

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Centrum sportovních aktivit

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2023

Oliver Jaroš



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

VLIV ARTEFAKTŮ NA STANOVENÍ AEROBNÍHO PRAHU

EFFECT OF ARTEFACTS ON DETERMINATION OF AEROBIC THRESHOLD

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Oliver Jaroš

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

BRNO 2023

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Sportovní technologie**

Centrum sportovních aktivit

Student: Oliver Jaroš

ID: 226391

Ročník: 3

Akademický rok: 2022/23

NÁZEV TÉMATU:

Vliv artefaktů na stanovení aerobního prahu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Vypracujte literární rešerši odhadu aerobního prahu pomocí analýzy detrendované fluktuační s využitím jejího parametru α . 2) Pomocí hrudního pásu Polar H10 zaznamenejte tachogramy během různých sportovních aktivit. 3) Analyzujte množství a charakter artefaktů v každém z tachogramů. Vytvořte testovací dataset arteficiálních tachogramů tak, aby každý reprezentoval stejný vzorový tachogram pokaždé zarušený jinými artefakty odpovídajícími jednotlivým sportovním aktivitám. 4) Spočítejte parametr DFA α 1 pro tachogramy z datasetu nejprve bez korekce artefaktů a poté s ní. Bude-li to účelné, využijte více korekčních metod. 5) Statisticky vyhodnoťte přesnost výpočtu DFA α 1 pro všechny kombinace sportů a korekčních metod. 6) Interpretujte výsledky a vztáhněte je ke korekčnosti odhadu aerobního prahu pro různé druhy sportovních aktivit.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ROGERS, Bruce, David GILES, Nick DRAPER, Olaf HOOS a Thomas GRONWALD. A New Detection Method Defining the Aerobic Threshold for Endurance Exercise and Training Prescription Based on Fractal Correlation Properties of Heart Rate Variability. *Frontiers in Physiology*. 2021, 11. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2020.596567

[2] ROGERS, Bruce, David GILES, Nick DRAPER, Laurent MOUROT a Thomas GRONWALD. Influence of Artefact Correction and Recording Device Type on the Practical Application of a Non-Linear Heart Rate Variability Biomarker for Aerobic Threshold Determination. *Sensors*. 2021, 21(3). ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21030821

Termín zadání: 13.2.2023

Termín odevzdání: 2.6.2023

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Bakalárska práca sa zaoberá identifikáciou artefaktov vyskytujúcich sa počas behu a plávania a vplyvu týchto artefaktov pri stanovení aeróbného prahu z RR intervalov pomocou analýzy detrendovanej fluktuácie a jeho indexu α_1 počas záťažového testu. Najprv je rozobraná teoretická časť, kde sú popísané všetky informácie ohľadom vymedzenia tréningových zón, HRV, analýzy detrendovanej fluktuácie a spôsob stanovenia aeróbného prahu z DFA. Druhá časť práce je praktická a zaoberá sa konkrétnymi meraniami, ich spracovaním, a následnou štatistickou analýzou výsledkov.

Bolo zistené, že s artefaktmi vyskytujúcich sa počas behu bola pri určovaní aeróbného prahu priemerná absolútna chyba len 1,58 úderov/min. a po aplikovaní korekčnej metódy už len 0,33 úderov/min. Počas analýzy s artefaktmi vyskytujúcich sa pri plávaní bola táto chyba až na úrovni 9,89 úderov/min a po aplikovaní korekčnej metódy už len 0,67 úderov/min.

Kľúčové slova

variabilita srdcovej frekvencie, aeróbný prah, artefakty, analýza detrendovanej fluktuácie, korekcia artefaktov

Abstract

The bachelor's thesis deals with the identification of artifacts occurring during running and swimming and the influence of these artifacts in determining the aerobic threshold from RR intervals using the analysis of detrended fluctuation and its α_1 index during a stress test. First, the theoretical part is discussed, where all information related to the definition of training zones, HRV, detrended fluctuation analysis and the method of determining the aerobic threshold from DFA are described. The second part of the work is practical and deals with specific measurements, their processing and subsequent statistical analysis of the results.

It was found that for artifacts occurring during running, the mean absolute error in determining the aerobic threshold was only 1.58 beats/min. and after applying the correction method only 0.33 beats/min. When analyzed with artifacts occurring during swimming, this error was up to 9.89 beats/min, and after applying the correction method it was only 0.67 beats/min.

Keywords

heart rate variability, aerobic threshold, artifacts, detrended fluctuation analysis, artefact correction

Bibliografická citácia

JAROŠ, Oliver. *Vliv artefaktů na stanovení aerobního prahu*. Brno, 2023. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/151454>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Centrum sportovních aktivit, 2023, 54 s. Vedoucí práce Oto Janoušek.

Vyhlásenie autora o pôvodnosti diela

Meno a priezvisko autora:	Oliver Jaroš
VUT ID autora:	226391
Typ práce:	Bakalárska práca
Akademický rok:	2022/23
Téma záverečnej práce:	Vplyv artefaktov na stanovenie aeróbného prahu

Vyhlasujem, že svoju záverečnú prácu som vypracoval samostatne pod vedením vedúcej/cého záverečnej práce, s využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej záverečnej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto záverečnej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahol nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomý následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka Českej republiky č. 40/2009 Sb..

V Brne dňa:

podpis autora

Pod'akovanie

Rád by som pod'akoval vedúcemu bakalárskej práce, pánovi Ing. Otovi Janouškovi, Ph.D. za odborné vedenie, konzultácie, trpezlivosť a podnetné návrhy k práci.

V Brne dňa:

podpis autora

Obsah

ZOZNAM OBRÁZKOV	9
ZOZNAM TABULIEK	10
ÚVOD	11
1. ROZLOŽENIE PÁSIEM PRE VYTRVALOSTNÝ TRÉNING	12
1.1 AERÓBNY PRAH.....	12
1.2 ANAERÓBNY PRAH	12
1.3 PROBLÉMY S PRESNOU DETEKCIOU LAKTATOVÝCH A VENTILAČNÝCH PRAHOV.....	13
1.3.1 Alternatívy na vymedzenie tréningových pásiem.....	14
2. VARIABILITA SRDCOVEJ FREKVENCIE	16
2.1 VPLYVY OVPLYVŇUJÚCE HRV	16
2.1.1 Vnútorne faktory ovplyvňujúce HRV.....	16
2.1.2 Vonkajšie faktory ovplyvňujúce HRV.....	17
2.2 KLASIFIKÁCIA ARTEFAKTOV	17
2.3 METÓDY ČASOVEJ OBLASTI.....	19
2.3.1 Štatistické metódy.....	19
2.3.2 Geometrické metódy.....	19
2.4 METÓDY FREKVENČNEJ OBLASTI	20
2.5 NELINEÁRNE METÓDY ANALÝZY HRV.....	21
2.5.1 Metóda DFA (Detrendovaná analýza fluktuácie)	21
2.6 ALGORITMUS DFA.....	22
2.6.1 Interpretácia	24
3. DFA AKO DETEKČNÁ METÓDA DEFINUJÚCA AERÓBNY PRAH	25
3.1 VPLYV KOREKČIE ARTEFAKTOV A TYPU ZÁZNAMOVÉHO ZARIADENIA NA URČENIE HRVT1	25
4. CIELE PRÁCE.....	27
5. METODIKA MERANIA.....	28
5.1 TESTOVÉ PROTOKOLY	28
5.2 ZBER DÁT	29
5.3 VÝPOČET AERÓBNEHO PRAHU Z DFA A1	30
5.4 IDENTIFIKÁCIA ARTEFAKTOV A ZARUŠENIE VZOROVÉHO TACHOGRAMU	32
5.5 KOREKČNÁ METÓDA PRE KOREKCIU ARTEFAKTOV.....	33
5.6 ŠTATISTICKÁ ANALÝZA.....	34
5.6.1 Porovnanie DFA a1 hodnôt	34
5.6.2 Porovnanie zistených Aeróbnych prahov v úderoch/min. (HRVT1).....	34
6. VÝSLEDKY.....	36
6.1 VÝSKYT ARTEFAKTOV POČAS BEHU A PLÁVANIA	36
6.2 ARTEFAKTY A KOREKČNÁ METÓDA PRI HODNOTÁCH DFA A1	38
6.3 ARTEFAKTY A KOREKČNÁ METÓDA PRI URČOVANÍ AERÓBNEHO PRAHU (HRVT1).....	40
7. DISKUSIA	44
7.1 VYHODNOTENIE VÝSKYTU ARTEFAKTOV POČAS BEHU A PLÁVANIA.....	44

7.2	VPLYV ARTEFAKTOV A KOREKČNEJ METÓDY NA DFA A1.....	45
7.3	VPLYV ARTEFAKTOV A KOREKČNEJ METÓDY NA URČENÉ AERÓBNE PRAHY (HRVT1).....	46
8.	ZÁVER.....	48
	LITERATÚRA.....	49
	ZOZNAM SYMBOLOV A SKRATIEK	53
	ZOZNAM PRÍLOH.....	54

