krv prúdi z predsieni do komôr - toto vyvrhnutie krvi cez mitrálnu a trikuspidálnu chlopňu sa nazýva systola predsieni. Po odtečení krvi klesne tlak v predsieniach a chlopne sa uzatvoria. Po systole predsieni nastáva systola komôr – v komorách sa po naplnení krvou zvýši tlak, otvoria sa polmesiačikovité chlopne a krv sa vypudí cez pľúcnu a aortálnu chlopňu do veľkých tepien. Po systole komôr nasleduje diastola komôr, keď komory ochabujú a pľúcna a aortálna chlopňa sa uzatvárajú. Pri kontrakciách (úderoch) sa hrot srdca dvíha a naráža na stenu hrudníka, preto úder srdcového hrotu možno hmatať pomocou priloženia dlane na hrudník v oblasti jeho uloženia. Srdce pumpuje okolo 5 litrov krvi za minútu, pričom sa stiahne asi 72-krát [21, 22, 23].

Krvný obeh predstavuje sústavu ciev, ktoré zabezpečujú cirkuláciu krvi. Prvým typom je pľúcny obeh, tzv. malý, ktorý odvádza odkysličenú krv do pľúc, kde sa okysličuje. Začína v pravej komore, odkiaľ sa pri systole vypudí krv do pľúcnej tepny. Tá sa rozvetvuje na vlásoknice (kapiláry), omotávajúce pľúcne mechúriky, do ktorých sa uvoľní oxid uhličitý a z nich sa do krvi cez vlásoknice dostáva kyslík. Z pľúc ide okysličená krv cez štyri pľúcne žily do ľavej komory. Druhý typ krvného obehu - telový (veľký) rozvádza okysličenú krv do celého tela a privádza odkysličenú krv z tela späť do srdca. Začína v ľavej komore, odkiaľ sa okysličená krv pri systole komôr vypudí aortou do celého tela. V kapilárnej sieti dochádza k odovzdaniu kyslíka tkanivám výmenou za oxid uhličitý. Odkysličenú krv zbierajú žily z celého tela, ktoré sa spájajú do väčších a väčších ciev až nakoniec vytvárajú hornú a dolnú dutú žilu. Tie napokon ústia do pravej predsieni, kam privádzajú odkysličenú krv z celého organizmu [21, 22, 23].

Prevodový systém srdca zaisťuje správnu funkciu srdca ako pumpy. Automaticky a pravidelne vytvára signály, riadiace sťahy srdcovej svaloviny. Prevodový systém srdca tvoria špecializované bunky, v ktorých vzniká a je vedený vzruch - elektrický impulz. Vzruch vyvolávajúci srdcovú činnosť vzniká za normálnych okolností v pravej predsieni a označuje sa ako sinoatriálny (SA) uzol, je tzv. primárnym pacemakerom. Počet vzruchov generovaných v SA uzle za minútu preto odpovedá srdcovej frekvencii. Tento rytmus sa označuje ako sínusový. Elektrické vzruchy sa šíria viacerými dráhami do predsieni a ďalej na predsieňovo-komorový uzol (atrioventrikulárny, AV).

Ten umožňuje prenos vzruchu z predsiení na komory. Z neho vychádza Hissov (predsieňovo-komorový) zväzok, ktorý sa v medzikomorovej priehradke delí na pravé a ľavé Tawarovo ramienko. Pomocou ramienok sa šíria vzruchy do pravej a ľavej komory. Ramienka smerujú ku hrotu srdca a rozvetvujú sa do siete Purkyňových vlákien, ktoré rozvádzajú vzruchy na svalovinu komôr – pracovný myokard. Prevodový systém srdca má 3 základné vlastnosti: autonómiu (nezávislosť) – autonómny nervový systém reguluje len frekvenciu sťahov a nie sťahy samotné, takže jednotlivé kontrakcie vznikajú v samotnom srdci nezávisle na centrálnom nervovom systéme; automáciu (samočinnosť) – srdce je schopné vytvárať samočinne pravidelne sa opakujúce podnety k vlastnej kontrakcií a rytmicitu (pravidelnosť) – podnety ku kontrakcií vytvára srdce pravidelne s určitou frekvenciou [21, 22, 23].

3.2.1 Srdcová frekvencia

Hodnotením rytmu srdca sa dajú určiť štyri základné veličiny [24]:

Vnútoraná frekvencia srdca, ktorá je závislá na elektrofyziologických vlastnostiach buniek sinoatriálneho uzlu, a nie je teda ovplyvnená autonómny nervový systémom. Určuje sa po blokácii vplyv sympatiku a parasimpatiku v srdci a poskytuje tak popri základných charakteristikách porovnaním stavu pred blokádou aj informáciu o aktivite regulačných mechanizmov prostredníctvom autonómneho nervového systému. Hodnota vnútornej frekvencie klesá s vekom [24].

Priemerná srdcová frekvencia patrí medzi najstaršie a najpoužívanejšie ukazovatele srdcovej činnosti. Poskytuje dôležitú informáciu o aktuálnom fyziologickom resp. patofyziologickom stave organizmu a je závislá od veku, pohlavia, zdravotného stavu, trénovanosti, atď. U dospelých jedincov sa za bežnú hodnotu považuje interval približne 60–90 tepov za minútu, avšak hranice tohto intervalu sú predmetom diskusií a zaoberali sa nimi viaceré štúdie [25, 26]. Hodnoty pod touto hranicou sa označujú ako bradykardia. Jej príčinou môže byť zvýšenie aktivity parasimpatiku, prípadne zníženie aktivity sympatiku. Často sa vyskytuje u športovcov ako efekt adaptácie organizmu na opakovanú fyzickú záťaž. Môže však byť aj príznakom niektorých ochorení. Hodnoty nad 90 tepov za minútu sa označujú ako tachykardia. Jedná sa o kompenzačnú reakciu srdca na rôzne podnety a u zdravých jedincov sa vyskytuje pri fyzickej, duševnej, prípadne emocionálnej záťaže ako dôsledok potreby zvýšenia minútového srdcového výdaja pre dostatočné zásobenie orgánov krvou. Tachykardia je takisto častým príznakom ochorení, najmä kardiovaskulárnych, respiračných alebo endokrínologických [24].

Okamžitá srdcová frekvencia sa využíva pri hodnotení okamžitých chronotropných reakcií srdca napr. pri fyzickej záťaži alebo pri hodnotení variability srdcovej frekvencie. Získava sa prepočítaním aktuálnej hodnoty R-R intervalu na hodnotu priemernej srdcovej frekvencie [24].

3.2.2 Variabilita srdcovej frekvencie

Variabilita srdcovej frekvencie (heart rate variability, HRV) je parameter, ktorý sleduje premenlivosť časových intervalov medzi jednotlivými systolami. Interpretuje sa ako závislosť okamžitého pulzu srdca (heart rate, HR) medzi dvoma po sebe nasledujúcimi R vlnami (RR interval) na čase, a najčastejšie býva vyhodnocovaná z dlhodobých (24 hodinových) alebo krátkodobých (približne 5 minútových) záznamov EKG [31]. Diagnostický význam analýzy HRV predstavuje možnosť posudzovať dynamiku meniacej sa sympatovagálnej rovnováhy, i.e. rovnováhy sympatickej a parasymptickej časti autonómneho nervového systému [24].

Frekvencia srdca a jej variabilita sú mimoriadne citlivé parametre reagujúce na množstvo podnetov a ovplyvňované viacerými faktormi, ako napr. vek, pohlavie, genetické predispozície, obezita, alebo mentálna aktivita. HRV je tiež priamo závislá na dýchaní, konkrétne na respiračnej sínusovej arytmii, čiže oscilácie v rytme dýchania. Počas nádychu sa trvanie RR intervalov skraca (srdcový rytmus sa zvyšuje) a počas výdychu predlžuje (srdcový rytmus sa skraca). Vzhľadom k uvedenému je mimoriadne dôležité maximálne štandardizovať hodnotenie HRV nielen výberom vhodných subjektov, ale aj zabezpečením rovnakých podmienok vyšetrenia napr. jednotnou dĺžkou záznamu, alebo správnym výberom analýzy nameraných dát [8, 24].

Dynamická stabilita kardiovaskulárneho systému sa udržiava prispôbovaním srdcovej frekvencie, krvného tlaku a ďalšími mechanizmami, ktoré reagujú na vnútorné a vonkajšie podnety [30]. Rytmus srdca je za normálnych okolností u zdravého človeka nepravidelný, neustále sa mení a je teda variabilný [24]. Táto fyziologická adaptácia srdcovej frekvencie patrí k typickým znakom autonómnych, integratívnych funkcií živých organizmov, preto je vysoká variabilita srdcovej frekvencie indikátorom dobrej adaptability systému a zdravého organizmu. Naopak znížená variabilita býva známkou porušenia tejto adaptability a mala by viesť k detailnejšej a cielenej diagnostike jej príčiny. Z klinického pohľadu je znížená HRV vnímaná ako indikátor rizika spojeného s rozvojom mnohých chorôb predovšetkým kardiovaskulárneho alebo metabolického charakteru [30].

Napriek tomu dodnes neexistujú všeobecne platné štandardizované dáta, ktoré by určovali normatívne hodnoty HRV. Pokúšalo sa o to niekoľko štúdií, avšak obvyklý výsledok bol, že veľké množstvo faktorov vplývajúcich na HRV spôsobujú vysokú interindividualitu nameraných dát [9].

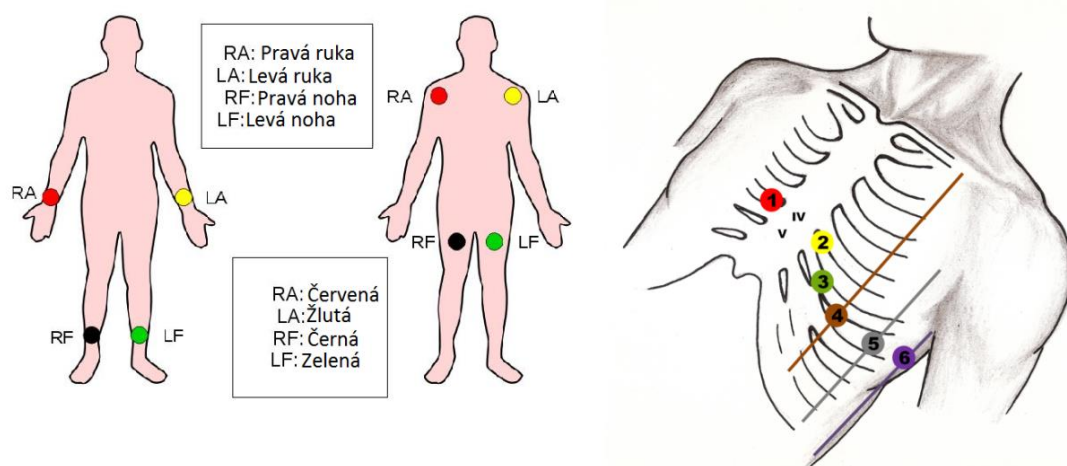
Posúdenie HRV je možné realizovať niekoľkými typmi analýzy, ktoré určujú predovšetkým podiel aktuálneho vplyvu sympatiku a parasympatiku. Medzi najpoužívanejšie patria časová analýza, vhodná podľa Task Force [8] pre dlhodobé záznamy rozlišujúce namerané hodnoty počas dňa a noci a frekvenčná analýza, ktorá by mala byť uplatňovaná pri kratších 5-minútových záznamoch [8, 24]. Jednotlivé metódy sú predstavené v kapitolách 3.3 – 3.5.

3.2.3 Elektrokardiografia

Pri prechode srdcových impulzov srdcom sa elektrické napätie šíri aj do tkaniva, ktoré srdce obklopuje a časť elektrických impulzov prechádza až na povrch tela. Tieto bioelektrické potenciály v tepajúcom srdci zachytáva a graficky znázorňuje formou elektrokardiogramu (EKG) základná neinvazívna metóda vyšetrenia srdca - elektrokardiografia [17, 18]. Vlny na EKG krivke zodpovedajú jednotlivým aktivovaným častiam srdca a podľa charakteru ich rytmu, frekvencie, tvarových a časových charakteristík sa hodnotia odchýlky od normálnych hodnôt, posudzujú sa poruchy rytmu, alebo zaťaženie niektorých komôr [17]. Normálny elektrokardiogram pozostáva z P-vlny, QRS komplexu a T-vlny (vid'. Obrázok 2). QRS komplex je zvyčajne tvorený tromi separátnymi výkyvmi elektrického potenciálu, konkrétne Q-vlnou, R-kmitom a S-vlnou. Vlna P predstavuje depolarizáciu predsiení pred kontrakciou a QRS komplex naopak depolarizáciou komory pred kontrakciou. Označujú sa preto súhrnne ako depolarizačné vlny. Potenciály, ktoré vznikajú po depolarizácii počas zotavovania komory tvoria T-vlnu, ktorá sa označuje ako repolarizačná [18].

Štandardne používané EKG záznamy sú 12-zvodové, čo znamená, že sa na srdce „pozerajú“ z 12 rôznych smerov [28]. Zvod je kombinácia dvoch vodičov a ich elektród, ktoré tvoria kompletný okruh s elektrokardiografom reprezentovaným elektrickým meracím zariadením so zapisovačom V klinickej praxi sa používa vysokorýchlostné záznamové zariadenie s pohyblivým papierom, prípadne snímacie zariadenie napojené na počítač [18].

Prístroj pozostáva zo 6 končatinových a 6 hrudných zvodov, pričom končatinové zvody sa ďalej delia na 3 bipolárne, označené ako zvod I, II, III a zvody unipolárne alebo Goldbergove, označené ako aVR, aVL a aVF, kde „a“ znamená zosilnený (augmented), „V“ znamená voltáž (voltage) a „R“ predstavuje pravú ruku, „L“ ľavú ruku a „F“ ľavú nohu (foot). Hrudné zvody sú tiež unipolárne, volajú sa Wilsonove a sú označené ako V1, V2, V3, V4, V5 a V6. V niektorých krajinách ako napr. USA, sú tieto zvody označené aj písmenom C [28]. Rozmiestnenie jednotlivých zvodov na tele je znázornené na obrázku 1.