ZOZNAM OBRÁZKOV

Obrázok 1.1: Rozdelenie troch zón intenzity [5].	13
Obrázok 2.1: Tri kategórie chýb detekcie intervalu RR [18].	18
Obrázok 2.2: Histogram NN intervalov [16].	20
Obrázok 2.3: Spektrum rozdelenia frekvenčných oblastí [16].	21
Obrázok 2.4: Integrovaný časový rad $y(k)$ so znázornením lokálnych lineárnych trendov [22].	22
Obrázok 2.5: Graf závislosti veľkosti $\ln[F(n)]$ od $\ln(n)$ [14].	23
Obrázok 2.6: Kvantifikácia a kvalitatívny popis korelačných vlastností (krátkodobý exponent fluktuácie α_1) v rámci časových radov HRV [9].	24
Obrázok 5.1: Graf priebehu Bruceoveho protokolu.	29
Obrázok 5.2: Zobrazenie záznamu RR intervalov v mobilnej aplikácii HRV Logger.	30
Obrázok 5.3: Blokové schéma	30
Obrázok 5.4: DFA α_1 vynesená proti HR a určenie HR pri aeróbnom prahu	32
Obrázok 5.5: Dosadenie artefaktov z bežeckého testu na ovale do merania zo záťažového testu (Bruceov test)	33
Obrázok 6.1: Identifikácia artefaktov testovaného subjektu (198 artefaktov)	37
Obrázok 6.2: Histogramy DFA α_1 hodnôt	39
Obrázok 6.3: Regresné grafy DFA α_1 hodnoty	40
Obrázok 6.4: Box-ploty HRVT1	41
Obrázok 6.5: Znemožnené určovanie HRVT1 z dôsledku veľkého znehodnoteného artefaktmi	42
Obrázok 6.6: Bland Altmanova analýza zhody HRVT1	43

ZOZNAM TABULIEK

Tabuľka 1.1: Charakteristika základných tréningových pásiem	12
Tabuľka 5.1: Základné údaje o testovaných subjektoch	28
Tabuľka 6.1: Počet a percentuálne zastúpenie artefaktov z 12 testovaných subjektov	36
Tabuľka 6.2: Počet a % výskyt jednotlivých artefaktov z celkového počtu artefaktov	37
Tabuľka 6.3: Štatistická analýza DFA α_1 hodnôt.....	38
Tabuľka 6.4: Štatistická analýza HRVT1	41

ÚVOD

Športovec potrebuje dokonale poznať svoje telo po fyziologickej stránke. Srdcová frekvencia a jej variabilita je dôležitý termín hlavne pre športovcov, ktorí si vďaka nej dokážu zlepšiť tréningový proces, čo im pomôže podávať lepšie výkony. Vytrvalostný tréning môže zahŕňať široké spektrum intenzity záťaže, od mnohých hodín strávených pri nízkej intenzite až po krátke intervaly vysokej intenzity, trvajúce niekoľko sekúnd, preto je dôležité presné vymedzenie prahov intenzity tréningu.

Hoci sa na definovanie prahových hodnôt bežne vykonávajú prírastkové záťažové testy s meraním koncentrácie laktátu a/alebo výmeny plynov, rôzne prístupy sa nemusia zhodovať, čo môže viesť k nepresnému vymedzeniu hraníc zón.

Podľa štúdie od Bruca Rogersa [1] z roku 2021 sa dajú tieto prahy odvodiť z variability srdcovej frekvencie (HRV) zaznamenatej počas záťažového testu. Táto práca má za cieľ zistiť vplyv artefaktov vznikajúcich počas behu a plávania na určenie aeróbného prahu. Predpokladáme, že v priebehu behu a plávania sa budú vyskytovať v nameranom HRV tachograme pohybové artefakty, a to najmä pri vyšších úrovniach záťaže.

Teoretická časť sa venuje popisu tréningových zón, HRV a analýze detrendovanej fluktuácie a jej indexu α_1 , pomocou ktorej sa prahy vypočítavajú. V tejto časti prebehla základná rešerš v danej problematike, ktorá uľahčí analýzu a spracovanie výsledkov v ďalšej časti.

Praktická časť sa zameriava na samotný popis merania a jeho protokolu, spracovaním dát, ich analýzou a štatistickou analýzou výsledkov. Na základe výsledkov sa pokúsime stanoviť, pri ktorých športoch je možné použiť najčastejšie používaný hrudný pás na získanie odhadu aeróbného prahu, a pri ktorých to naopak možné nie je, ako aj úspešnosť korekčnej metódy, ktorá by mala zlepšiť hodnoty a priblížiť sa k reálnym, ak by bol záznam HRV bez artefaktov.

1. ROZLOŽENIE PÁSIEM PRE VYTRVALOSTNÝ TRÉNING

Vytrvalostný tréning môže zahŕňať široké spektrum intenzity záťaže, od mnohých hodín strávených pri nízkej intenzite až po krátke intervaly vysokej intenzity trvajúce niekoľko sekúnd. Tieto intenzity sú zvyčajne rozdelené do 3 zón na základe určitých fyziologických prahov (Obrázok 1.1). Hranica prvej a druhej zóny intenzity je vo všeobecnosti definovaná prvým laktátovým prahom (LT1) alebo ventilačným prahom (VT1), známymi ako aeróbny prah. Prechod medzi druhou a treťou zónou intenzity súvisí s druhým laktátovým prahom (LT2), maximálnym laktátovým rovnovážnym stavom (MLSS), druhým ventilačným prahom (VT2), alebo respiračným kompenzačným bodom (RCP) známymi ako anaeróbny prah (Tabuľka 1.1) [2].

Tréningové pásmo	Definovanie pásma	Prahy pásma
Intenzita/Zóna 1 - Podprahové pásmo	\leq Aeróbny prahom (AeT)	VT1, LT1
Intenzita/Zóna 2 - Prahové pásmo	Medzi Aet a AnT	
Intenzita/Zóna 3 - Nadprahové pásmo	\geq Anaeróbny prah	VT2, LT2, MLSS, RCP

Tabuľka 1.1: Charakteristika základných tréningových pásiem

1.1 Aeróbny prah

Štart aeróbnych procesov začína na úrovni aeróbneho prahu. Do srdcovej frekvencie 120 úderov/min. je krytie energie 100 % aeróbne a od 120 – 160 úderov/min. je aeróbne krytie v rozsahu 90 – 95 % [3]. Aeróbnemu prahu zodpovedajú nasledovné fyziologické hodnoty:

- Percento z maximálnej spotreby kyslíka 40 – 60 % VO_{2max}
- Percento z maximálnej srdcovej frekvencie 60 – 65 % HR_{max}
- Srdcová frekvencia 120 – 160 úderov/min.
- Obsah laktátu v krvi do 2 mmol/l

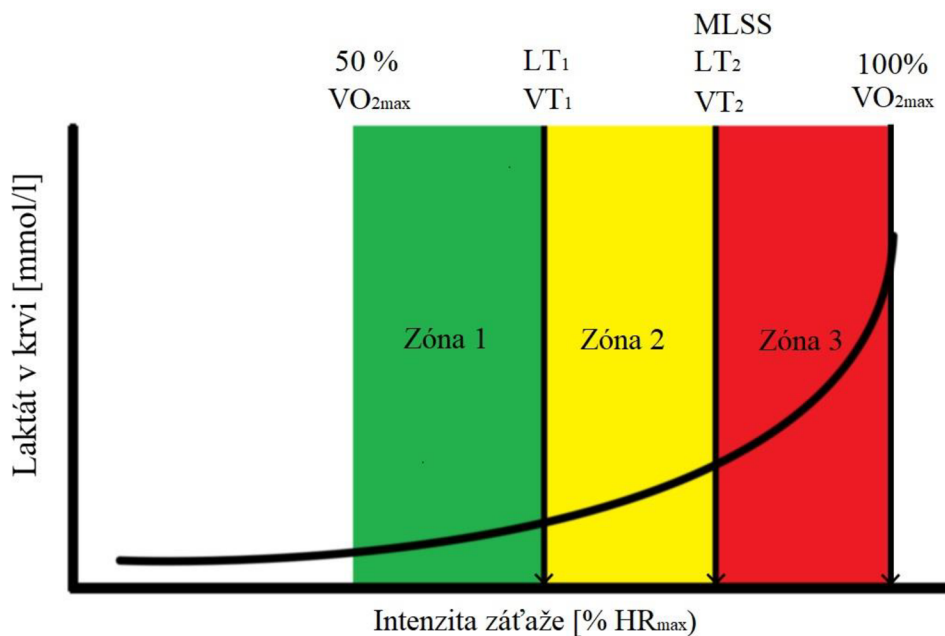
V pokoji je hladina laktátu v krvi 0,7 – 1,5 mmol/l [4]. Pri tejto intenzite je energetické krytie práce v prevažnej miere z tukov.

1.2 Anaeróbny prah

Predstavuje intenzitu, pri ktorej sa do činnosti výraznejšie zapájajú aj anaeróbne procesy, ale celý systém tvorby a využitia laktátu zostáva v rovnováhe. To znamená, že do

intenzity na úrovni anaeróbného prahu (prahová intenzita) je množstvo laktátu pri rovnakej intenzite konštantné. Rýchlosť behu na úrovni anaeróbného prahu dokážu pretekári počas pretekov udržať asi 1 hodinu [3] [4]. Nad touto intenzitou množstvo laktátu pri konštantnej intenzite neustále stúpa, čo v konečnom dôsledku vedie k prerušeniu činnosti v dôsledku prekyslenia vnútorného prostredia. Túto intenzitu charakterizujú nasledujúce fyziologické hodnoty:

- Percento z maximálnej spotreby kyslíka- 50 - 70 % VO_{2max} u netrénovaných a 80 - 90 % VO_{2max} a viac u trénovaných
- Percento z maximálnej srdcovej frekvencie 80 – 90 % HR_{max}
- Srdcová frekvencia 160 – 180 úderov/min.
- Obsah laktátu v krvi 4 – 5 mmol/l



Obrázok 1.1: Rozdelenie troch zón intenzity [5].

1.3 Problémy s presnou detekciou laktatových a ventilačných prahov

Presné a jednoduché určenie prahových hodnôt je nevyhnutné na nastavenie a porovnanie rôznych stratégií rozloženia intenzity tréningu, na optimalizáciu kondície a zvýšenie výkonu, ako aj na matematické modelovanie zónového tréningového času alebo parametrov tréningových vzdialenosti [6] [7]. Nedostatočná definícia týchto limitov by mohla viesť k nežiaducemu tréningovému zaťaženiu a rozloženiu v rámci rôznych tréningových zón. Na presnú kvantifikáciu rozdelenia intenzity tréningu sa používajú rôzne modely, ako napríklad polarizované, prahové alebo pyramídové rozloženie

intenzity tréningu [2]. Hoci sa na definovanie prahových hodnôt bežne vykonávajú prírastkové záťažové testy s meraním koncentrácie laktátu a/alebo výmeny plynov, rôzne prístupy sa nemusia zhodovať, čo môže viesť k nepresnému vymedzeniu hraníc zón [8].

To môže viesť k zavádzajúcim porovnaniam medzi protokolmi, ako aj k nežiaducim tréningovým výsledkom u športovcov, ktorí sa pokúšajú napodobniť navrhovanú metódu. Fyzické následky dokonca aj pri minimálnom prekročení cieľovej intenzity môžu viesť k vyčerpaniu glykogénu, narušeniu gastrointestinálnej bariéry, spolu s väčšou celkovou centrálnou a svalovou únavou [7] [9].

Aby bolo možné študovať zmeny vo fyziologických reakciách a výkonových výsledkoch po manipulácii s pomerom tréningových zón, je potreba dohody o tom, čo tvorí prahové hraničné body. Súbor literatúry o prechode zóny 1 do zóny 2 sa zdá byť obzvlášť mätúci [10]. Dôležité je tiež zistenie, že VT1 aj VT2 nekorelujú dobre s pevnými percentami maximálnej srdcovej frekvencie, VO₂max alebo maximálneho aeróbného výkonu v rôznych populáciách, vďaka čomu sú odporúčania na zostavovanie tréningových plánov založené na týchto prednastavených metrikách problematické. Hodnotenie výsledkov výkonu pomocou pevných hodnôt laktátu alebo rôznych meraní LT1/VT1 tiež viedlo k nekonzistentnosti výsledkov, keďže sú závislé na rade nejednoznačne definovaných parametrov [9].

Je zaujímavé, že aj keď sa laktátové a ventilačné prahy vo všeobecnosti považujú za súvisiace s rovnakými fyziologickými javmi, korelácia medzi nimi podlieha podstatným výchyľkám. Či to súvisí so základnými rozdielmi v biologickom mechanizme alebo jednoducho s variáciou protokolu, nie je jasné [5]. Napokon, výmena plynov aj testovanie laktátu silne závisia od protokolu záťažového testu, ktorý môže alebo nemusí produkovať prahové hodnoty ekvivalentné cvičeniu s konštantnou záťažou.

Vzhľadom na vyššie uvedené ťažkosti pri definovaní prahov pre prechod zóny 1 vyvstáva otázka, či existujú alternatívy na vymedzenie rozloženia intenzity. Ešte žiadanejší by bol parameter, ktorý by sa dal odvodiť prostredníctvom neinvazívnych, lacných a bežne dostupných nositeľných zariadení.

1.3.1 Alternatívy na vymedzenie tréningových pasiem

Jednou z ľahko dostupných subjektívnych prístupov je hodnotenie miery vnímanej námahy (RPE), ktoré sa ukázalo ako citlivé na hodnotenie únavy organizmu počas cvičenia [11], ale líši sa vo výsledkoch rozloženia tréningovej intenzity od iných metód.

Okrem toho boli počas dynamického cvičenia študované časové a frekvenčné indexy variability srdcovej frekvencie a ukázalo sa, že sa menia so zvyšujúcou sa intenzitou tréningu, pričom k najväčšej zmene dochádza pri nižších intenzitách. Napriek dobre fungujúcim prístupom sa zistilo, že parametre frekvenčnej analýzy, ako napríklad vysokofrekvenčný (HF) výkon, sú nespoľahlivé u značnej časti jednotlivcov, až 20 % subjektov, ktorým neidentifikovali hraničné hodnoty [12].

Ďalej bolo zistené, že HRV parameter SD1, reprezentujúci krátkodobou variabilitu srdcovej frekvencie, môže byť u niektorých jedincov celkom platná pre vymedzenie VT1/LT1 a VT2/LT2. Avšak u niektorých jedincov vykazovala veľkú variabilitu a chybovosť, čím bola menej užitočná, napríklad na vymedzenie aeróbného prahu. Zistilo sa, že nelineárne metódy analýzy HRV majú sľubné prístupy, ktoré získavajú nové poznatky o distribúcii intenzity tréningu z pohľadu autonómneho nervového systému (ANS), bez závislosti od špecifických organizmových subsystémov [12] [13]

2. VARIABILITA SRDCOVEJ FREKVENCIE

Variabilita srdcovej frekvencie (heart rate variability – HRV) je variácia časových intervalov medzi po sebe nasledujúcimi srdcovými údermi. Rytmus srdca je ovládaný sinoatriálnym uzlom, ktorý je modulovaný ako sympatikom, tak aj parasympatikom. Aktivita sympatiku zvyšuje srdcovú frekvenciu, zatiaľ čo aktivita parasympatiku ho znižuje. Kontinuita vplyvu týchto dvoch systémov má za následok časové variácie v srdcovej frekvencii. Vplyv aktivity sympatiku a parasympatiku na HRV dokážeme určiť na základe frekvenčných pásiem. Pásmo vysokej frekvencie (HF – high frequency) nám určuje vplyv parasympatika a jeho rozmedzie je od 0,15 až 0,4 Hz. Pásmo nízkej frekvencie (LF – low frequency), ktorá je v rozmedzí od 0,04 až 0,15 Hz, je výsledkom funkcie sympatika [14].

2.1 Vplyvy ovplyvňujúce HRV

Do analýzy RR intervalov môže zasahovať mnoho artefaktov. Tie možno rozdeliť na fyziologické a technické. Technické artefakty zahŕňajú chýbajúci alebo pridaný QRS komplex či chyby v zaznamenanom čase výskytu R vrcholu. Sú spôsobené chybami merania alebo použitého algoritmu. Na druhej strane fyziologické artefakty obsahujú ektopické údery alebo prípady arytmie. Ektopickými sťahmi sa rozumejú predčasné údery srdca vzhľadom na cyklus, ktoré vznikajú v nepredvídateľnom čase. Definícia sa od seba veľmi líši, typická hodnota sa však pohybuje okolo 20 % dĺžky predošlého intervalu. Na odstránenie týchto chýb by mal byť signál manuálne skontrolovaný a na analýzu by mali byť použité iba úseky bez artefaktov, prípadne môžu byť na odstránenie artefaktov použité niektoré interpolačné metódy [14] [15]. Ďalšou vlastnosťou HRV signálu, ktorá môže významne ovplyvniť analýzu, sú pomalé lineárne alebo zložitejšie trendy v analyzovanom časovom rade, ktoré je potrebné pred analýzou zvážiť. Na odstránenie týchto nepravidelností je možné použiť dve metódy: analyzovať iba stále segmenty, alebo pomalé trendy zo signálu pred analýzou odstrániť. K tomu sa často využívajú polynomiálne modely [14].

2.1.1 Vnútorne faktory ovplyvňujúce HRV

Frekvencia srdca je ovplyvňovaná aktivitou autonómneho nervového systému, aj vplyvom dýchania.

Aktivita parasympatického nervu znižuje srdcovú frekvenciu a tým aj silu srdcovej kontrakcie. Prenos je sprostredkovaný acetylcholínom, ktorý znižuje frekvenciu výboju sinoatriálneho uzlu, spomaľuje atrioventrikulárny prevod a znižuje vzrušivosť myokardu [16] [17].

Naopak aktivitou sympatiku sa srdcová frekvencia zvyšuje a zároveň s ňou sila srdcovej kontrakcie. Prenos je sprostredkovaný noradrenalínom, ktorý spôsobuje zrýchlenie atrioventrikulárneho prevodu a zvyšuje vzrušivosť myokardu [17].

Najmä v krčnej tepne a v aorte sa nachádzajú baroreceptory, ktoré zaznamenávajú krvný tlak v týchto cievach a práve signály týchto mechanoreceptorov aktivujú, alebo inhibujú sympatikus, alebo naopak parasympatikus, ktorý ďalej riadi srdcovú frekvenciu [17].

HRV môže byť ovplyvnené rôznymi faktormi, vrátane chorôb srdca a ich liečby. Lieky, ktoré ovplyvňujú sympato-vagálnu rovnováhu, ako sú antidepresíva a iné látky ovplyvňujúce prežívanie človeka, môžu mať tiež vplyv na HRV. Preto je dôležité sledovať tieto javy u meraných probandov a vynechať z analýzy tých, ktorí sú zaťažení takýmto ovplyvnením nervovej alebo kardiovaskulárnej sústavy. [16] [17].