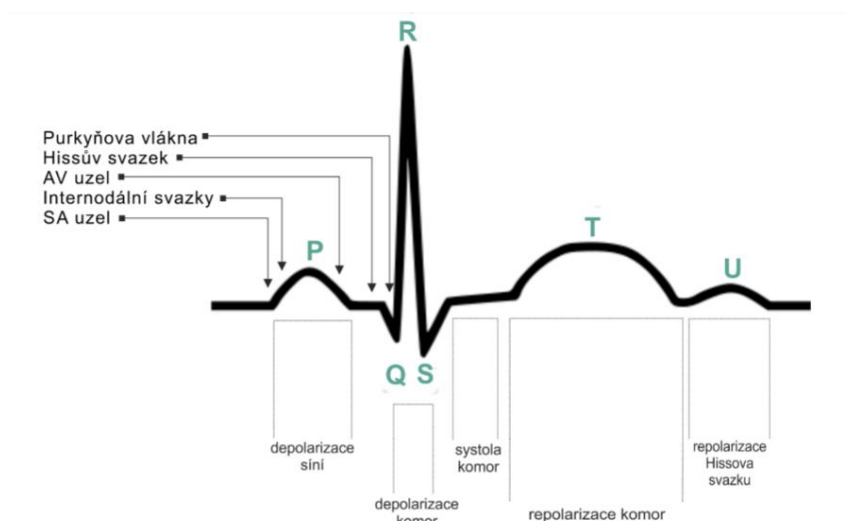


Obrázok 1 – Rozmiestnenie EKG zvodov [29]

Priebeh EKG krivky

Akčný potenciál myokardu za normálnych okolností vzniká spontánnou depolarizáciou v sinoatriálnom uzle, odkiaľ sa šíri na svalovinu predsiení. Okamžitý výsledný vektor má kvôli tenkej stene predsiení relatívne malú amplitúdu a smeruje doľava nadol. Na EKG zázname sa to prejaví ako vlna P. Pomalým vedením v atrioventrikulárnom uzle dochádza k spomaleniu postupu depolarizácie z predsiení na komory kvôli oddeleniu systoly predsiení od systoly komôr. Na EKG tomu zodpovedá izoelektrická línia. Celkový prevod depolarizácie z predsiení na komory značí PQ interval. Nasleduje depolarizácia komôr, vytvárajúca na EKG zázname QRS komplex [27]. Vzruch postupuje cez Hissov zväzok a Tawarove ramienka na svalovinu medzikomorovej priehradky, kde sa depolarizácia šíri zľava doprava, čím okamžitý vektor smeruje doprava nadol a na EKG sa objaví buď negatívny kmit Q, alebo pozitívny kmit R, pričom záleží na zvode. Ďalší postup vzruchu sa šíri k srdcovému hrotu, okamžitý vektor má smer doľava nadol, vytvára strednú časť QRS komplexu, vo väčšine zvodov to je kmit R.

Odtiaľ sa depolarizácia cez Purkyňove vlákna rozšíri na pracovný myokard oboch komôr a to smerom od endokardu k epikardu, v okamžitom vektore sa prejaví najmä mohutnejšia svalovina ľavej komory, takže smeruje doľava. Na záver smeruje doľava nahor pri depolarizácii bazálnej časti ľavej komory, a tým dokončuje komorový QRS komplex. Po skončení depolarizácie je elektrická srdcová aktivita chvíľu nulová, svalové vlákna sa nachádzajú vo fáze, kedy sa žiadne elektrické prúdy myokardom nešíria. Na EKG zázname sa to prejavuje ako izoelektrická línia – ST úsek. Po tomto okamihu začína komorová repolarizácia, ktorá postupuje opačne, čiže od epikardu k endokardu. Výsledný vektor je však rovnaký ako pri depolarizácii, a to kvôli tomu, že repolarizácia je elektricky opačný dej. Vytvára sa tak vlna T. Niekedy je možné na EKG zázname identifikovať aj vlnu U, ktorej pôvod však nie je presne známy. Pravdepodobne sa jedná o prejav repolarizácie papilárnych svalov [27]. Priebeh EKG krivky je znázornený na obrázku 2.



Obrázok 2 – Priebeh EKG krivky [36]

3.3 Časová analýza HRV a Poincarého mapa

Metóda analýzy časovej domény je jednoduchá a nenáročná na interpretáciu. Väčšina časových parametrov odráža celkovú autonómnu moduláciu srdcovej frekvencie, ale neposkytuje informácie o jednotlivom vplyve sympatického a parasympatického nervového systému tak, ako spektrálna analýza. Stanovuje sa buď srdcová frekvencia v akomkoľvek časovom okamihu, alebo vzdialenosti medzi po sebe nasledujúcimi RR, príp. NN intervalmi. Časová analýza je vhodná na použitie pri dlhších záznamoch HRV, ktoré by mali obsahovať minimálne 18 hodín hodnotiteľného záznamu, do ktorého je zahrnutá celá noc a ranné hodiny.

Možné je však použitie aj pre hodnotenie krátkodobých intervalov s minimálnou dĺžkou 5 minút. Podľa dĺžky záznamu sa rozdeľujú sledované parametre na 2 kategórie – geometrické a štatistické. [3, 8, 24]

Prehľad hodnotených parametrov [8, 24, 32]

V kontinuálnom EKG zázname sa registrujú vzdialenosti medzi nasledujúcimi R-kmitmi označované ako R-R intervaly, resp. intervaly N-N (Normal- to- Normal i.e. RR interval opravený o nežiadúce artefakty). Okrem hodnoty samotnej srdcovej frekvencie je z týchto intervalov je možné pomocou jednoduchých štatistických metód vyhodnotiť priemernú, maximálnu, minimálnu dĺžku NN intervalu v milisekundách, a tiež medián dĺžky NN-intervalov (max, min, mean, median). Ďalším indexom, ktorý sa hodnotí, je parameter rMSSD (root mean square of successive differences), teda druhá odmocnina priemeru druhých mocnín rozdielov dĺžky bezprostredne po sebe idúcich NN intervalov). Parameter NN50 vyjadruje počet susedných N-N intervalov v celom zázname, ktoré sa od seba líšia o viac ako 50 ms. Sleduje sa tiež SDNN, čo je smerodajná odchýlka R-R intervalov a počíta sa podľa vzorca:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (NN_i - \overline{NN})^2}$$

kde NN_i označuje hodnotu i-tého intervalu, \overline{NN} je stredná hodnota NN intervalov a N je celkový počet po sebe nasledujúcich intervalov. S tým súvisiaci parameter SDANN je definovaný ako smerodajná odchýlka priemerných hodnôt NN intervalov v päťminútových segmentoch.

Geometrické ukazovatele sú založené na hodnotení obrazca, ktorý vznikne zobrazením histogramu NN intervalov a sú nasledovné [32]:

HRV triangular index (HRVTi) – celkový počet NN intervalov vydelený výškou histogramu intervalov, ktorý bol vytvorený s krokom 1/128 s.

TINN – šírka základne trojuholníku získaného interpoláciou najvyššieho vrcholu histogramu intervalov pomocou metódy najmenších štvorcov.

Najčastejšie používanou grafickou metódou, ktorá stojí na hranici lineárnych a nelineárnych metód je geometrický ukazovateľ Poincarého graf/Poincarého mapa (Poincaré plot, PL), ktorý zobrazuje závislosť každého aktuálneho RR intervalu na predchádzajúcom RR intervale.

Ide o vizuálne efektívne znázornenie charakteru RR intervalových fluktuácií, pričom je schopný znázorniť nielen celkovú variabilitu intervalov RR, ale aj zmenu od jedného úderu k druhému. Je považovaný za najjednoduchšiu techniku na znázornenie nelineárnej dynamiky signálu. Kvalitatívne hodnotenie vzniknutého obrazca je možné pomocou klasifikácie na základe niekoľkých tried, napr. parabola, kométa, vejár a pod. Pre správne vyhodnotenie je potrebné poznať referenčné mapy, ktoré sa značne líšia na základe veku alebo zdravotného stavu človeka. Pre kvantitatívne hodnotenie sa používa metóda aproximácie elipsou, z ktorej sa určí štandardná odchýlka kolmo na osu identity – SD1 a pozdĺž osy identity – SD2, pričom SD1 je ukazovateľ krátkodobej variability a SD2 ukazovateľ dlhodobej variability. Dajú sa považovať za časové ukazovatele, pretože boli matematicky odvodené vzťahy pre ich vyjadrenie pomocou časových ukazovateľov. Z hľadiska štatistiky je Poincarého zobrazenie grafickým vyjadrením korelácie medzi susednými RR intervalmi. Na základe nelineárnej dynamiky sa Poincarého graf chápe ako dvojrozmerný fázový priestor, ktorý vznikol pretransformovaním RR intervalov. [33, 34, 35]

3.4 Spektrálna analýza HRV

Spektrálna analýza variability srdcovej frekvencie umožňuje zachytiť a kvantitatívne vyjadriť regulačné vplyvy autonómneho nervového systému. Je popisovaná ako spoľahlivá a reprodukovateľná metóda citlivo reflektujúca nielen aktivitu parasympatického nervového systému, ale aj balanciu blúdivého nervu (vagus) a sympatického nervového systému [8, 9]. Podstatou metodiky je skutočnosť, že ukazovatele kardiovaskulárnych funkcií oscilujú súčasne v rôznych rytmoch, ktoré majú z fyziologického hľadiska odlišný význam. Jednotlivé frekvencie, na ktorých k spomenutej oscilácii dochádza, sa dajú pomocou spektrálnej analýzy vzájomne odlíšiť a rozdeliť do niekoľkých pásiem. Najvýznamnejšie je nízkofrekvenčné pásmo (low frequency – LF, v rozsahu 0.04–0.15 Hz), ktoré reflektuje súčasne aktivitu sympatického nervového systému aj blúdivého nervu, pričom miera ich zastúpenia závisí na vyšetrovanej situácii, napríklad polohe tela. Vysokofrekvenčné pásmo (high frequency – HF, v rozsahu 0.15–0.40 Hz) odráža predovšetkým aktivitu blúdivého nervu spojenú s fyziologickou respiračnou arytmiou [8, 9, 30].

Fyziologický podklad ďalších dvoch frekvenčných pásiem, tj. pásma ultranízkofrekvenčného (ultra low frequency – ULF, do 0.0033 Hz) a veľmi nízkofrekvenčného (very low frequency – VLF, 0.0033–0.04 Hz) nie je doposiaľ jednoznačne objasnený. Tieto frekvenčné pásma väčšina autorov nezohľadňuje [8, 9, 30].

V rámci vyšetrení spektrálnej analýzy srdcovej frekvencie (spectral analysis of heart rate variability, SAHRV) sa vyhodnocuje intenzita oscilácie srdcovej frekvencie na jednotlivých frekvenciách (tzv. výkonová spektrálna hustota – power spectral density). Súčet výkonových spektrálnych hustôt na všetkých frekvenciách určitého frekvenčného pásma sa označuje ako spektrálny výkon (power), ktorý predstavuje plochu pod krivkou určenou výkonovými spektrálnymi hustotami v danom spektrálnom pásme. Najčastejšie hodnotenými parametrami SAHRV tak bývajú: spektrálny výkon nízkofrekvenčného pásma (low frequency power, LF power), spektrálny výkon vysokofrekvenčného pásma (high frequency power, HF power), ich vzájomný pomer (LF/HF ratio) a súčet (celkový spektrálny výkon, total power – TP). Variabilita srdcovej frekvencie sa dá hodnotiť v stave pokoja pri spontánnom dýchaní, alebo pri štandardizovaných testoch so známym vplyvom na aktivitu autonómneho nervového systému, ako napríklad hlboké dýchanie, Valsalvov manéver, aktívna vertikalizácia (tzv. ortostatická skúška) a ortoklinostatický test (skúška ľah-stoj). Významný vplyv na celkovú variabilitu má mnoho patologických stavov, farmakologické vplyvy a fyziologické zmeny [8, 9, 30].

Podstatou spektrálnej analýzy je rozloženie nepravidelného priebehu HRV na pravidelné cykly = frekvencie, reprezentujúce procesy ovplyvňujúce jej kolísanie. Pretože oba recipročne riadiace subsystemy, sympatikus a parasympatikus, „pracujú“ na rozdielnych frekvenciách (parasympatikus „reaguje“ rýchlejšie, sympatikus pomalšie, pravdepodobne v súvislosti s odlišnými charakteristikami ich neurotransmitterov), je možné ich matematicko-štatisticky rozlíšiť a následne kvantifikovať ich spektrálny výkon. K tomuto rozlíšeniu sa vo všeobecnosti používajú dve procedúry – rýchla Fourierova transformácia (fast Fourier transformation, FFT), umožňujúca vyhodnotiť priebeh HRV online, alebo autoregresná (AR) analýza, ktorá sa dá využiť iba off-line po ukončení záznamu a je subjektívne ovplyvniteľná výberom zodpovedajúceho analytického modelu. Aj keď sú obe tieto analýzy principiálne vo svojom diferenciálno-diagnostickom prínose porovnateľné, vplyvom vyššej neistoty použitého AR modelu v analýze biologických časových radov variability srdcovej frekvencie sa odporúča preferenčne využívať rýchlu Fourierovu transformáciu [30].

V tejto bakalárskej práci bol pomocou spektrálnej analýzy realizovaný výpočet parametrov uvedených v tabuľke 1. Každý parameter bol počítaný pomocou metód predstavených v kapitolách 3.4.1 – 3.4.5.

Tabuľka 1 – Prehľad hodnotených parametrov spektrálnej analýzy

Popis parametra	Skratka	Jednotky
Absolútny spektrálny výkon vo VLF oblasti	aVLF	ms ²
Absolútny spektrálny výkon v LF oblasti	aLF	ms ²
Absolútny spektrálny výkon HF oblasti	aHF	ms ²
Celkový absolútny spektrálny výkon	aTotal	ms ²
Spektrálny výkon vo VLF oblasti daný percentuálnym podielom zo sumy	pVLF	%
Spektrálny výkon v LF oblasti daný percentuálnym podielom zo sumy	pLF	%
Spektrálny výkon v HF oblasti daný percentuálnym podielom zo sumy	pHF	%
Normalizovaný spektrálny výkon v LF oblasti (relatívna hodnota vo vzťahu k celkovému spektrálnemu výkonu)	nLF	%
Normalizovaný spektrálny výkon v HF oblasti (relatívna hodnota vo vzťahu k celkovému spektrálnemu výkonu)	nHF	%
Pomer spektrálnych výkonov v pásme LF a HF	LF/HF	-
Vrchol spektrálneho výkonu vo VLF oblasti	peakVLF	Hz
Vrchol spektrálneho výkonu v LF oblasti	peakLF	Hz
Vrchol spektrálneho výkonu v HF oblasti	peakHF	Hz

Popis jednotlivých frekvenčných pásiem

Oblasť vysokých frekvencií (high frequency band, HF) je definovaná frekvenčným rozsahom 0.15 – 0.40 Hz, čo zodpovedá približne 9 -24 dychovým cyklom za minútu [24]. Aktivita v tejto oblasti odráža respiračnú sínusovú arytmiu (RSA), i.e. vplyv dýchania na činnosť srdca a je považovaná za ukazovateľ aktivity parasympatickej časti autonómneho nervového systému, ovplyvnená predovšetkým kolísaním vagovej aktivity, teda aktivity blúdivého nervu. Tento fakt bol dokázaný na základe experimentu pomocou farmakologickej blokády, kedy po podaní atropínu blokujúceho činnosť parasympatiku takmer vymizlo pásmo HF. Vzhľadom k RSA je nutné pri meraní HRV požiadať vyšetrovanú osobu o pravidelné dýchanie s frekvenciou 12-15 dychov za minútu, alebo súčasne merať dychovú frekvenciu, aby nedošlo k falošnému presunu výkonu súvisiaceho s RSA z HF do LF pásma [24, 32].