2.1.2 Vonkajšie faktory ovplyvňujúce HRV

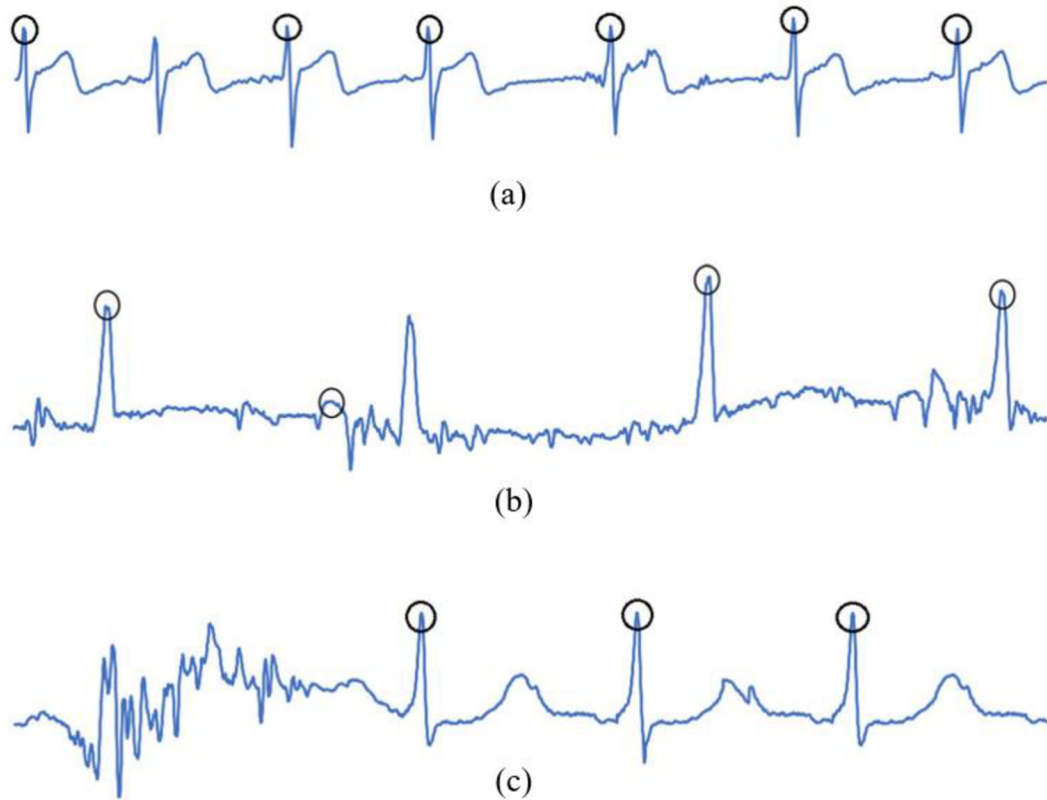
Srdcová frekvencia ľudského tela je regulovaná aj podľa vonkajšieho prostredia. Napríklad pri svalovej záťaži je nutné pre telo zvýšiť rýchlosť prúdenia krvi, aby svaly mali dostatok kyslíka [16].

Za ďalší vonkajší faktor, ktorý ovplyvňuje HRV, sa dá považovať psychická záťaž, pretože ľudské telo na stresové situácie reaguje zvýšením srdcovej frekvencie. Ďalej je potrebné brať pri vyšetrení ohľad na počasie, teplotu alebo hluk okolo pacienta. Takmer všetci ľudia nevedome reagujú na počasie miernou zmenou srdcovej frekvencie a to najmä kvôli tlaku, množstvu kyslíka vo vzduchu a pod. Pokiaľ je pacientovi chladno, môže mať svalový tras, ktorý zvyšuje nároky na kyslík, teda zvyšuje srdcovú frekvenciu. Ak je okolo pacienta hluk spôsobí to značný nepokoj, ktorý sa tiež môže prejaviť zmenou srdcovej frekvencie [16].

2.2 Klasifikácia artefaktov

Monitory srdcovej frekvencie sa pravidelne používajú na zaznamenávanie intervalov RR a výpočet HRV v štúdiách súvisiacich so záťažou. V údajoch intervalu RR sa však vyskytujú technické aj biologické artefakty, ktoré, ak sa neupravia, predstavujú skreslenie a predstavujú významný problém pre interpretáciu vypočítaných časových, frekvenčných a nelineárnych parametrov HRV. Artefakty môžeme klasifikovať do 3 kategórií chýb detekcie intervalu RR [16]:

- a) chýbajúci interval RR, keď softvér nezistil existujúcu vlnu R,
- b) chyba detekcie špičky R-vlny v dôsledku nesprávnej detekcie špičky,
- c) chyba detekcie vrcholu R-vlny v dôsledku šumu v signáli EKG (Obrázok 2.1).



Obrázok 2.1: Tri kategórie chýb detekcie intervalu RR [18].

Preto je nutné odstrániť artefakty (abnormálne RR intervaly), čo je však zložité a vždy sa tým zanáša do následnej analýzy chyba. Kritická miera artefaktov sa líši podľa dĺžky záznamu a podľa vyhodnocovaných parametrov, ale všeobecne sa má za to, že percento artefaktov by nemalo v signále prekročiť 5% (niektoré zdroje uvádzajú aj 1%) [15]. Najpoužívanejšie metódy na odstránenie artefaktov sú:

- vymazanie artefaktu (bez náhrady)
- nahradenie artefaktu metódou lineárnej, kvadratickej alebo kubickej interpolácie
- nahradenie artefaktu metódou najbližšieho suseda

Analýza HRV

2.3 Metódy časovej oblasti

HRV môže byť vyhodnocovaná niekoľkými metódami. Najjednoduchšie sú metódy hodnotenia časovou analýzou. Parametre časovej analýzy informujú o peakoch v HRV tachograme a využívajú na hodnotenie jednoduché štatistické postupy. Medzi najjednoduchšie parametre týchto analýz patrí priemerný NN interval, rozdiel medzi najdlhším a najkratším NN intervalom či priemerná srdcová frekvencia. Parametre, ktoré sa zisťujú v časovej oblasti, sa dajú rozdeliť na dve podskupiny a to štatistické metódy a geometrické [19].

2.3.1 Štatistické metódy

Štatistické metódy sa z pravidla vyhodnocujú z časovo dlhých záznamov, pri ktorých môžeme uplatniť zložitejšie štatistické výpočty. Štatistické metódy môžeme ďalej rozdeliť na:

- štatistické metódy vychádzajúce priamo z hodnôt NN intervalov,
 - SDNN - smerodajná odchýlka NN intervalov,
 - SENN - štandardná chyba priemeru NN intervalov,
- štatistické metódy vychádzajúce z rozdielov medzi NN intervalmi,
 - SDSD - štandardná odchýlka rozdielov medzi susednými RR intervalmi,
 - RMSSD - stredná kvadratická odchýlka po sebe idúcich RR intervaloch,
 - NN50 - počet po sebe idúcich NN intervalov líšiacich sa o viac ako 50 ms,
 - pNN50 - percentuálne zastúpenie NN50 v celkovom zázname.

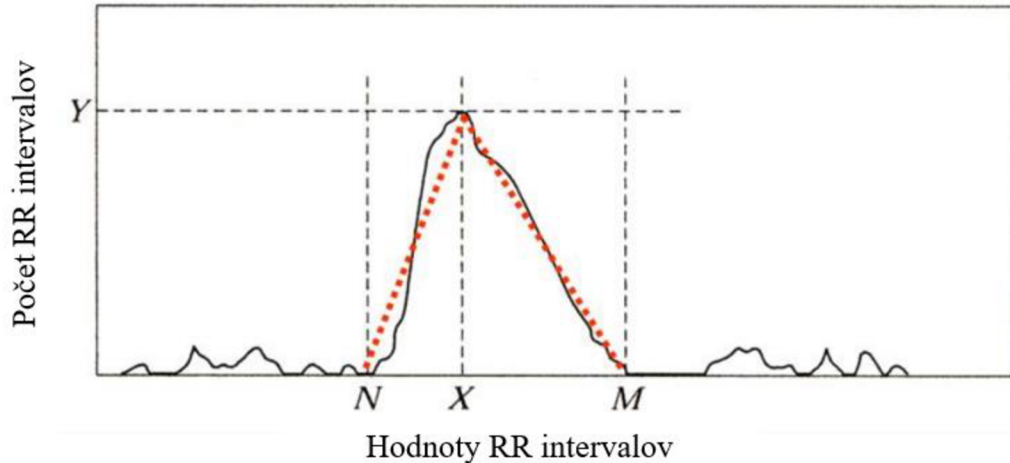
Parameter SDNN je často používaným indexom celkovej HRV, kým parameter RMSSD môžeme považovať za index variability beat-to-beat (HRV od úderu po úder) [14] [19].

2.3.2 Geometrické metódy

Séria NN intervalov môžu byť prevedené aj do geometrických vzorov ako vzor hustoty distribúcie dĺžky NN intervalu, vzor hustoty distribúcie rozdielov dĺžok susedných NN intervalov, Lorenzova krivka NN intervalov alebo R-R intervalov atď. Na hodnotenie variability je použité jednoduché pravidlo založené na geometrických a/alebo grafických vlastnostiach výsledného vzoru [15].

Pri geometrických metódach musíme merané úseky NN intervalov previesť do diskrétnej stupnice, ktorá nie je ani príliš jemná ani príliš hrubá. Skúsenosti ukázali, že optimálna dĺžka jednotky stupnice je približne 8 ms [15]. Najbežnejšie využívanou

geometrickou metódou je prevedenie meraného úseku NN interval na histogram (Obrázok 2.2) a následné výpočty založené na tomto zobrazení.



Obrázok 2.2: Histogram NN intervalov [16].

V histograme intervalov NN ja posudzujme šírka histogramu nad daným prahom a tvar aproximovaného histogramu. Následne sa z histogramu počíta trojuholníkový index HRV (HRV trinagular index) ktorý je definovaný ako:

- trojuholníkový index HRV = (celkový počet intervalov NN) / Y

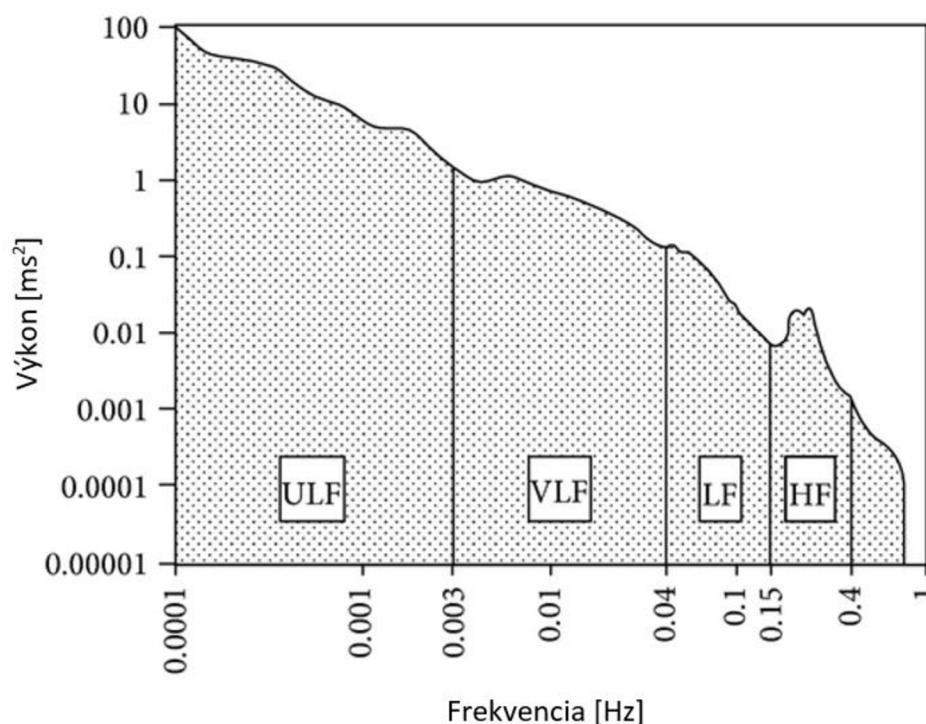
kde Y je maximum histogramu a dĺžka základni trojuholníkovej aproximácie histogramu:

- $TINN = M - N$ [16]

2.4 Metódy frekvenčnej oblasti

Ďalšie oblasti pre hodnotenie HRV je frekvenčná alebo spektrálna oblasť získaná z radu RR intervalov. R-R intervaly sú prevedené do frekvenčných hodnôt a následne sa analyzuje získané spektrum. V rámci spektrálnej analýzy HRV môžeme spektrum rozdeliť na 4 pásma (Obrázok 2.3):

- veľmi nízka frekvencia (VLF) - 0,003-0,04 Hz,
- nízka frekvencia (LF) - 0,04-0,15 Hz,
- vysoká frekvencia (HF) - 0,15-0,40 Hz,
- ultra nízka frekvencia (ULF) [15].



Obrázok 2.3: Spektrum rozdelenia frekvenčných oblastí [16].

2.5 Nelineárne metódy analýzy HRV

Medzi ďalšie metódy analýzy HRV patria nelineárne hodnotenia. Nelineárne parametre HRV sa pokúšajú zachytiť celkový rozsah dynamických procesov, ktoré sa zapájajú a ovplyvňujú merania HRV. Tak, ako sú lineárne parametre pomerne kvalitne diferencované a prebádané, nelineárne parametre sa naopak pokúšajú zachytiť zložitú interakciu hormonálnych, elektrofyziologických veličín a centrálnej a autonómnej regulácie a iných prepojených systémov v organizme, ktoré sa zapájajú do HRV [20].

2.5.1 Metóda DFA (Detrendovaná analýza fluktuácie)

Schopnosť získať a analyzovať biologický signál je veľmi dôležitá pre fyziologický výskum a klinickú diagnózu. Aj keď sa nedávno dokázalo, že tieto signály sú vo svojej podstate nelineárne a nestacionárne, nástroje na ich analýzu často predpokladajú opak. Komplexné biologické signály môžu obsahovať ukrytú informáciu, ktorá sa nedá odhaliť konvenčnými analytickými metódami. Fraktálová analýza je považovaná za jeden z najperspektívnejších prístupov na extrakciu tejto informácie z fyziologického časového radu [21].

Avšak pri aplikácii analýzy časových radov na štúdium variability frekvencie srdca nastáva problém, pretože tento časový rad je často vysoko nestacionárny. A tu vzniká otázka, či táto heterogenosť v štruktúre vychádza zo zmien okolitých podmienok (a teda

má len málo spoločné s vnútornou dynamikou samotného systému), alebo tieto fluktuácie vznikajú v rámci komplexných nelineárnych vlastností systému. Ak by sa fluktuácie riadené okolitými nekorelovanými stimulmi dali oddeliť od vnútorných fluktuácií generovaných dynamickým systémom, mali by odlišné tzv. korelačné vlastnosti. Ostatné nestacionárne fluktuácie sa odohrávajú na vlastných charakteristických časových škálach, ktoré súvisia s frekvenciou vonkajších stimulov. Metóda DFA kvantifikuje prítomnosť alebo neprítomnosť fraktálových korelácií v časovom rade. Pomocou DFA môže byť popísaná sebedopodobnosť vyskytujúca sa na vybranej časovej škále [20] [21]. Veľkou výhodou oproti iným metódam (napr. spektrálna analýza) je to, že DFA umožňuje spoľahlivú detekciu long – range korelácií skrytých vo viditeľne nestacionárnom časovom rade.

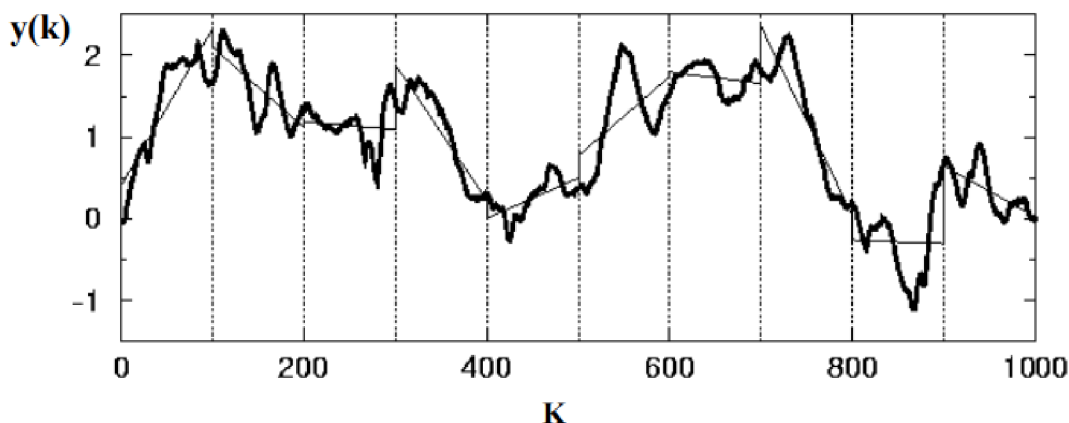
2.6 Algoritmus DFA

1. Integrácia časového radu - dôležitý krok pri fraktálovej analýze časového radu je jeho integrácia [22]. Časový rad z RR-intervalov s celkovým počtom vzorkov N pretransformujeme pomocou vzťahu:

$$y(k) = \sum_{i=1}^k [RR(i) - RR_{ave}], \quad (2.1)$$

kde $RR(i)$ je i -ty RR-interval a RR_{ave} je priemerná dĺžka RR-intervalu.

2. Rozdelenie na segmenty a odstránenie trendov - integrovaný časový rad rozdelíme na rovnako dlhé segmenty s dĺžkou n . V každom segmente za pomoci lineárnej regresie vypočítame parametre priamky, ktorá reprezentuje trend v danom segmente časového radu (Obrázok 2.4). V ďalšom kroku odstránime trend v každom segmente časového radu pomocou odčítania y -smernice vypočítanej priamky $y_n(k)$ od príslušnej hodnoty $y(k)$.



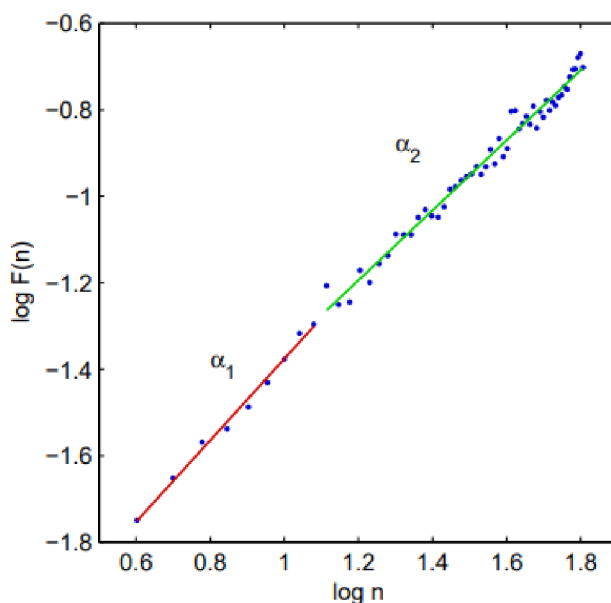
Obrázok 2.4: Integrovaný časový rad $y(k)$ so znázornením lokálnych lineárnych trendov [22].