Oblasť nízkych frekvencií (low frequency band, LF) je stanovená frekvenčným rozsahom 0.04 – 0.15 Hz, čo predstavuje 2.4 – 9 cyklov za minútu. Význam nízkofrekvenčného pásma je diskutabilný, vzhľadom k tomu, že niektorí autori sa prikláňajú k názoru, že LF je výsledkom dominantnej aktivity sympatiku, ale zároveň ovplyvnený aj parasympatikom a podľa najnovších štúdií [37] tiež aktivitou baroreflexu, ktorý spôsobuje osciláciu krvného tlaku s frekvenciou okolo 0.1 Hz. [24, 32]

Veľmi nízkofrekvenčné pásmo (very low frequency band, VLF) v rozsahu 0.0033 – 0.04 Hz má podľa štúdie [38] až z 85 % neperiodický fraktálny charakter, ktorý spektrálna analýza nedokáže správne vyhodnotiť. Predpokladá sa, že je podmienená najmä vplyvom periférneho vazomotorického tonu, i.e. napätia ovplyvňujúceho prietok krvi cievami, na ktoré má vplyv termoregulácia. Existujú aj štúdie, ktoré preukazujú vzťah medzi VLF pásmom a infarktomyokardu, avšak stále je celková relevancia VLF pásma predmetom pochybností [6, 24, 32].

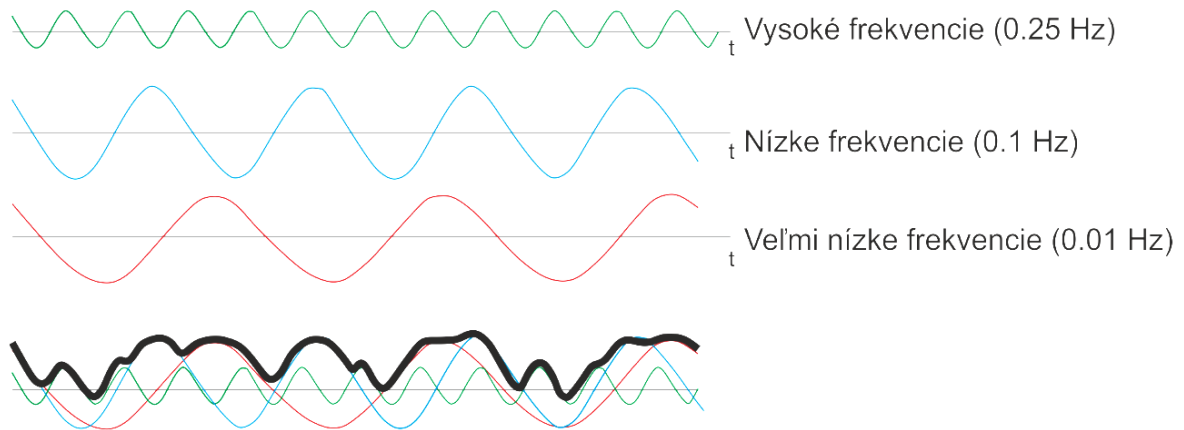
Ultranízkofrekvenčné pásmo (ultra low frequency band, ULF) s rozsahom do 0.0033 Hz odráža cirkadiálny rytmus kolísania ANS, avšak mechanizmy, ktoré ho ovplyvňujú nie sú jednoznačne objasnené a väčšina autorov ho nezohľadňuje [9, 24].

3.4.1 Rýchla Fourierova transformácia

Princíp matematicko-štatistického procesu tzv. rýchlej Fourierovej transformácie (fast Fourier transformation, FFT) využitého v spektrálnej analýze HRV spočíva v dekompozícii nepravidelného priebehu variácií srdcovej frekvencie na pravidelné oscilácie s typickými frekvenciám reprezentujúcimi vysoko-, nízko- a velminízkofrekvenčné pásma [30]. Fourierovu transformáciu je možné chápať ako súhrn matematických transformácií, ktoré sú založené na myšlienke reprezentácie signálu ako súčtu harmonických kosínusových funkcií s rôznou frekvenciou, amplitúdou a fázou. Slúži teda k prevodu signálu z časovej do frekvenčnej oblasti, a umožňuje tak analýzu frekvenčného spektra signálu [39]. Na obrázku 3 je znázornený zjednodušený princíp FFT.

V roku 1965 Cooley a Tuckey predstavili algoritmus rýchlej Fourierovej transformácie, ako zjednodušenie pôvodnej metódy diskretnej Fourierovej transformácie (DFT) najmä zredukovaním množstva výpočetných operácií s komplexnými číslami. FFT je rýchlejšia a efektívnejšia implementácia DFT, ktorej princíp je založený na symetrii a periodicite. Rozdeľuje pôvodný signál s dĺžkou N na 2 sekvencie s dĺžkou $N/2$ a uskutoční DFT.

Tento krok sa rekurzívne opakuje, pričom matematicky sa to dá veľmi ľahko dokázať rozpísaním podľa vzorca, matematickými úpravami ako vyňatie spoločného násobiteľa či vykrátením exponentov [40].



Obrázok 3 – Zjednodušený princíp FFT

3.4.2 Autoregresná metóda

Autoregresná metóda, resp. autoregresný model charakterizuje závislosť aktuálnej vzorky signálu na predchádzajúcich hodnotách vzoriek. Nájdený model je určitého rádu, ktorý je potrebné správne zvoliť. Spektrum je potom modelované rovnakým počtom spektier. Výhodou tejto parametrickej metódy je presnejší odhad spektrálnych zložiek, absencia problému s presakovaním spektra a pomerne presný odhad výkonovej spektrálnej hustoty aj na malom počte vzoriek. Samostatná analýza stacionarity signálu sa realizuje tak, že sa signál rozdelí na niekoľko segmentov a v tých sa vypočítajú koeficienty AR modelu. Následne sa zisťuje, či sú AR modely v po sebe nasledujúcich segmentoch podobné [39, 41].

3.4.3 Welchova metóda

Welchova metóda je založená na priemerovaní prekrývajúcich sa periodogramov. Najprv je signál rozdelený na segmenty s rovnakou dĺžkou a prekrytím. Pre potlačenie javu presakovania v spektre je každý zo segmentov vynásobený váhovacím oknom. Následne je z každého segmentu vypočítaný periodogram. Tie sa ďalej priemerujú podľa vzťahu:

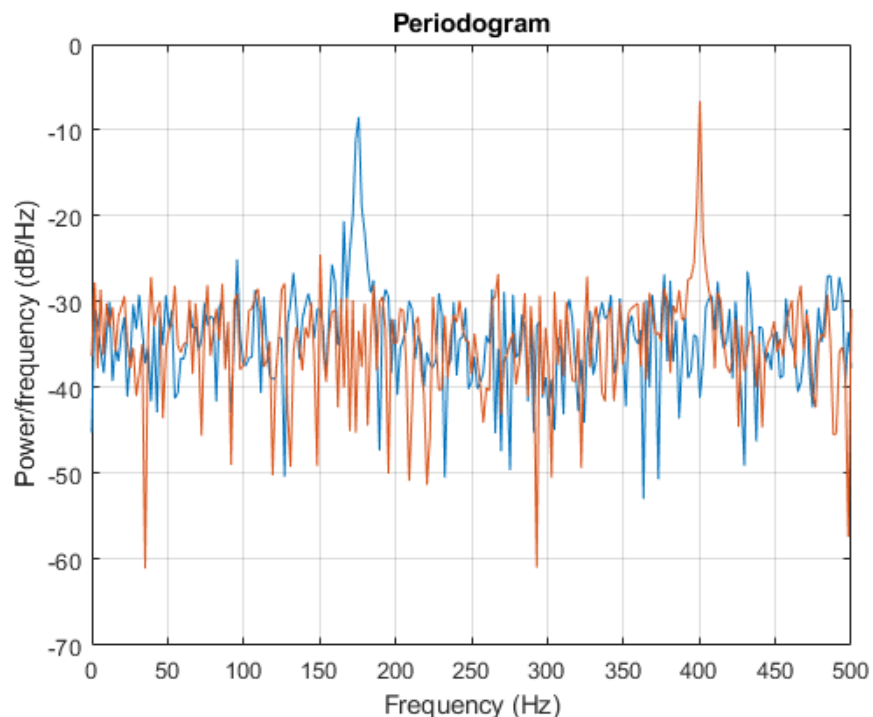
$$\hat{S}[k] = \frac{1}{K} \sum_{l=0}^{K-1} \hat{S}_l[k]$$

kde \hat{S}_l je jeden periodogram a K je celkový počet periodogramov.

Pri výpočte výkonovej spektrálnej hustoty (PSD) pomocou Welchovej metódy je nutné nastaviť niekoľko parametrov ako dĺžka segmentu, prekrytie a typ váhového okna. Dĺžka segmentu sa volí podľa požadovaného frekvenčného a časového rozlíšenia. V prípade voľby dlhých segmentov sa získa dobré frekvenčné rozlíšenie, avšak zároveň aj nevyhladené spektrum. Naopak pokiaľ je signál rozdelený na veľký počet segmentov, je tak získaný horšie frekvenčné rozlíšenie a príliš vyhladené spektrum. Je teda nutné nájsť ideálny kompromis počtu segmentov [39].

3.4.4 Lombov periodogram

Lombov, resp. Lomb-Scargleho periodogram (LS) je druh spektrálnej analýzy metódou najmenších štvorcov, ktorá pomocou aproximácie (prekladania) nameraných dátových hodnôt funkciou, ktorá nemusí priamo prechádzať zadanými bodmi. Lombova metóda poskytuje spôsob odhadu frekvenčného spektra a je významným vylepšením Fourierovej transformácie, najpoužívanejšej spektrálnej metódy v oblasti vedy. Istou nevýhodou Fourierovej transformácie je napríklad zvýšený výskyt šumu pri dlhých medzerách v zázname signálu [42]. Práve tento problém výrazne redukuje použitie Lombovho periodogramu, ktorý je znázornený na obrázku č. 4.



Obrázok 4 – Lombov periodogram [43]

3.4.5 Vlnková transformácia

Metóda vlnkovej transformácie je podobná Fourierovej transformácii, ktorá podáva presnú informáciu o frekvenčných zložkách signálu, avšak neobsahuje žiadne informácie o tom, v akom čase sa vyskytujú jednotlivé frekvencie [44]. Krátkodobá Fourierova transformácia vykonáva výpočet Fourierovej transformácie v určitých časových úsekoch alebo oknách a tým je možné získať prehľad o výskyte frekvencií v danom časovom úseku. Dôjde tak k zlepšeniu časového rozlíšenia, avšak tým pádom sa zhorší rozlíšenie frekvenčné. Vlnková transformácia sa snaží v tomto ohľade nájsť kompromis tak, že používa k transformácii tzv. materskú vlnku ako základnú - bázovú funkciu. Existuje mnoho definovaných vlniek, pričom každá je vhodná pre inú aplikáciu a nie je možné vopred s istotou určiť, ktorá bude najvhodnejšia. Obvykle má vlnková transformácia lepšie časové rozlíšenie pri vyšších frekvenciách v signáli a lepšie frekvenčné rozlíšenie pri nižších frekvenciách v signáli než krátkodobá Fourierova transformácia. V spojitnej podobe je vlnková transformácia definovaná vzťahom:

$$[W_{\psi}f](a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)\psi_{a,b}^*(t)dt$$

kde ψ je materská vlnka, a je rozťahnutie vlnky, b je posun vlnky a symbol $*$ označuje komplexne združenú funkciu [44].

3.5 Nelineárne metódy

V rámci autonómnej regulácie kardiovaskulárneho systému sa vyskytujú nelineárne väzby, takže autonómnu srdcovú reguláciu ako celok je nutné považovať za nelineárny systém. Činnosť nelineárneho systému sa prejavuje ako neperiodické, zdanlivo náhodné kolísanie RR intervalov. Z tohto dôvodu nie je vhodné použitie spektrálnej analýzy, pretože spomenuté výkyvy nedokáže rozlíšiť od širokopásmového šumu [6, 24, 32]. Lineárne metódy ako spektrálna analýza nedokážu rozlíšiť nepredpovedateľné stochastické chovanie od predikovateľného chaotického. Preto bolo v rámci teórie chaosu vypracovaných mnoho nelineárnych metód, ktorých aplikácia do oblasti analýzy HRV je však stále predmetom diskusií [6, 32].

3.5.1 Detrendovaná fluktučná analýza

Detrendovaná fluktučná analýza (detrended fluctuation analysis) je metóda, ktorá sa zaoberá sledovaním prítomnosti krátkodobých a dlhodobých korelácií v nestacionárnom časovom rade. Je vhodná pre dlhodobé záznamy, trvajúce aspoň 24 hodín a obsahujúce aspoň 1000 úderov srdca [45]. Pre zložité geometrické objekty – fraktály je charakteristická vlastnosť tzv. sebedobnosti, čiže vzájomne kvalitatívne podobných oscilácií na rôznych časových škálach [24]. Charakter tejto vlastnosti DFA skúma pomocou metódy tzv. „mocninného zákona“ (power law) a výsledkom celej analýzy sú potom škálovacie koeficienty α , resp. α_1 a α_2 , ktoré ukazujú na prítomnosť sebedobnosti a mieru korelácie [46].

Algoritmus metódy DFA je nasledovný [47, 48]:

- z časového radu sa vytvorí integrovaný rad tým, že od každého prvku vstupného signálu (časový rad RR intervalov) sa odčíta priemerná hodnota
- integrovaný časový rad sa rozdelí na škály s rovnakou dĺžkou
- pomocou metódy najmenších štvorcov sa v každej škále zistí lineárna aproximácia, ktorá reprezentuje trend signálu
- samotné „detrendovanie“ sa uskutoční odčítaním lokálneho trendu od signálu v každej škále
- stredná kvadratická fluktuácia $F(n)$ je potom daná vzťahom:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2}$$

kde N je celkový počet RR, resp. NN intervalov, $y(k)$ je k -tá vzorka signálu y , a $y_n(k)$ je k -tá vzorka signálu y_n , teda signálu trendov kde index n udáva veľkosť škály, pre ktorú bol trend počítaný

- výpočet $F(n)$ sa opakuje pre aspoň 30 rôznych dĺžok škál, aby bolo možné zistiť závislosť medzi strednou kvadratickou fluktuáciou $F(n)$ a dĺžkou škály n
- táto závislosť sa vynesie do logaritmickeho grafu (log-log)
- vzhľadom k tomu, že $F(n)$ rastie so zväčšujúcou sa veľkosťou n , priebeh závislosti je lineárny
- sklon tejto regresnej priamky závislosti $\log(F(n))$ na $\log(n)$ je daný škálovacím koeficientom α

Zvyčajne sa metóda DFA vykonáva zvlášť pre krátkodobé a pre dlhodobé fluktuácie, pričom pre krátkodobé sa volia menšie dĺžky škál a pre dlhodobé väčšie. Výstupom sú následne dva škálovacie koeficienty α_1 (krátkodobý) a α_2 (dlhodobý), ktorých hodnota sa zaraďuje do tried uvedených v tabuľke 2. Hraničná hodnota veľkosti segmentov n je predmetom diskusií, obvykle býva stanovená na 11, alebo 16 [6, 45].