3. Výpočet $F(n)$ - odmocninu priemerného štvorca odchýliek integrovaného časového radu okolo príslušných častí priamok potom počítame pomocou vzorca:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2}, \quad (2.2)$$

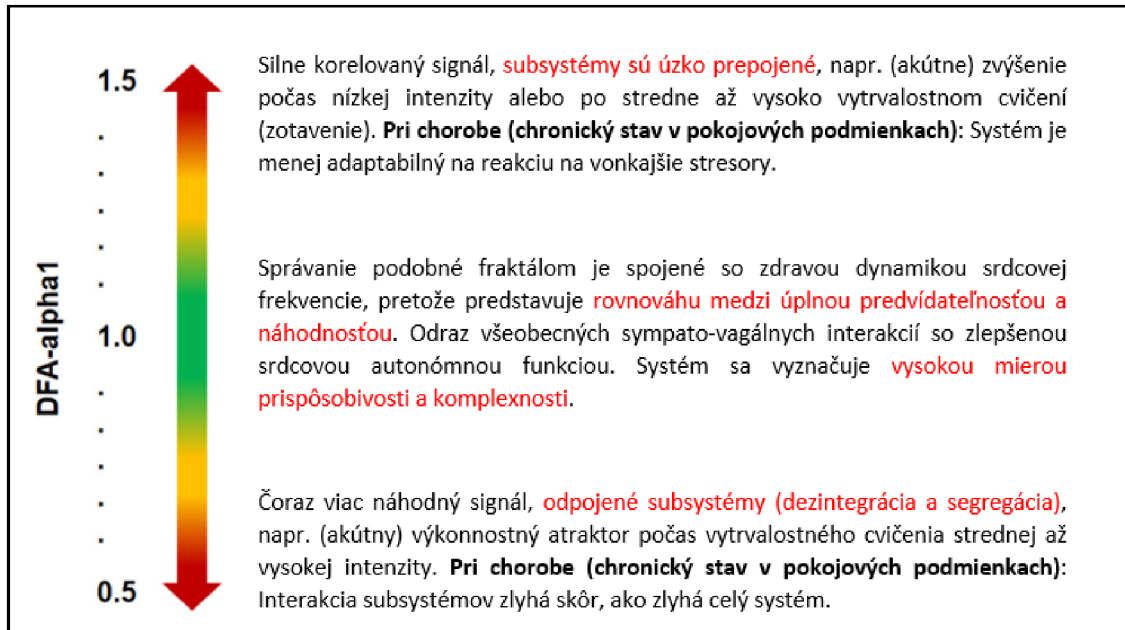
Tento výpočet je potrebné opakovať pre rôzne časové škály (pre rôzne dĺžky segmentov n), aby bolo možné určiť závislosť medzi veľkosťou fluktuácií pri príslušnej dĺžke segmentu $F(n)$ a dĺžkou segmentu n . Typický je vzostup $F(n)$ pri raste n .

4. Určenie parametra α - fluktuácie potom môžeme charakterizovať pomocou tzv. škálovacieho exponentu α (scaling exponent), ktorý sa nazýva aj parameter sebedobnosti (self-similarity parameter). Tento parameter môžeme určiť zo vzájomného vzťahu $F(n)$ a n . Je to sklon priamky získanej pomocou lineárnej regresie zo závislosti veľkosti $\log[F(n)]$ od $\log(n)$ (Obrázok 2.5).



Obrázok 2.5: Graf závislosti veľkosti $\ln[F(n)]$ od $\ln(n)$ [14].

2.6.1 Interpretácia



Obrázok 2.6: Kvantifikácia a kvalitatívny popis korelačných vlastností (krátkodobý exponent fluktuácie α_1) v rámci časových radov HRV [9].

Typicky sú v DFA korelácie rozdelené na krátkodobé a dlhodobé fluktuácie. Krátkodobé fluktuácie sú charakterizované sklonom α_1 získaným z $(\log n, \log F(n))$ grafu v rozsahu $4 \leq n \leq 16$. V súlade s tým, sklon α_2 získaný štandardne z rozsahu $16 \leq n \leq 64$ charakterizuje dlhodobé fluktuácie [23].

3. DFA AKO DETEKČNÁ METÓDA DEFINUJÚCA AERÓBNY PRAH

DFA α_1 a jeho aplikácia počas pokojových podmienok sa už vo veľkej miere aplikovala na hodnotenie kardiovaskulárnych chorôb, ako aj prognózu a predikciu úmrtnosti v klinických podmienkach a ukazuje, že hodnoty DFA α_1 , ktoré sa líšia od normálnej hodnoty 1,0 sú spojené s vyššou chorobnosťou alebo horšou prognózou bez ohľadu na ochorenie alebo vekovú skupinu [24].

Ukázalo sa, že DFA α_1 sa neustále mení so zvyšujúcou sa intenzitou cvičenia. Klesá so zvyšujúcou sa záťažou, počnúc silne korelovanými vzormi na úrovniach pod prvým ventilačným prahom (HRVT1), prechodom cez hodnoty predstavujúce nekorelované, menej zložité správanie pri strednej až vysokej záťaži, a nakoniec vykazujúce antikorelované a náhodné vzorce pri najvyššie dosiahnutej intenzite [1]. To môže poskytnúť cenné informácie pre sledovanie vnútornej záťaže organizmu a pri individualizácii vytrvalostného cvičenia a predpisovania tréningu. Po miernom zaťažení z pokoja DFA α_1 rýchlo klesá so zvyšujúcou sa záťažou v blízkosti aeróbného prahu, čo demonštruje potenciálnu užitočnosť tohto parametra na vymedzenie zóny nízkej intenzity [1] [25].

Bod DFA α_1 , ktorý dosiahol hodnotu 0,75 počas inkrementálneho testu na bežeckom páse, bol priamo spojený s prvým ventilačným prahom meraným pomocou srdcovej frekvencie a výmeny plynov VO₂. Keďže intenzita tréningu pod prvým ventilačným prahom má veľký význam pre cvičenie a predpisovanie tréningu vo vytrvalostnom športe, využitie DFA α_1 môže poskytnúť návod na určenie platnej hranici nízkej tréningovej zóny bez potreby testovania výmeny plynov alebo laktátu v krvi [1] [9].

Bolo zistené, že metóda, je pomerne vysoko náchylná na ovplyvňujúce faktory počas záťaže. Dokonca aj jeden artefakt môže výrazne zmeniť parameter DFA α_1 pre krátke okno merania. Preto, keď sa intenzita cvičenia zvyšuje, zvyšuje sa aj pravdepodobnosť artefaktov, ktoré môžu potenciálne oslabiť pokles korelačných vlastností HRV. Čo môže viesť k skreslenému výsledku pri určovaní aeróbného prahu [26].

3.1 Vplyv korekcie artefaktov a typu záznamového zariadenia na určenie HRVT1

Skúmalo sa, aký vplyv má korekcia artefaktov a typ záznamového zariadenia na praktické použitie nelineárneho biomarkera variability srdcovej frekvencie (HRV) pomocou detrendovanej fluktučnej analýzy (DFA α_1) na určenie aeróbného prahu (HRVT1) [1] [26].

Boli získané údaje o výmene plynov a HRV od 17 účastníkov počas záťažového Bruecového testu na bežeckom páse pomocou EKG a Polar H7 ako záznamových zariadení. Artefakty boli náhodne umiestnené do HRV záznamov, aby sa rovnali 1, 3 a 6 % chýbajúcim úderom a bola aplikovaná korekcia pomocou automatickej a strednej metódy prahu v softvéri Kubios [26] [27].

Na základe lineárnej regresie, analýzy Bland Altman a Wilcoxonového párového testovania bolo zistené skreslenie s narastajúcim množstvom artefaktov. Bez ohľadu na metódu korekcie artefaktov zaviedli artefakty s 1 až 3% chýbajúcimi údermi malé, ale rozpoznateľné skreslenie v surových meraniach DFA α_1 [28]. Pri 6% artefakte s použitím strednej korekcie sa našlo proporcionálne skreslenie (maximálne 19%). Napriek tomu priemerné skresleniu určenia HRVT1 bolo do 1 úderu/min. naprieč všetkými úrovňami artefaktov a korekčnými modalitami. To naznačuje, že aj keď je dôležité brať do úvahy skreslenie pri meraní DFA α_1 , konečné určenie HRVT zostáva stabilné [26].

4. CIELE PRÁCE

Hlavným cieľom práce je posúdenie vplyvu artefaktov nameraných pomocou hrudného pásu Polar H10, pri určovaní aeróbného prahu pomocou DFA α_1 počas behu a plávania.