Tabuľka 2 – Charakter signálu zodpovedajúci príslušným hodnotám škálovacieho koeficientu

$\alpha = 1.5$	Hnedý, nazývaný tiež červený, alebo Brownov šum (integrácia bieleho šumu)
$1.5 > \alpha > 1$	Rôzne druhy šumu
$\alpha = 1$	$1/f$, resp. ružový šum
$1 > \alpha > 0.5$	Korelovaný signál (je pravdepodobné, že vysoká hodnota bude nasledovaná vysokou hodnotou a naopak)
$\alpha = 0.5$	Biely šum
$0.5 > \alpha > 0$	Antikorelovaný signál (vysoká hodnota bude pravdepodobne nasledovaná nízkou hodnotou a naopak)

3.5.2 Vzorková entropia

Vo všeobecnosti býva pojem entropia vysvetľovaný ako miera neurčitosti, resp. neusporiadanosti systému a platí, že čím je entropia vyššia, tým viac je systém chaotický a neusporiadaný. Toto je však neodborná definícia, ktorá nezohľadňuje fakt, že samotný pojem „neusporiadanosť“ nie je definovaný [49]. Skúmanie entropie pri hodnotení a kvantifikácii biologických signálov je založené na poznatku, že je pre ne charakteristická vysoká miera nepravidelnosti, ktorá však predstavuje dôležité fyziologické informácie. Metódy založené na výpočte entropie signálu preto zaznamenali v posledných rokoch zvýšený záujem [50]. Sú vhodné najmä na analýzu krátkodobých signálov s vysokou mierou šumu [51].

Medzi prvé metódy používané pre kvantifikáciu neusporiadanosti, resp. zložitosti (fyziologických) časových radov patrí metóda približnej entropie (approximate entropy, ApEn) uvedená S. M. Pincusom v roku 1991 [52]. Výpočet prebieha na základe sledovania opakovaní rovnako dlhých úsekov časového radu, ktoré sú si navzájom podobné. Nižšia hodnota ApEn predstavuje väčšiu pravidelnosť, teda menšiu zložitosť a naopak vyššie hodnoty sú spájané s menej predvídateľnými nepravidelnými časovými radmi. Pre spoľahlivé výsledky je nutné disponovať aspoň s 1 000 dátami [52]. Dôveryhodnosť tejto metódy je však diskutabilná, vzhľadom k tomu že vyššiu „zložitosť“ systému prisudzuje skôr určitým patologickým javom, než zdravej miere prirodzenej dynamiky ľudského organizmu.

Podľa algoritmov približnej entropie sa jej miera zvyšuje so zvyšujúcou sa mierou neusporiadanosti a maximálnu hodnotu nadobúda pre zcela náhodný systém. Najnovšie štúdie však ukazujú, že rast entropie nemusí znamenať zvýšenie zložitosti systému a výsledky tejto metódy môžu byť skreslené. Zložitosť biologického signálu sa odráža v schopnosti nepretržite sa prispôsobovať a fungovať v neustále sa meniacom prostredí, a môže byť ovplyvnená viacerými faktormi ako napr. vek, zdravotný stav alebo genetická predispozícia [46, 53].

Metóda vzorkovej entropie (sample entropy, SampEn) predstavená J. S. Richmanom a J. R. Moormanom v roku 2000 [51] odstraňuje niektoré nedostatky pôvodnej metódy približnej entropie. Vynecháva porovnanie vzorového úseku so sebou samým a pravdepodobnosť počíta ako prirodzený logaritmus podmienenej pravdepodobnosti, z čoho vyplýva menšia závislosť na dĺžke časového radu. Procedúra počíta záporný prirodzený logaritmus podmienenej pravdepodobnosti, že dve sekvencie sú si podobné v $m+1$ bodoch, za podmienky že sú si podobné v m bodoch. Algoritmus metódy SampEn je jednoduchší ako ApEn, je výrazne menej závislý na dĺžke záznamu a vykazuje vyššiu relatívnu konzistenciu aj za okolností kde je ApEn nepresný [51]. Platí rovnako ako pri metóde ApEn, že čím je výsledná hodnota vyššia, tým viac je časový rad náhodný, resp. chaotický.

4. Metodika výskumu

4.1. Popis a priebeh experimentu

Experimentálne hodnotenie záťaže riadiacich letovej prevádzky prebiehalo na stanovisku Letových prevádzkových služieb (LPS) Armády Českej republiky. Prvotným cieľom merania bolo zistiť, či je náročnosť navrhnutého výcviku v danej fáze pre nových príslušníkov optimálna. Namerané dáta boli použité aj pri inej záverečnej práci, ktorej cieľom bolo vyhodnotiť, ako sa premenlivá záťaž jednotlivých meraní odrazí na fyziologických procesoch v tele, a či pri reálnej letovej situácii na RLP môže byť táto záťaž tak výrazná, že by mohla ohroziť bezpečnosť letovej prevádzky. Vzhľadom k personálnej situácii na stanovisku nebolo možné uskutočniť meranie s aktuálne cvičeným personálom, avšak boli prijaté opatrenia, ktoré by podľa predpokladov mali túto skutočnosť eliminovať, a to predovšetkým prispôsobením úrovne a formy testovania. Merania sa zúčastnili štyria dobrovoľní riadiaci letovej prevádzky, u ktorých doba od úspešného získania licencie nepresiahla dva roky, z čoho vyplýva, že mali najmenej pracovných skúseností a ich reakcie sa tak pravdepodobne priblížili riadiacim vo fáze výcviku. Každý zo subjektov už však podobným simulovaným cvičením minimálne raz počas svojho výcviku prešiel, a preto boli parametre cvičenia mierne pozmenené - zvýšila sa ich náročnosť sťažením komunikácie s pseudopilotmi, ktorí sa na meraní tiež podieľali spolu s osobami nahradzujúcimi rolu RLP z okolitých stanovísk. Prítomný bol aj inštruktor, ktorý dohliadal na prácu figurantov a celý priebeh experimentu.

Jednotlivé cvičenia, ktoré testované subjekty absolvovali boli vybrané z výcvikovej osnovy ako prierez celého výcviku. Priamo na seba nenadväzovali, ale sú pre ne charakteristické zvyšujúce sa nároky na riadiaceho, pričom náročnosť kontinuálne rástla od prvého až po najnáročnejšie štvrté cvičenie, po ktorom nasledovalo nepatrne ľahšie piate. Všetky vykonané úlohy boli ohodnotené koeficientom náročnosti, ktoré sa následne sčítali do výslednej hodnoty. Postupy pre tvorbu a bodovanie náročnosti cvičení sú detailne popísané vo výukovej publikácii, ktorú vypracovala Európska organizácia pre bezpečnosť riadenia letovej prevádzky (EUROCONTROL) [54]. Publikácia je metodicky mierená predovšetkým pre tvorbu simulácií pre civilnú oblasť riadenie letovej prevádzky, ale bez obmedzení je možné ju aplikovať aj na vojenské výcvikové misie.

Meranie prebiehalo formou zberu dát pomocou elektrokardiografu s niekoľkými senzormi, ktoré mali počas trvania experimentu subjekty na sebe. Zaznamenávaná bola aj frekvencia a hĺbka nádychu a výdychu, avšak tieto údaje boli už počas merania vyhodnotené ako irelevantné z dôvodu nepresnosti výstupných dát. Zobrazovaná krivka na monitore nezodpovedala realite, a tak bolo od merania týchto parametrov upustené.

Použitý bol prístroj VLV-LAB s vzorkovacou frekvenciou 1 024 Hz.

4.2. Popis prístroja

Prístroj VLV-LAB sa využíva predovšetkým na podporu výskumu v biológii, psychológii, výskume súvisiacom s ľudským faktorom a pod. Využíva sa v oblastiach, kde je potrebné pri experimentoch kontinuálne a presne snímať biologické a technické signály, ako je elektrokardiogram, elektromyogram, kožný odpor, dychová krivka, teplota, vlhkosť, tlak, pohybová aktivita apod., pričom všetky zaznamenávané údaje sa synchronizujú v jednej časovej ose. Systém umožňuje on-line mobilné snímanie týchto fyziologických a technických parametrov v reálnom čase a to aj z niekoľkých snímačov naraz. Umožňuje tiež sledovanie individuálnej fyziologickej reakcie na rôzne podnety. Jedná sa o univerzálny systém s širokým rozsahom využitia – od precízneho „detektoru lži“ až po výskum psychofyziologických stavov a podporu diagnostiky napríklad v psychológii [55].

V základnej konfigurácii sa prístroj skladá z meracej jednotky, zväzku káblov a pripojených meracích elektród na snímanie EKG alebo EMG a kožného odporu, senzorov telesnej teploty a teploty okolia, relatívnej vlhkosti, tlaku a fyzickej aktivity pomocou 3D akcelerometrov. Zaznamenané dáta je možné v reálnom čase kontinuálne monitorovať na počítači, kde sa zobrazujú všetky signály z pripojených snímačov, alebo ukladať na vstavanú pamäťovú kartu. Kapacita vstavaného lítium-polymérového akumulátora umožňuje na jedno nabitie v režime s kontinuálnym on-line bezdrôtovým prenosom približne 24 hodín nepretržitej prevádzky a v režime ukladania na pamäťovú kartu približne 2 dni. Pomocou externej nabíjačky sa prístroj dobije na 100% za cca 4 hodiny. Vysoká kompatibilita je daná ďalšími šiestimi voľnými analógovými a ôsmimi digitálnymi vstupmi a výstupmi, ktoré umožňujú používateľovi pripojenie vlastných senzorov a zariadení. Pripojenie k PC alebo tabletu je realizované pomocou štandardného Wi-Fi rozhrania. Súčasťou systému je tiež softvér VLV Scope, ktorý umožňuje pohodlné a jednoduché riadenie experimentu, zobrazuje snímané veličiny s on-line náhľadom a možnosťou riadenia mierky a jednotiek jednotlivých parametrov. Softvér je kompatibilný s operačnými systémami Windows, Linux, MacOS a Android [55].

Namerané dáta je možné exportovať vo formáte CSV za účelom ďalšieho spracovania, napr. v programovom prostredí Matlab, čo bolo súčasťou aj nášho experimentu. Prístroj je vyobrazený na obrázku 5.



Obrázok 5 – Prístroj VLV-LAB

5. Výsledky

5.1. Spracovanie výsledkov

Namerané dáta boli spracované pomocou popísaných metód v časovej, frekvenčnej a časovo-frekvenčnej oblasti a pomocou nelineárnych analýz. Štatistickou metódou Friedmanovho testu analýzy rozptylu bolo zistené, že v 8 z celkovo hodnotených 100 parametrov boli nájdené signifikantné rozdiely. Následnou multikomparatívnou post-hoc analýzou (viz. Tabuľka 5.1 – 5.8) boli nájdené konkrétne dvojice cvičení, v ktorých sa rozdiel nachádzal, pričom ostatné rozdiely neboli vyhodnotené ako importantné. Spracovanie dát spolu so štatistickou analýzou bolo vykonané v programovom prostredí Matlab 2017 s využitím implementovaného štatistického toolboxu.

5.1.1 Friedmanov test

Neparametrický Friedmanov test sa používa na analýzu dát získaných napríklad opakovaným meraním skupiny jednotlivcov a vychádza z overenia zhody úrovne sledovaného znaku v súboroch vytvorených na základe n závislých výberov s rovnakým rozsahom objektov. Nepredpokladá sa normálne rozdelenie dát. Test skúma nulovú hypotézu, že mediány súboru opakovaných meraní sú rovnaké. Výhody Friedmanovho testu vyplývajú zo všeobecných vlastností neparametrických testov pre relatívne malé výbery – jeho realizácia je rýchla, má neparametrický charakter a výsledok je rezistentný. V prípade zamietnutia nulovej hypotézy sa obvykle zisťuje medzi ktorými dvojicami boli zistené štatisticky významné zmeny [56].

Nulová hypotéza má tvar:

$$H_0: \tilde{\mu}_1 = \tilde{\mu}_2 = \dots = \tilde{\mu}_m$$

$$H_1: \text{Aspoň pre jednu dvojicu } i, j \text{ platí, že } \tilde{\mu}_i \neq \tilde{\mu}_j$$

Pre testovanie tejto hypotézy sa používajú poradové hodnoty, pričom poradie je určené oddelene pre každý meraný objekt.

Tvar testovacej štatistiky je rovný nasledujúcemu vzorcu:

$$F_r = \left[\frac{12}{nm(m+1)} \sum_i (SR_i)^2 \right] - 3n(m+1) ,$$

kde súčet sa realizuje cez všetky časové okamihy, pričom parameter m je počet opakovaní a n je počet meraných objektov. Súčty SR_i označujú súčet poradových hodnôt pre časový okamih i . Štatistika F_r má pri platnosti nulovej hypotézy približne χ^2 rozdelenie s $m-1$ stupňami voľnosti [56].

5.1.2 Tukeyov test

Keďže Friedmanov test sám o sebe nedokáže určiť medzi ktorými konkrétnymi párami meraní tento signifikantný rozdiel existuje, bola vykonaná post-hoc analýza založená na Tukeyovej metóde HSD (honest significant difference). Táto štatistická metóda testuje nulovú hypotézu $H_0: \mu_i = \mu_j$, ktorá tvrdí, že stredné hodnoty porovnávaných skupín i a j sa nelíšia, oproti alternatívnej hypotéze $H_1: \mu_i \neq \mu_j$.

Testové kritérium má tvar:

$$Q = \frac{|\hat{\mu}_i - \hat{u}_j|}{S_*} ,$$

a porovnáva sa s tabuľkovou kritickou hodnotou $q_{1-\alpha}(I, N-I)$, ktorá sa nazýva studentizované rozpätie a je súčasťou podrobnejších štatistických tabuliek [57].

Smerodajná odchýlka S_* je pre zhodné počty pozorovaní n v skupinách i a j v tvare

$$S_* = \sqrt{\frac{S_E}{n(N-I)}}$$

a pre rôzne počty pozorovaní n_i a n_j v tvare

$$S_* = \sqrt{\frac{S_E}{2(N-I) \left(\frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)}}$$

V prípade, že hodnota testového kritéria Q je menšia než kritická hodnota, nulová hypotéza o rovnosti stredných hodnôt oboch porovnávaných skupín sa nezamieta. Tento test sa opakuje pre všetky možné kombinácie skupín.