Čiastkovými cieľmi sú:

- Analyzovať množstvo a charakter artefaktov v každom z tachograme.
- Vytvoriť testovací dataset tachogramov tak, aby každý reprezentoval rovnaký vzorový tachogram zarušený artefaktmi zodpovedajúcimi artefaktom identifikovanými počas behu a plávania.
- Aplikovať na RR záznamy s artefaktmi, korekčnú metódu z lineárnou interpoláciou. Spočítať parameter DFA α_1 a určiť Aeróbný prah (HRVT1) pre tachogramy z datasetu najprv bez korekcie artefaktov a potom s ňou.
- Štatisticky vyhodnotiť presnosť výpočtu DFA α_1 a HRVT1 pre všetky plávanie a beh a korekčnej metódy.
- Interpretovať výsledky a skontrolovať presnosť odhadu HRVT1 pre beh a plávanie a s využitím korekčnej metódy.

5. METODIKA MERANIA

Meranie bolo vykonané na 13 testovacích subjektoch vo veku 20 až 38 rokov bez predchádzajúcej zdravotnej anamnézy, súčasného užívania liekov alebo fyzických problémov (Tabuľka 5.1). Z analýzy bol vylúčený jeden účastník s nadmernou srdcovou ektopiou počas testovania. Testovanie prebehlo trikrát s rôznymi testovacími protokolmi s aspoň 3 dňovou pauzou medzi jednotlivými testovaniami. Účastníci boli informovaní o potenciálnych rizikách testovania. Účastníci nekonzumovali kofeín, alkohol ani žiadny stimulant počas 24 hodín pred testovaním. Všetky testy sa robili aspoň 3 hodiny po jedle. Deň pred testom nebolo vykonané žiadne cvičenie.

n=12	Priemer ± smerodajná odchýlka
Vek (roky)	25,00 ± 4,73
Váha (kg)	77,92 ± 8,37
Výška (cm)	181,83 ± 6,10

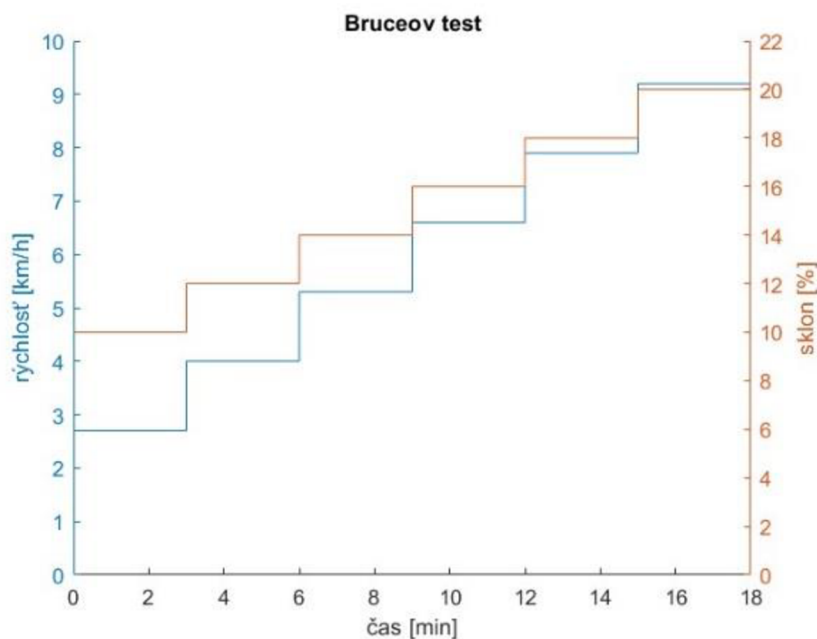
Tabuľka 5.1: Základné údaje o testovaných subjektoch

5.1 Testové protokoly

Účastníci vykonali prírastkový test maximálnej kardiovaskulárnej záťaže na motorizovanom bežecskom páse. Bežecský pás bol nastavený na Bruceov protokol so zvýšením rýchlosti a sklonu z 2,7 km/h pri desaťpercentnom sklone, zvýšením o 1,3 km/h a o dve percentá každé 3 minúty až do dobrovoľného vyčerpania. Prvých 5 minút prebiehala zahrievacia fáza pri zvolenej rýchlosti testovanou osobou pri jednopercentnom sklone (Obrázok 5.1).

Druhý testovací protokol pre zistenie artefaktických cyklov počas behu bol vykonaný na atletickej bežeckej dráhe. Účastníci taktiež vykonali prírastkový test maximálnej kardiovaskulárnej záťaže. Prvých 5 minút prebiehala zahrievacia fáza pri dobrovoľnej rýchlosti. Po zahrievacej fáze začala záťažová fáza, ktorá začala pri rýchlosti 6 km/h, zvýšením o 1,5 km/h každé 3 minúty až do dobrovoľného vyčerpania.

Tretí testovací protokol pre zistenie artefaktických cyklov počas plávania bol vykonaný v plaveckom bazéne. Prvých 5 minút prebieha zahrievacia fáza pri dobrovoľnej rýchlosti. Po zahrievacej fáze začína záťažová fáza, ktorá začína pri subjektívne voľnom tempe s postupným zrýchľovaním k maximálnej záťaži.

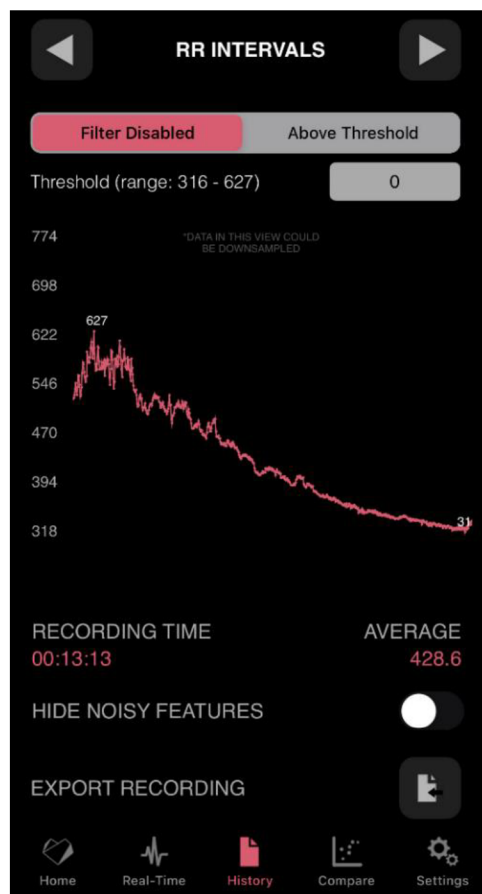


Obrázok 5.1: Priebeh Bruceoveho protokolu

5.2 Zber dát

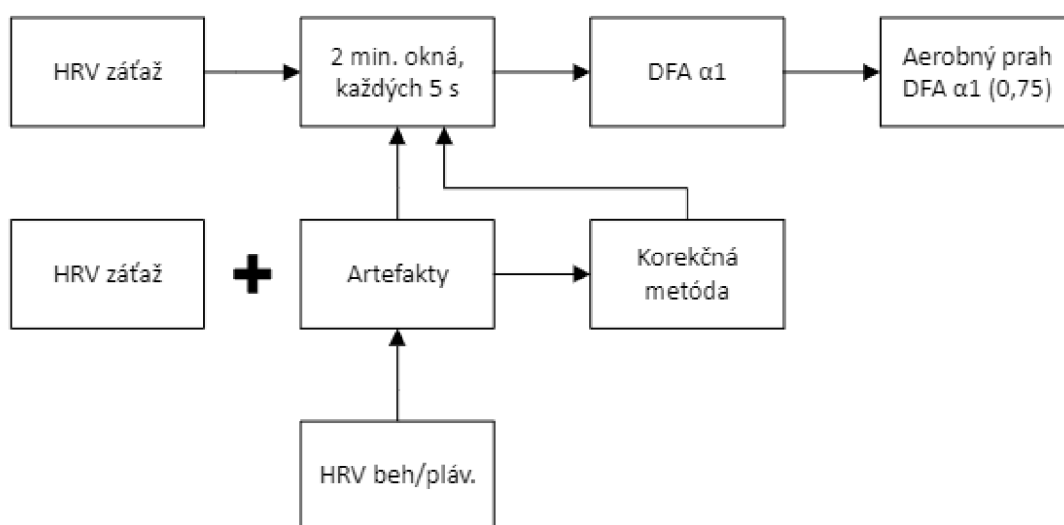
Na trhu existuje len niekoľko overených hrudných pásov na detekciu RR intervalov, ako napríklad séria H od spoločnosti Polar Electro Oy (Kempele, Fínsko) so súčasným modelom H10, ktorý bol použitý. Tento prístroj sa použil pre viacero dôvodov. Je veľmi ľahký, a teda vôbec neovplyvňuje testovanú osobu pri meraní. Ďalšou jeho výhodou je jeho presnosť, keďže sa radí medzi najpresnejšie hrudné pásy pre záznam RR intervalov. Výrobca udáva, že jeho presnosť je oproti referenčnému 12-zvodovému EKG, pri zázname RR intervalov s priemernou presnosťou 95.6% pri rôznych športových aktivitách a presnosťou 92,9% pri behu. Vzorkovacia frekvencia bola 1000 Hz. [29]

Pri laboratórnom a bežeckom teste boli RR intervaly z hrudného pásu bezdrôtovo prenášané do smartphonu a zaznamenávané do mobilnej aplikácii HRV Logger, pre operačný systém IOS (Obrázok 5.2). Počas plaveckého testu sme zistili, že pri prvotnom meraní dochádzalo k strate prenosu dát RR intervalov pod vodou. Aby sme tento problém vyriešili, rozhodli sme sa umiestniť záznamník priamo na hrudný pás. Použili sme prístroj Polar M430, ktorý bol pripevnený 2 cm od konektoru. Hrudný pás bol ďalej zaistený na telo pomocou kineziologických tejpovacích pásov, aby sa zabránilo zosunutiu celého hrudného pásu počas plávania v dôsledku odporu vody. Z aplikácie HRV Logger alebo Polaru M430 boli dáta exportované v textovom súbore a následne spracované v prostredí MATLAB R2022b.