Tukeyov test patrí k najpoužívanejším a je považovaný za jeden z najlepších s ohľadom na vhodný kompromis sily testu a možnosti výskytu chyby prvého druhu, kedy nulová hypotéza v skutočnosti platí, ale na základe výsledkov je zamietnutá [57].

5.2 Prezentácia výsledkov

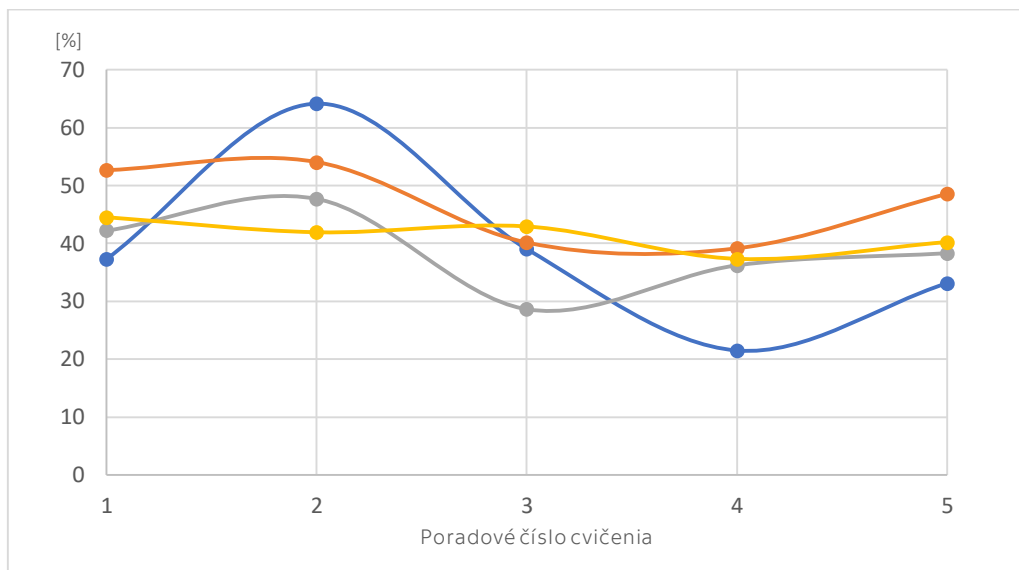
V nasledujúcich grafoch 5.1 – 5.8 je zobrazený priebeh parametrov u jednotlivých meraných subjektov rozlíšených farbami. Týchto 8 parametrov bolo Friedmanovým testom vyhodnotených ako tie, v ktorých sa nachádzajú signifikantné rozdiely. Konkrétne sa jedná o parametre – 1: pVLF (Welch), 2: pLF (Welch), 3: pHF (AR), 4: aLF (LS), 5: pVLF (LS), 6: pLF (LS), 7: alpha (DFA) a 8: alpha 2 (DFA). Na osi x je označené poradové číslo cvičenia a na osi y nameraná hodnota v príslušných jednotkách. Tabuľky 5.1. – 5.8. a obrázky 5.1 – 5.8 potom zobrazujú konkrétne výsledky multikomparatívnej analýzy, ktorá detailne určila či, resp. pokiaľ áno, tak medzi ktorými dvojicami sa importantný rozdiel nachádzal. V prvom a druhom stĺpci tabuliek sa nachádzajú poradové čísla porovnávaných cvičení a v treťom až piatom stĺpci je konfidenčný interval pre danú dvojicu. Na obrázkoch vygenerovaných z prostredia Matlab je grafické znázornenie multikomparatívnej analýzy, pričom v prípadoch, kde bol signifikantný rozdiel nájdený, je táto dvojica zvýraznená.

5.2.1 Parameter 1

Nižšie uvedený štatistický popis je orientovaný len na prípady, kedy u konkrétneho parametru boli v sledovanom datasete nájdené signifikantné rozdiely.

V prípade sledovaného parametra pVLF vypočítaného pomocou Welchovej metódy, Friedmanov test indikuje, že medzi jednotlivými realizovanými meraniami existuje štatisticky významný rozdiel na hladine významnosti $\alpha=0.05$. Konkrétna interpretácia Friedmanovho testu potom ukazuje, že $X^2_{(4,12)}=10.6$ a $p=0.0314$, a teda $p<\alpha$. Multikomparatívna analýza, i.e. post hoc analýza, potom ukázala, že štatisticky významný rozdiel bol nájdený medzi meraním 2 a 4 (Tabuľka 5.1.), kde $p<0.05$ vzhľadom k faktu, že konfidenčný interval bol CI_{2-4} (0.2003, 6.2997). Okrem uvedeného, neboli zistené iné významné medziskupinové rozdielnosti, berúc do úvahy sledovaný parameter.

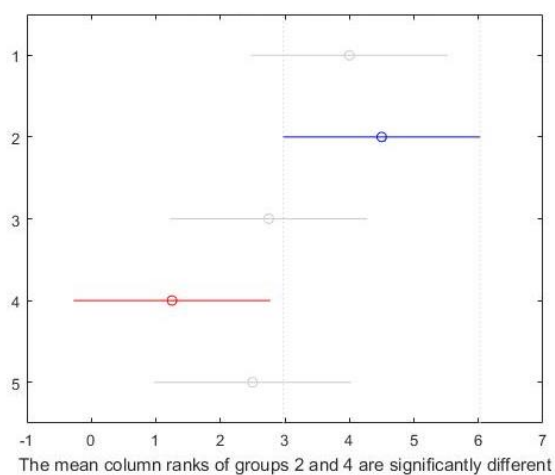
Grafické znázornenie výsledku post hoc analýzy (Obrázok 5.1) ukazuje konkrétny priebeh, kde môžeme pozorovať, že medzi prvým a druhým meraním nebol zaznamenaný výrazný rozdiel, následne došlo k poklesu, ktorý vyvrcholil pri cvičení č. 4, a pri poslednom cvičení sa sledovaný parameter opäť vrátil na úroveň hodnoty č. 3. Tak ako bolo spomenuté v kapitole 3.2.2 – mechanizmy ovplyvňujúce veľmi nízko-frekvenčné pásmo (VLF) nie sú dostatočne preskúmané, avšak prevláda názor, že odráža aktivitu predovšetkým sympatického nervového systému, ktorý pripravuje telo na zvýšenú aktivitu, napr. v prípade ohrozenia, alebo inej stresovej situácie. To korešponduje s popísaným priebehom, kde sa ukázalo, že najvyšší rozdiel bol medzi menej náročným druhým a najnáročnejším štvrtým cvičením.



Graf 5.1 – priebeh parametra pVLF

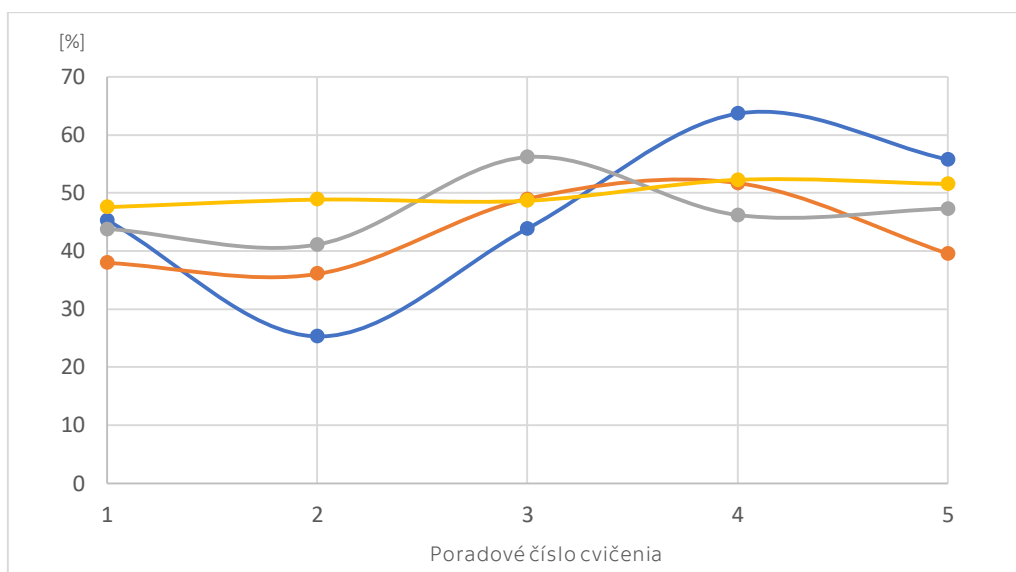
Tabuľka 5.1 – multikomparatívna analýza parametra pVLF

1	2	-3.5497	-0.5	2.5497
1	3	-1.7997	1.25	4.2997
1	4	-0.2997	2.75	5.7997
1	5	-1.5497	1.5	4.5497
2	3	-1.2997	1.75	4.7997
2	4	0.2003	3.25	6.2997
2	5	-1.0497	2	5.0497
3	4	-1.5497	1.5	4.5497
3	5	-2.7997	0.25	3.2997
4	5	-4.2997	-1.25	1.7997



Obrázok 5.1 - grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pVLF

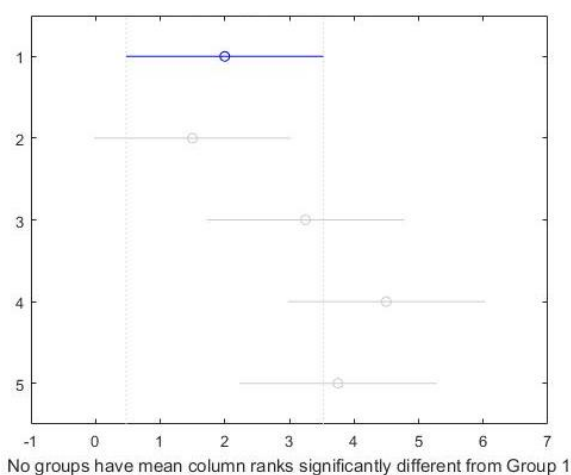
5.2.2 Parameter 2



Graf 5.2. – priebeh parametra pLF

Tabuľka 5.2 – multikomparatívna analýza parametra pLF

1	2	-2,5497	0,5	3,5497
1	3	-4,2997	-1,25	1,7997
1	4	-5,5497	-2,5	0,5497
1	5	-4,7997	-1,75	1,2997
2	3	-4,7997	-1,75	1,2997
2	4	-6,0497	-3	0,0497
2	5	-5,2997	-2,25	0,7997
3	4	-4,2997	-1,25	1,7997
3	5	-3,5497	-0,5	2,5497
4	5	-2,2997	0,75	3,7997

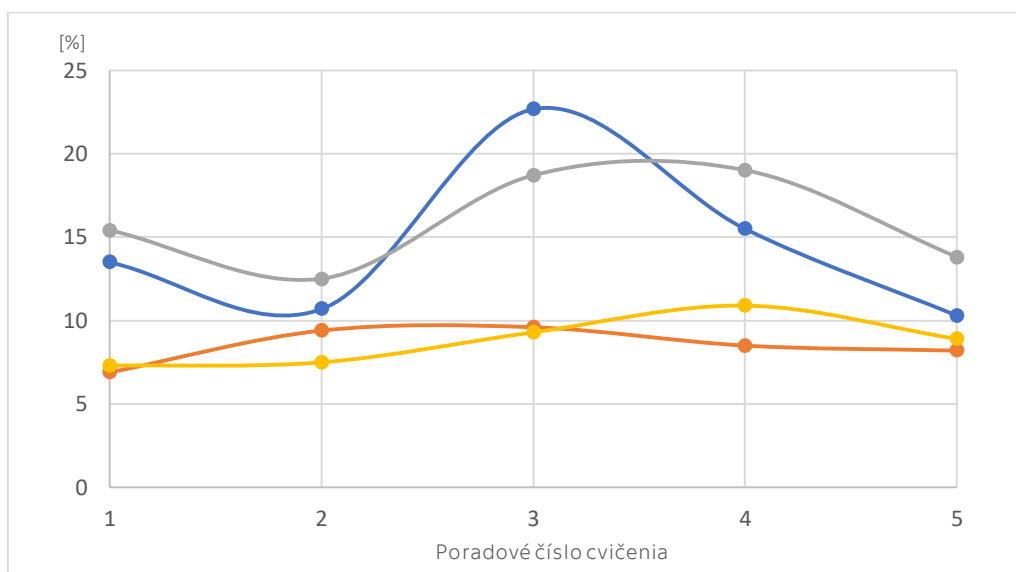


Obrázok 5.2. – grafické znázornenie post hoc analýzy parametra pLF

Druhým parametrom, v ktorom na základe výsledku Friedmanovho testu existuje štatisticky významný rozdiel je pLF, opäť spracovaný Welchovou metódou. Test ukázal, že $X^2_{(4,12)}=9.8$ a $p=0.0439$. Z toho vyplýva, že $p<\alpha$, pričom hladina významnosti je $\alpha=0.05$.

Post-hoc analýza však v tomto prípade neukázala signifikantný rozdiel medzi konkrétnou dvojicou meraní, avšak ako je možné pozorovať v tabuľke 5.2, najbližšie k potvrdeniu významnosti rozdielu bolo porovnanie meraní 2 a 4 s výsledným konfidenčným intervalom CI_{2-4} (-6.0497, 0.0497). Dá sa predpokladať, že pri použití iného typu multikomparatívnej analýzy by sa rozdiel medzi týmito meraniami prejavil ako signifikantný. Je možné pozorovať vplyv sympatického nervového systému na parameter z nízko-frekvenčného pásma, a tak ako v predošlom prípade je najvýraznejší rozdiel zaznamenaný v kombinácii štvrtého a druhého cvičenia. To odráža fakt spomenutý v kapitole 4.1, kde sa uvádza, že štvrté cvičenie bolo v porovnaní s ostatnými najnáročnejšie a je tak evidentné, že zvýšená miera stresu spôsobila vyššiu aktivitu práve sympatiku.

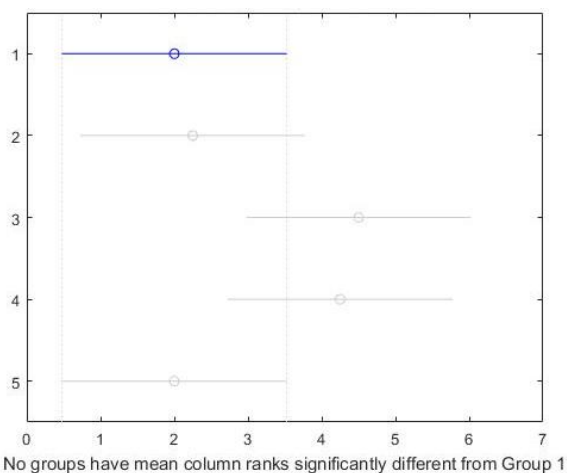
5.2.3 Parameter 3



Graf 5.3. – priebeh parametra pHF

Tabuľka 5.3. – multikomparatívna analýza parametra pHF

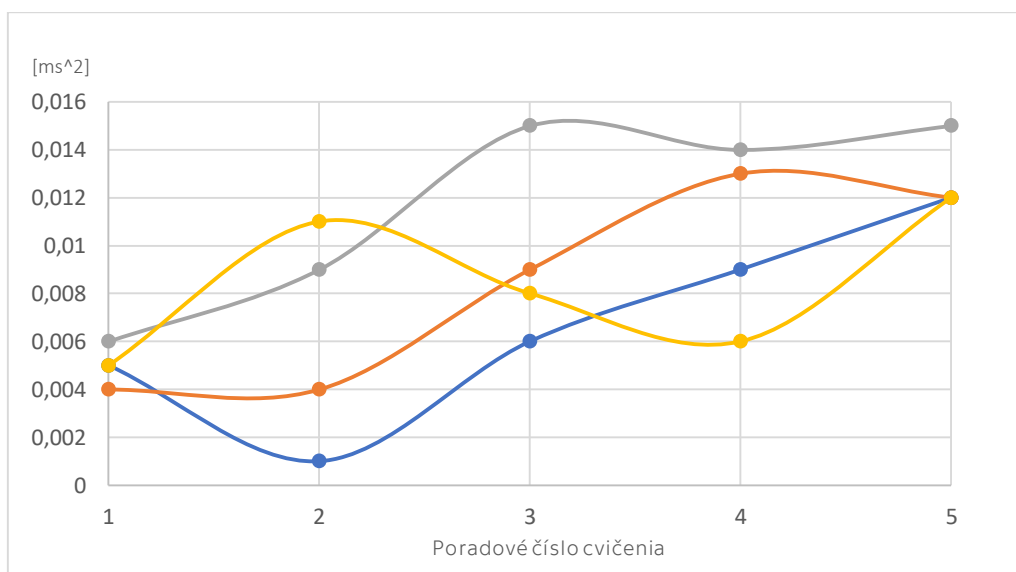
1	2	-3,2997	-0,25	2,7997
1	3	-5,5497	-2,5	0,5497
1	4	-5,2997	-2,25	0,7997
1	5	-3,0497	0	3,0497
2	3	-5,2997	-2,25	0,7997
2	4	-5,0497	-2	1,0497
2	5	-2,7997	0,25	3,2997
3	4	-2,7997	0,25	3,2997
3	5	-0,5497	2,5	5,5497
4	5	-0,7997	2,25	5,2997



Obrázok 5.3. – grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pHF

Parameter pHF spracovaný spektrálnou analýzou pomocou autoregresnej metódy vykazuje na základe výsledkov Friedmanovho testu ($X^2_{(4,12)}=10.2$, $p=0.0372$, $\alpha=0.05$, $p<\alpha$) taktiež signifikantný rozdiel v niektorej z dvojíc meraní. Post-hoc analýza založená na Tukeyovej metóde však v sledovanom datasete opäť neukázala konkrétnu dvojicu meraní, kde by sa rozdiel nachádzal. Z grafického znázornenia na obrázku 5.3. vyplýva, že pri prvom a druhom meraní neprišlo k žiadnej štatisticky významnej zmene. Tá sa výrazne prejavila až pri meraní č. 3 a približne na rovnakej hodnote zostala aj pri štvrtom meraní. Nasledoval pokles na úroveň meraní č. 1 a 2. Parameter pHF predstavuje oblasť vysokofrekvenčného pásma, ktoré zodpovedá vplyvu parasympatického nervového systému. V kapitole 3.1.1 je uvedené, že tento pôsobí opačne ako sympatický, takže utlmuje činnosť srdca a k jeho aktivácii dochádza predovšetkým v kludových situáciách a pri spánku. Pri zvýšenej záťaži, resp. strese však spolu s aktiváciou sympatiku, prichádza po čase aj k aktivácii parasympatiku, ktorý vyrovnáva balanciu medzi týmito dvoma zložkami autonómneho nervového systému.

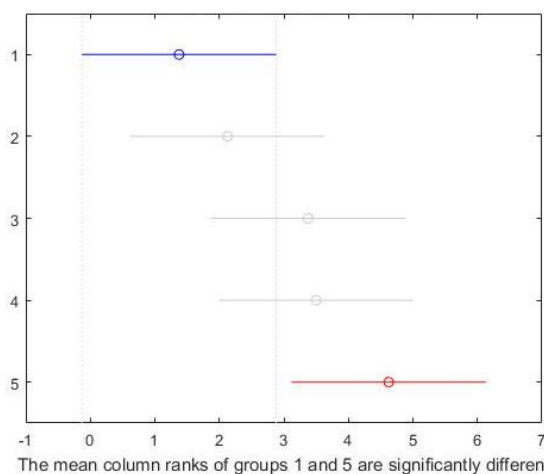
5.2.4 Parameter 4



Graf 5.4. – priebeh parametra aLF

Tabuľka 5.4. – multikomparatívna analýza parametra aLF

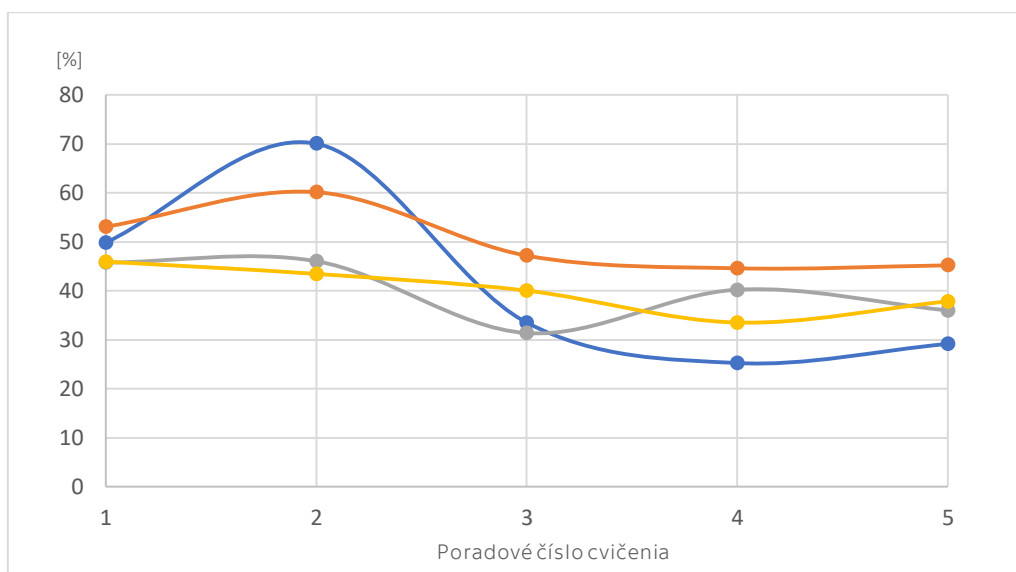
1	2	-3,7614	-0,75	2,2614
1	3	-5,0114	-2	1,0114
1	4	-5,1364	-2,125	0,8864
1	5	-6,2614	-3,25	-0,2386
2	3	-4,2614	-1,25	1,7614
2	4	-4,3864	-1,375	1,6364
2	5	-5,5114	-2,5	0,5114
3	4	-3,1364	-0,125	2,8864
3	5	-4,2614	-1,25	1,7614
4	5	-4,1364	-1,125	1,8864



Obrázok 5.4. – grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra aLF

V prípade štvrtého parametra aLF spracovávaného metódou Lombovho periodogramu indikoval Friedmanov test štatisticky signifikantný rozdiel na hladine významnosti $\alpha=0.05$ s presným výsledkom $X^2_{(4,12)}=10.56$ a $p=0.0319$, z čoho vyplýva, že $p < \alpha$. Ako je znázornené v tabuľke 5.4, z multikomparatívnej analýzy vyplýva významný rozdiel medzi meraniami 1 a 5, s konfidenčným intervalom $CI_{1-5}(-6.2614,-0.2386)$. Grafické znázornenie na obrázku 5.4 ukazuje vzostupný trend výsledkov meraní, z čoho plynie zistený najväčší rozdiel medzi cvičeniami 1 a 5. Meraná veličina aLF predstavuje pásmo nízkych frekvencií a zodpovedá aktivite sympatického nervového systému, tak ako už bolo spomenuté pri parametri 2.

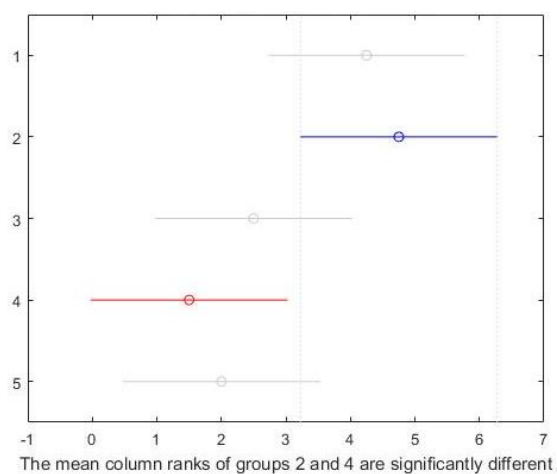
5.2.5 Parameter 5



Graf 5.5. – priebeh parametra pVLF

Tabuľka 5.5. – multikomparatívna analýza parametra pVLF

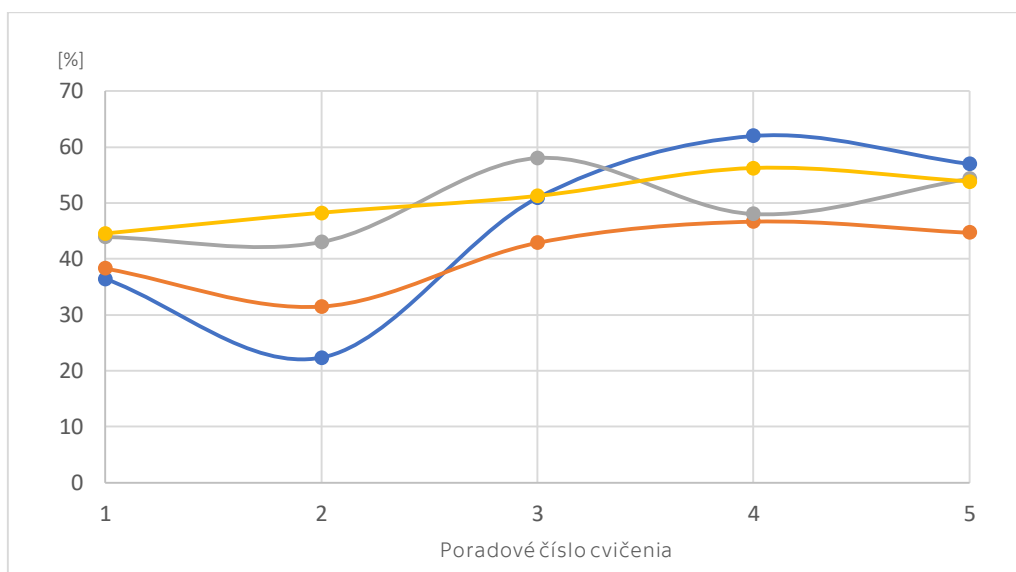
1	2	-3,5497	-0,5	2,5497
1	3	-1,2997	1,75	4,7997
1	4	-0,2997	2,75	5,7997
1	5	-0,7997	2,25	5,2997
2	3	-0,7997	2,25	5,2997
2	4	0,2003	3,25	6,2997
2	5	-0,2997	2,75	5,7997
3	4	-2,0497	1	4,0497
3	5	-2,5497	0,5	3,5497
4	5	-3,5497	-0,5	2,5497



Obrázok 5.5. – grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pVLF

Výsledok Friedmanovho testu parametra pVLF (metóda Lombovho periodogramu) odhaľuje významný rozdiel na základe nasledujúceho výsledku: $X^2_{(4,12)} = 13$, $p=0.0113$, $\alpha=0.05$, tým pádom $p < \alpha$. Podľa multikomparatívnej analýzy (Tabuľka 5.5) sa tento rozdiel nachádza medzi meraniami 2 a 4, pričom konfidenčný interval je CI_{2-4} (0.2003,6.2997). Podľa priebehu výsledkov na obrázku 5.5 sa hodnoty pri prvom a druhom meraní príliš nelíšili, nasledoval pomerne prudký pokles, ktorý sa najviac prehĺbil pri štvrtom meraní, a pri piatom meraní sa hodnota vrátila späť približne k úrovni tretieho merania. Jedná sa o parameter z oblasti veľmi nízkych frekvencií, kde podiel vplyvu sympatiku a parasympatiku nie je detailne preskúmaný (viz. kapitola 3.2.2).

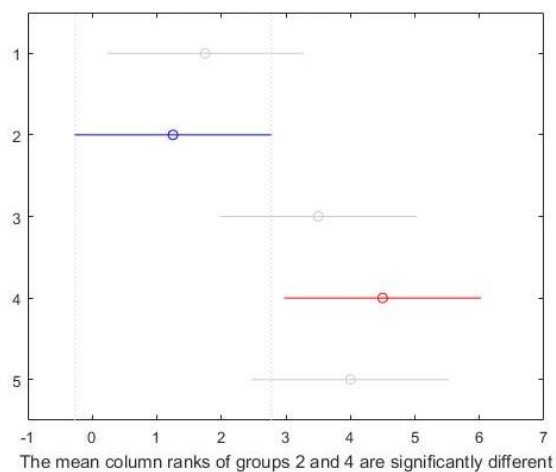
5.2.6 Parameter 6



Graf 5.6. – priebeh parametra pLF

Tabuľka 5.6. – multikomparatívna analýza parametra pLF

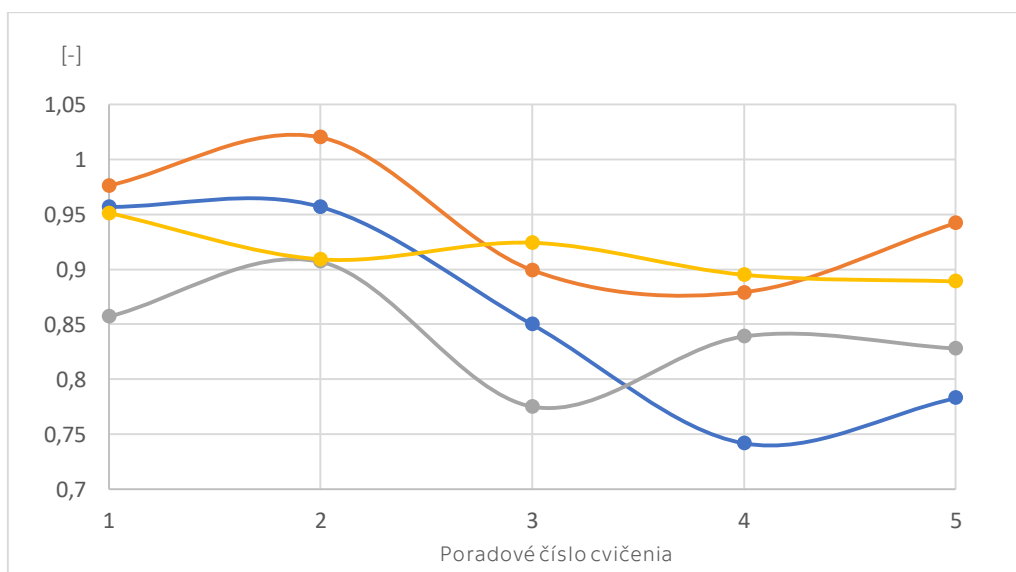
1	2	-2,5497	0,5	3,5497
1	3	-4,7997	-1,75	1,2997
1	4	-5,7997	-2,75	0,2997
1	5	-5,2997	-2,25	0,7997
2	3	-5,2997	-2,25	0,7997
2	4	-6,2997	-3,25	-0,2003
2	5	-5,7997	-2,75	0,2997
3	4	-4,0497	-1	2,0497
3	5	-3,5497	-0,5	2,5497
4	5	-2,5497	0,5	3,5497



Obrázok 5.6. – grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra pLF

Na základe výsledku Friedmanovho testu ($X^2_{(4,12)}=13$, $p=0.0113$, $\alpha=0.05$, z čoho vyplýva, že $p<\alpha$) pre sledovaný parameter pLF získaný Lombovou metódou bola zistená prítomnosť štatisticky signifikantného rozdielu, ktorý bol následnou multikomparatívnou analýzou indikovaný medzi meraním 2 a 4 (Tabuľka 5.6), pričom konfidenčný interval je $CI_{2-4}(-6.2997,-0.2003)$. Z grafického znázornenia na obrázku 5.6 je evidentný priebeh, ktorý zodpovedá náročnosti jednotlivých cvičení a vplyvu sympatiku a je takmer totožný ako priebeh na obrázku 5.2, kde je rovnaký parameter spracovaný Welchovou metódou.

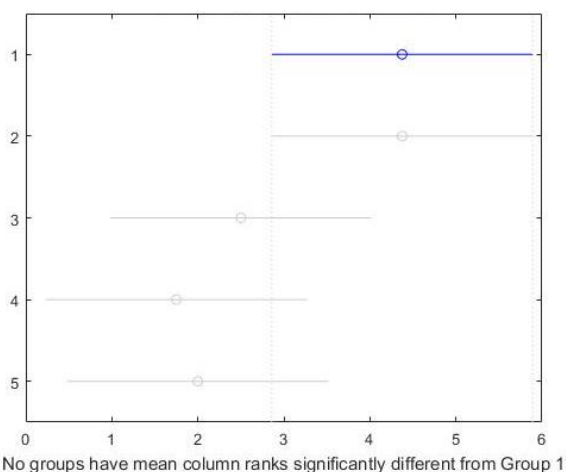
5.2.7 Parametre 7 a 8



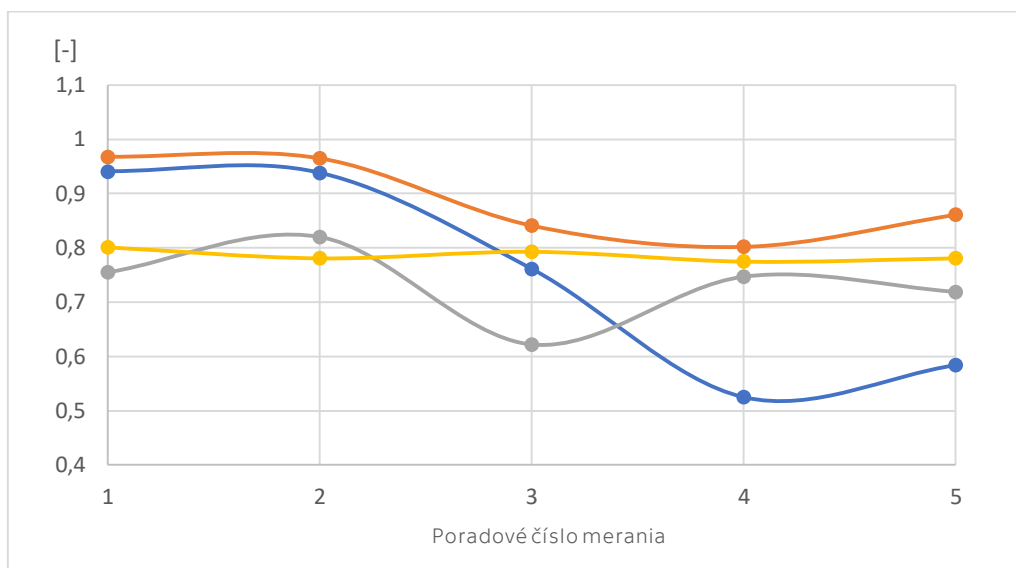
Graf 5.7 - priebeh parametra α_1

Tabuľka 5.7. – multikomparatívna analýza parametra α_1

1	2	-3,0306	0	3,0306
1	3	-1,1556	1,875	4,9056
1	4	-0,4056	2,625	5,6556
1	5	-0,6556	2,375	5,4056
2	3	-1,1556	1,875	4,9056
2	4	-0,4056	2,625	5,6556
2	5	-0,6556	2,375	5,4056
3	4	-2,2806	0,75	3,7806
3	5	-2,5306	0,5	3,5306
4	5	-3,2806	-0,25	2,7806



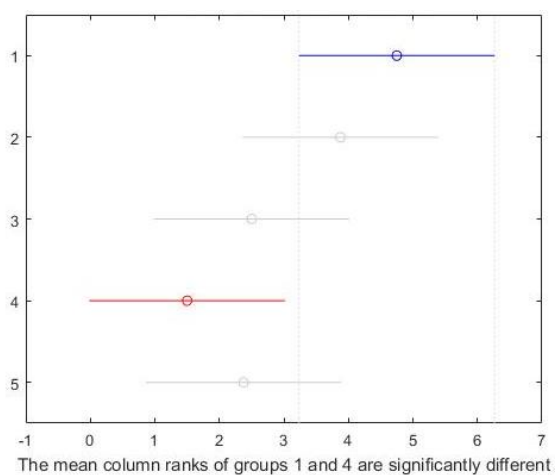
Obrázok 5.7. – grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra α_1



Graf 5.8. – priebeh parametra α_2

Tabuľka 5.8. – multikomparatívna analýza parametra α_2

1	2	-2,1556	0,875	3,9056
1	3	-0,7806	2,25	5,2806
1	4	0,2194	3,25	6,2806
1	5	-0,6556	2,375	5,4056
2	3	-1,6556	1,375	4,4056
2	4	-0,6556	2,375	5,4056
2	5	-1,5306	1,5	4,5306
3	4	-2,0306	1	4,0306
3	5	-2,9056	0,125	3,1556
4	5	-3,9056	-0,875	2,1556



Obrázok 5.8. – grafické znázornenie post-hoc analýzy parametra α_2

Friedmanov test indikoval štatisticky významný rozdiel na hladine významnosti $\alpha=0.05$ na základe nasledujúcich výsledkov - pre parameter α_1 : $X^2_{(4,12)} = 10.68$, $p=0.0304$, ($p < \alpha$) a pre parameter α_2 : $X^2_{(4,12)} = 10.89$, $p=0.0279$, ($p < \alpha$). Pomocou multikomparatívnej analýzy pre parameter α_1 tento rozdiel identifikovaný nebol, a pre parameter α_2 sa nachádzal medzi 1. a 4. meraním, pričom konfidenčný interval bol $CI_{2-4}(0.2194, 6.2806)$.

Bezrozmerné škálovacie koeficienty α_1 a α_2 , ktoré boli stanovené nelineárnou metódou detrendovanej analýzy fluktuácie (Detrended fluctuation analysis, DFA) udávajú koreláciu v rámci nestacionárnej uzatvorenej časovej rady. Z grafov 5.7 a 5.8 môžeme vidieť, že sa tieto koeficienty v priebehu nášho merania pohybovali v rozmedziach od 0.5 do 1, čo svedčí o korelovanom signáli. U jedného meraného subjektu nepatrne prekročil škálovací koeficient α_1 hodnotu 1, tým pádom sa nachádzal v oblasti s prítomnosťou tzv. ružového šumu, teda signálu ktorého výkonová frekvenčná hustota je priamo úmerná prevrátenej hodnote frekvencie. Bližší popis metódy DFA a škálovacích koeficientov je v kapitole 3.5.1.

6. Diskusia

Na základe nameraných dát v priebehu experimentu, bolo prezentovanými metódami vyhodnotených 100 parametrov variability srdcovej frekvencie. Pomocou Friedmanovho testu bolo pre účely tejto práce vyhodnotených 8, v ktorých bola preukázaná prítomnosť štatisticky signifikantného rozdielu. Z týchto ôsmich parametrov boli 3 spracovávané spektrálnou analýzou pomocou Lombovho periodogramu, dva Welchovou metódou, jeden autoregresnou metódou a dva pomocou nelineárnej metódy detrendovanej fluktuáčnej analýzy. Následnou multikomparatívnou post-hoc analýzou týchto vybraných parametrov boli vyhladané konkrétne dvojice meraní, kde sa významný rozdiel nachádzal. Úspešne sa to podarilo v piatich prípadoch, čo je znázornené v prezentácii výsledkov v kapitole 5.

Je možné pozorovať, že najvyšší rozdiel indikovaný multikomparatívnou analýzou bol až päťkrát nameraný medzi druhým a štvrtým meraním, pričom trikrát bol vyhodnotený ako štatisticky signifikantný. Z toho vyplýva, že po prvotnej reakcii autonómneho nervového systému na záťažovú situáciu prišlo pri druhom meraní k nepatrnému poklesu hodnôt jednotlivých parametrov a následne k postupnému zvyšovaniu ako reakcia na zvyšovanie obtiažnosti jednotlivých cvičení. Tieto výsledky teda potvrdzujú predpokladaný vývoj aktivity sympatickej a parasympatickej časti nervového systému, ktoré reagujú na zvyšujúcu sa záťaž v priebehu experimentu a vrcholia pri najnáročnejšom štvrtom cvičení. Podiel vzájomnej aktivity sympatiku a parasympatiku, ktorý by odrážal výraznejšiu dominanciu jedného z nich sa vyjadruje pomocou parametra „*LF/HF ratio*“, ktorý však v našom prípade strednodobého záznamu EKG (približne 20 min.) spoľahlivo neindikuje presný priebeh a výraznejšie rozdiely by boli viditeľné jedine pri rozdelení záznamu na viac intervalov. Tento parameter je závislý aj od neovplyvniteľných faktorov, ako je vek alebo zdravotný stav človeka. Výsledky mohli byť ovplyvnené aj skutočnosťou, že v priebehu merania neboli zabezpečené rovnaké podmienky pre všetky merané subjekty, a to najmä rozdielnou dennou dobou, kedy bol experiment uskutočňovaný.

Na základe dosiahnutých výsledkov môžeme konštatovať, že analýza variability srdcovej frekvencie z elektrokardiogramu a následné spracovanie a vyhodnotenie predovšetkým spektrálnou analýzou poskytuje spoľahlivý pohľad na reakciu autonómneho nervového systému na záťažové situácie. Jedná sa o vhodnú monitorovaciu metódu psychofyziologickej kondície využiteľnú v rôznych oblastiach, nevynímajúc leteckú dopravu.

7. Záver

Cieľom práce bolo vyhodnotiť monitorovanie variability srdcovej frekvencie účastníkov výskumu a stanoviť vhodnosť použitých metód. Experimentálne meranie psychofyziologickej záťaže riadiacich letovej prevádzky prebiehalo formou záznamu elektrokardiogramu a následnou analýzou a vyhodnotením variability srdcovej frekvencie (HRV) časovou a spektrálnou analýzou, a nelineárnymi metódami. Importancia jednotlivých parametrov bola zisťovaná pomocou nachádzania medziskupinových rozdielností u probandov vykonávajúcich výcvik, ktorý bol tvorený cvičeniami s rôznou úrovňou obtiažnosti. V prípade, že partikulárne parametre HRV poukazovali s dostatočnou štatistickou silou na rozdielnosť medzi jednotlivými cvičeniami, boli tieto posúdené ako importantné, i.e. vyhodnotené ako významné pre klasifikáciu záťaže. Bolo zistené, že v siedmich prípadoch sa vyskytoval štatisticky významný rozdiel a následne bol tento rozdiel multikomparatívnou analýzou v piatich prípadoch potvrdený. Parametre so signifikantným rozdielom boli spracovávané spektrálnou analýzou a nelineárnou metódou detrendovanej fluktuáčnej analýzy. Špecificky sa potom jednalo o výkonovú spektrálnu hustotu HRV vo veľmi nízkofrekvenčnom pásme (VLF), výkonovú spektrálnu hustotu v nízkofrekvenčnom pásme (LF), výkonovú spektrálnu hustotu vo vysokofrekvenčnom pásme (HF) a škálovacie koeficienty α_1 a α_2 získané prostredníctvom nelineárnej metódy detrendovanej fluktuácie.

Realizovaný výskum bol limitovaný niekoľkými faktormi. Dôležitý je poznatok spomenutý v kapitole 4.1, kde sa uvádza že sa nejednalo o žiakov podstupujúcich výcvik na pozíciu riadiaceho letovej prevádzky, ale o reálnych riadiacich, ktorí týmto výcvikom už prešli. Nízky počet meraných subjektov takisto neprispel k možnosti generalizovania výsledkov a ich aproximácie pre celú populáciu riadiacich letovej prevádzky. Experiment nebol realizovaný v rovnakú dennú dobu, čo mohlo spôsobiť čiastočné skreslenie výsledkov vplyvom únavy. V tomto smere sa otvára priestor pre možnosti posunutia výskumu na vyššiu úroveň, a to predovšetkým zaistením vyššieho počtu účastníkov a zvýšeným dôrazom na štandardizáciu okolností merania. Napriek tomu však môžeme namerané výsledky považovať za prínosné, pretože poukázali na vhodnosť metódy analýzy HRV pre účely tejto formy výskumu.

Prínosným faktorom je najmä priebeh jednotlivých parametrov v kontexte jednotlivých realizovaných cvičení. Tento priebeh, na základe prezentovaných výsledkov, zodpovedal miere obtiažnosti jednotlivých cvičení. Bolo zistené, že tento trend najlepšie kopírovali

parametre vyhodnotené z HRV práve prostredníctvom spektrálnej analýzy a nelineárnej (fluktuáčnej) analýzy. Uvedené môže slúžiť pre ďalší výskum v tejto oblasti, kedy by sa zahrnutím týchto parametrov napr. do klasifikátorov mohla zvýšiť klasifikačná sila, i.e. špecificita a senzitivita pri hodnotení záťaže. Z uvedeného vyplýva, že ďalšími postupmi a výskumom v tejto oblasti by bolo možné zvýšiť objektivitu pri posudzovaní výkonnosti a záťaže u riadiacich letovej prevádzky, a to ako vo výcviku tak v reálnej prevádzke.

Zoznam použitej literatúry

- [1]: Aviation safety network [online]. [cit. 2019-08-24]. Dostupné z: <https://news.aviation-safety.net/>
- [2]: KRÁL, Miroslav. *Ergonomický výkladový slovník*. Rožnov pod Radhoštěm: Pro IVBP vydal a distribuci zajišťuje RoVS - Rožnovský vzdělávací servis, 1999.
- [3]: ŠIŠKA, Emil. Variabilita srdeční frekvence - možnosti využití ve výzkumu a v klinické praxi. *Československá psychologie*. 2000, 44(3), 266-278.
- [4]: HON, Edward H. a Stanley T. LEE. The fetal electrocardiogram. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* [online]. 1965, 91(1), 56-60 [cit. 2019-08-24]. DOI: 10.1016/0002-9378(65)90586-7. ISSN 00029378. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0002937865905867>
- [5]: AKSELROD, S, D GORDON, F. UBEL, D. SHANNON, A. BERGER a R. COHEN. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*[online]. 1981, 213(4504), 220-222 [cit. 2019-08-24]. DOI: 10.1126/science.6166045. ISSN 0036-8075. Dostupné z: <http://www.sciencemag.org/cgi/doi/10.1126/science.6166045>
- [6]: ERNST, Gernot. *Heart Rate Variability* [online]. London: Springer London, 2014 [cit. 2019-08-24]. DOI: 10.1007/978-1-4471-4309-3. ISBN 978-1-4471-4308-6.
- [7]: KLEIGER, Robert E., J.Philip MILLER, J.Thomas BIGGER a Arthur J. MOSS. Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *The American Journal of Cardiology* [online]. 1987, 59(4), 256-262 [cit. 2019-08-24]. DOI: 10.1016/0002-9149(87)90795-8. ISSN 00029149. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0002914987907958>
- [8]: MALIK, M., J. T. BIGGER, A. J. CAMM, R. E. KLEIGER, A. MALLIANI, A. J. MOSS a P. J. SCHWARTZ. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal* [online]. 1996, 17(3), 354-381 [cit. 2019-08-24]. DOI: 10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868. ISSN 0195-668X. Dostupné z: <https://academic.oup.com/eurheartj/article-lookup/doi/10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868>

- [9]: VLČKOVÁ, Eva, Josef BEDNAŘÍK a Šárka BURŠOVÁ. Spektrální analýza variability srdeční frekvence - normativní data. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2010, 73-106(6), 663-672.
- [10]: ZHANG, John. Effect of Age and Sex on Heart Rate Variability in Healthy Subjects. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2007, 30(5), 374-379 [cit. 2019-08-24]. DOI: 10.1016/j.jmpt.2007.04.001. ISSN 01614754. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0161475407001224>
- [11]: AVERTY, Philippe, Christian COLLET, André DITTMAR, et al. (2004). Mental Workload in Air Traffic Control: An Index Constructed from Field Tests. *Aviation, space, and environmental medicine* [online]. 2004, 75(4) 333-41.
- [12]: RADÜNTZ, Thea, Thorsten MÜHLHAUSEN, Norbert FÜRSTENAU, Emilia CHELADZE a Beate MEFFERT. Cardiovascular Parameters for Mental Workload Detection of Air Traffic Controllers. KARWOWSKI, Waldemar a Tareq AHRAM, ed. *Intelligent Human Systems Integration 2019* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2019, 2019-01-06, s. 789-794 [cit. 2019-08-24]. Advances in Intelligent Systems and Computing. DOI: 10.1007/978-3-030-11051-2_120. ISBN 978-3-030-11050-5. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-030-11051-2_120
- [13]: RODRIGUES, Susana, Joana PAIVA, Duarte DIAS, Marta ALEIXO, Rui FILIPE a João CUNHA. Cognitive Impact and Psychophysiological Effects of Stress Using a Biomonitoring Platform. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 2018, 15(6) [cit. 2019-02-11]. DOI: 10.3390/ijerph15061080. ISSN 1660-4601. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1660-4601/15/6/1080>
- [14]: COSTA, GIOVANNI. Evaluation of workload in air traffic controllers. *Ergonomics* [online]. 1993, 36(9), 1111-1120 [cit. 2019-08-24]. DOI: 10.1080/00140139308967982. ISSN 0014-0139. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140139308967982>
- [15]: MÍKOVÁ, Ingrid. *Stres a jeho vliv na poskytování letových provozních služeb: Stress and its impact on providing of the air traffic services : zkrácená verze PhD Thesis*. Brno: Vysoké učení technické, 2003. Vědecké spisy Vysokého učení technického v Brně. ISBN 80-214-2323-4.

- [16]: JUNKOVÁ, Lenka. Stress management - Řízení stresu při kritických událostech (CISM) v letových provozních službách [online]. Praha, 2007 [cit. 2019-02-12]. Dostupné z: <<https://theses.cz/id/hqhvnt/>>. Diplomová práce. Vysoká škola ekonomická v Praze. Vedoucí práce Eva
- [17]: MRÁZ, Peter, et al. *Anatómia ľudského tela 2*. Bratislava: Slovak Academic Press, 2006. ISBN 80-89104-96-7.
- [18]: JAVORKA, Kamil. *Lekárska fyziológia*. 3., preprac. a dopl. vyd. Martin: Vydavateľstvo Osveta, c2009. ISBN 978-80-8063-291-5.
- [19]: HÁČIK, Lubomír. *Lidská výkonnost a omezení (040 00): dočasná učebnice : [učební texty dle předpisu JAR-FCL 1]*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2006. Učební texty pro teoretickou přípravu dopravních pilotů dle předpisu JAR-FCL 1. ISBN 80-7204-471-0
- [20]: DZVONÍK, Oliver, Peter BLAŠKO a Josef KŘÍŽ. *Ľudský faktor v letectve: ľudská výkonnosť a jej obmedzenia*. Žilina: EDIS, 2001. ISBN 80-7100-811-7
- [21]: ČIHÁK, Radomír, DRUGA, Rastislav a Miloš GRIM, ed. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-1132-x.
- [22]: GRIM, Miloš a Rastislav DRUGA. *Základy anatomie 5: Anatomie krajín tela*. Praha: Galén, 2008. ISBN 978-80-246-0573-9.
- [23]: MIKULOVÁ, Mária. Srdce - čo o ňom treba vedieť a prečo zlyháva ?. *Zdravie*[online]. [cit. 2019-08-20]. Dostupné z: <https://www.zdravie.sk/clanok/56108/srdce-co-o-nom-treba-vediet-a-preco-zlyhava>
- [24]: JAVORKA, Kamil, et al. *Variabilita frekvencie srdca: mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin: Osveta, 2008. ISBN 978-80-8063-269-4.
- [25]: PALATINI, Paolo. Need for a Revision of the Normal Limits of Resting Heart Rate. *Hypertension* [online]. 1999, 33(2), 622-625 [cit. 2019-08-25]. DOI: 10.1161/01.HYP.33.2.622. ISSN 0194-911X. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.HYP.33.2.622>
- [26]: SPODICK, David H., Padma RAJU, Richard L. BISHOP a Robert D. RIFKIN. Operational definition of normal sinus heart rate. *The American Journal of Cardiology* [online]. 1992, 69(14), 1245-1246 [cit. 2019-08-25]. DOI: 10.1016/0002-9149(92)90947-W. ISSN 00029149. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/000291499290947W>

- [27]: TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [28]: HODOSY, Július, Peter JACKULIAK, Ján ŠTEVLÍK a Juraj PAYER. *EKG v praktickom živote*. Bratislava: Univerzita Komenského v Bratislave, 2017. ISBN 978-80-223-4309-1.
- [29]: Končetinové a hrudní svody V1 – V6. In: *Myokarditida* [online]. [cit. 2019-08-26]. Dostupné z: https://myokarditida.cz/cs_CZ/diagnostika-a-lecba/diagnostika/elektrokardiogram-ekg/
- [30]: PUMPRLA, Jiří. Využití analýzy variability srdeční frekvence v hodnocení autonomní dysfunkce a nefarmakologických intervencí při metabolickém syndromu: 20 let zkušeností [online]. Olomouc, 2014 [cit. 2019-08-25]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/dybzeb/>. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Lékařská fakulta.
- [31]: ŠKRTEL, K. Analýza variability srdečního rytmu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 75 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
- [32]: BOTEK, Michal, Jakub KREJČÍ a Andrew J. MCKUNE. *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2017. ISBN 978-80-244-5202-9.
- [33]: KUBIČKOVÁ, Alena. *Automatická analýza signálů variability srdečního rytmu* [online]. Brno, 2017 [cit. 2019-08-26]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/63848>. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [34]: SCHLOROVIÁ, Hana. *Posuzování spánkových stádií ze signálů HRV* [online]. Brno, 2014 [cit. 2019-08-26]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/33100>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [35]: ŠURDA, Jozef a Oldřich ONDRÁČEK. Analýza variability srdečního rytmu s využitím nelineární dynamiky. In: *Trends in biomedical engineering: proceedings of the 8th Czech-Slovak conference*. Bratislava: Slovenská technická univerzita. ISBN 978-80-227-3105-8.

- [36]: ŠERLOVÁ, Michaela. *Využití biotelemetrických systémů ve výcviku pilotů na leteckém simulátoru*. Praha, 2018. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze.
- [37]: RAHMAN, Faisal, Sandra PECHNIK, Daniel GROSS, LaToya SEWELL a David S. GOLDSTEIN. Low frequency power of heart rate variability reflects baroreflex function, not cardiac sympathetic innervation. *Clinical Autonomic Research* [online]. 2011, 21(3), 133-141 [cit. 2019-08-26]. DOI: 10.1007/s10286-010-0098-y. ISSN 0959-9851. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10286-010-0098-y>
- [38]: YAMAMOTO, Y. a R. L. HUGHSON. Coarse-graining spectral analysis: new method for studying heart rate variability. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1991, 71(3), 1143-1150 [cit. 2019-08-26]. DOI: 10.1152/jappl.1991.71.3.1143. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1991.71.3.1143>
- [39]: DAVIDÍKOVÁ, Šárka. *Analýza variability srdeční frekvence plodu ve spektrální oblasti*. Praha, 2015. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze.
- [40]: KUBALA, Matej. *Časově-frekvenční analýza signálu* [online]. Brno, 2014 [cit. 2019-08-26]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/56478>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta informačních technologií. Ústav počítačové grafiky a multimédií. Vedoucí práce David Bařina.
- [41]: GROSMAN, Tomáš. *Analýza variability srdečního rytmu*. Praha, 2016. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze.
- [42]: MRAZNIČOVÁ, Markéta. *Lombův periodogram a jeho použití na frekvenční analýzu EKG signálů*. Olomouc, 2013. Bakalářská práce (Bc.). UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI. Přírodovědecká fakulta
- [43]: Lomb Periodogram. In: *MathWorks* [online]. [cit. 2019-08-20]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/plomb.html>
- [44]: RUSZ, Jakub. *Analýza sympato-vagální rovnováhy* [online]. Brno, 2018 [cit. 2019-08-26]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/81658>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Oto Janoušek.
- [45]: SASSI, Roberto, Sergio CERUTTI, Federico LOMBARDI, et al. Advances in heart rate variability signal analysis: joint position statement by the e-Cardiology ESC Working Group and the European Heart Rhythm Association co-endorsed by the Asia Pacific Heart

Rhythm Society. *Europace* [online]. 2015, 17(9), 1341-1353 [cit. 2019-08-22]. DOI: 10.1093/europace/euv015. ISSN 1099-5129. Dostupné z: <https://academic.oup.com/europace/article-lookup/doi/10.1093/europace/euv015>

[46]: MRAZNIČOVÁ, Markéta. Nelineární metody analýzy EKG zaznamů [online]. Olomouc, 2015 [cit. 2019-08-21]. Dostupné z: <<https://theses.cz/id/ht90e2/>>. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce RNDr. Tomáš Fürst, Ph.D.

[47]: PENG, C.-K., Shlomo HAVLIN, H. Eugene STANLEY a Ary L. GOLDBERGER. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science* [online]. 1995, 5(1), 82-87 [cit. 2019-08-22]. DOI: 10.1063/1.166141. ISSN 1054-1500. Dostupné z: <http://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.166141>

[48]: PENZEL, T., J.W. KANTELHARDT, L. GROTE, J. PETER a A. BUNDE. Comparison of detrended fluctuation analysis and spectral analysis for heart rate variability in sleep and sleep apnea. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2003, 50(10), 1143-1151 [cit. 2019-08-22]. DOI: 10.1109/TBME.2003.817636. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1232484/>

[49]: Entropie [online]. [cit. 2019-08-23]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Entropie>

[50]: ESTEBAN, Rebeca Goya. *Heart Rate Variability Characterization Using Entropy Measures*. Porto, 2008. Master Thesis. Universidade do Porto.

[51]: RICHMAN, Joshua S. a J. Randall MOORMAN. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* [online]. 2000, 278(6), H2039-H2049 [cit. 2019-08-21]. DOI: 10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039. ISSN 0363-6135. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>

[52]: PINCUS, S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. 1991, 88(6), 2297-2301 [cit. 2019-08-21]. DOI: 10.1073/pnas.88.6.2297. ISSN 0027-8424. Dostupné z: <http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.88.6.2297>

[53]: COSTA, Madalena, Ary L. GOLDBERGER a C.-K. PENG. Multiscale Entropy Analysis of Complex Physiologic Time Series. *Physical Review Letters* [online]. 2002, 89(6) [cit. 2019-

08-21]. DOI: 10.1103/PhysRevLett.89.068102. ISSN 0031-9007. Dostupné z: <https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevLett.89.068102>

[54]: *NASA Task Load Index* [online]. California: NASA Ames Research Center [cit. 2019-08-22]. Dostupné z: https://humansystems.arc.nasa.gov/groups/TLX/downloads/TLX_pappen_manual.pdf

[55]: VLV Lab. *Albertov Research Center* [online]. [cit. 2019-08-22]. Dostupné z: <https://www.albertov.cz/projekty/vlv-lab/>

[56]: HENDL, Jan. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat. 4., rozš. vyd.* Praha: Portál, 2012. ISBN 978-80-262-0200-4.

[57]: DUBJAKOVÁ, Eva. *Metody mnohonásobného porovnávání pro jednoduché třídění* [online]. Brno, 2009 [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: <<https://is.muni.cz/th/zk6eu/>>. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Marie Budíková.