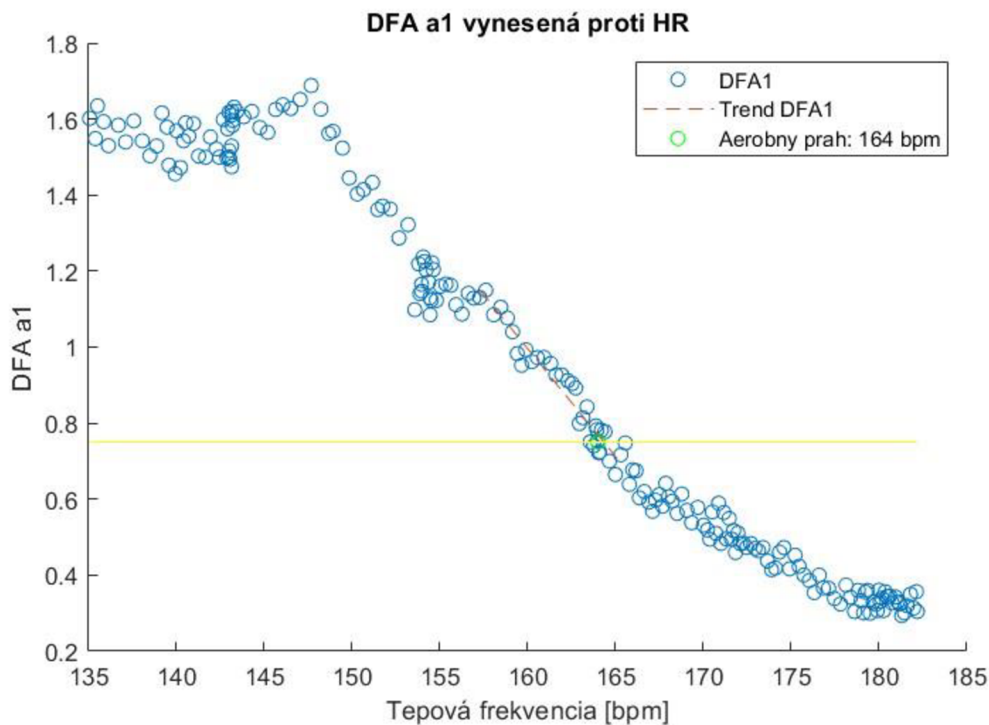
Obrázok 5.2: Zobrazenie záznamu RR intervalov v mobilnej aplikácii HRV Logger

5.3 Výpočet aeróbného prahu z DFA α_1



Obrázok 5.3: Blokové schéma

Súbory RR intervalov pre každý subjekt boli importované do prostredia MATLAB R2022b ako textové súbory. Aby sa predišlo účinku pomalých nestacionárnych trendov, na začiatku bolo potrebné všetky dáta predspracovať pomocou metódy RR detrendingu, pomocou „Smoothness priors“ (Lambda = 500 [14]). Pre odhad DFA α_1 sa použil algoritmus popísaný v podkapitole 2.6. Šírka okna DFA α_1 bola nastavená na $4 \leq n \leq 16$ úderov. Na detekciu aerobného prahu odvodeného od HRV bola zvolená hodnota DFA $\alpha_1 = 0,75$ na základe toho, že ide o stred medzi fraktálnym správaním časovej série HR 1,0 (pozorované pri veľmi ľahkom cvičení) a nekorelovanou hodnotou 0,5, ktorá predstavuje biely šum, náhodné správanie (pozorované pri cvičení s vysokou intenzitou) [1]. DFA α_1 bola vypočítaná pre každý subjekt, s použitím 2 minútových časových okien s prekrývajúcich sa každých 5 s počas testu, z dát z testu Bruceového záťažového protokolu a z tých istých dát s umelo vloženými artefaktmi na základe druhého bežeckého testu a plaveckého testu [1] [30]. Meranie rolovacieho okna sa použilo na lepšie vymedzenie rýchlych zmien indexu DFA α_1 v priebehu testu. Každá hodnota DFA α_1 je založená na sérii RR intervalov 1 minútu pred a 1 minútu po určitom časovom okamžiku. Napríklad v čase 10. minúty testovania sa DFA α_1 vypočíta z 2 minútového okna počínajúc 9. minútou a končiac v 11. minútou a označí sa ako DFA α_1 v 10. minúte. Na základe prepočítavania času rolovania každých 5 s by ďalší údajový bod nastal o 10:05 min (začiatok 9:05 min a koniec 11:05 min). Srdcová frekvencia bola odvodená ako mediánová hodnota z 2. minútového rolovacieho okna. Potom sa uskutočnilo vynesenie DFA α_1 proti srdcovej frekvencii (HR) (Obrázok 5.4). Kontrola vzťahu DFA α_1 s HR vo všeobecnosti ukázala reverznú sigmoidálnu krivku so stabilnou oblasťou nad 1,0 pri nízkej záťaži, rýchly, takmer lineárny pokles dosahujúci pod 0,5 pri vyššej intenzite, potom sploštenie bez väčších zmien. Lineárna regresia sa uskutočnila na podskupine údajov pozostávajúcej z rýchleho, takmer lineárneho poklesu z hodnôt blízkych 1,0 (korelované) na približne 0,7 (nekorelované). HR dosiahnutia DFA $\alpha_1 = 0,75$ bola vypočítaná na základe lineárnej regresnej rovnice z tohto priameho úseku.



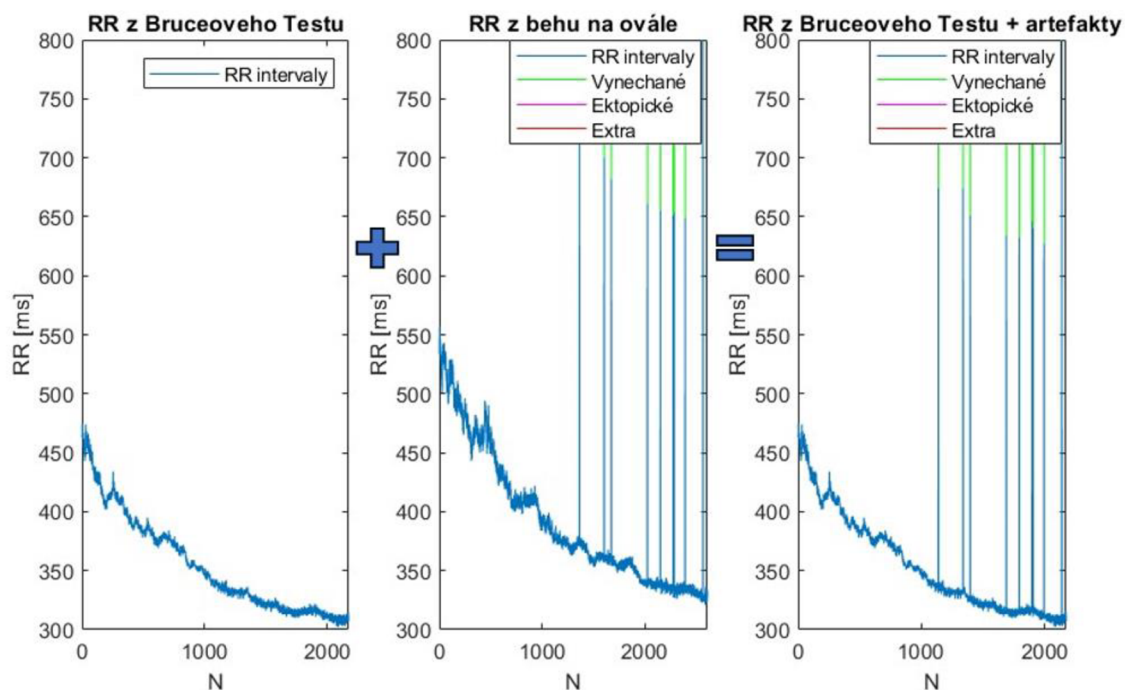
Obrázok 5.4: DFA α_1 vynesená proti HR a určenie HR pri aeróbnom prahu

5.4 Identifikácia artefaktov a zarušenie vzorového tachogramu

Ďalším krokom bola indentifikácia artefaktov z HRV tachogramu z druhého merania počas behu. Za úlohu bolo zistiť, ako sa vyskytujú artefakty počas behu a plávania s hrudným pasom Polar H10. Najčastejším vonkajším faktorom by mohli byť pohybové artefakty, ektopické cykly alebo strata kontaktu elektródy s pokožkou [31]. Po identifikácii artefaktov z merania pre každý testovaný subjekt, boli artefakty rozdelené do 3 skupín:

- vynechaný RR interval (pohybový artefakt)
- extra RR interval (pohybový artefakt)
- krátky a hneď po ňom nasledujúci dlhý interval (ektopický cyklus)

Pre každý nájdený artefakt počas behu alebo plávania bol vyhodnotený tvar a druh artefaktu v tachograme, a pri akej srdcovej frekvencii sa vyskytol. Po tejto identifikácii bol zarušovaný vzorový tachogram z prvého merania na Bruceovom teste týmito artefaktmi (Obrázok 5.5).



Obrázok 5.5: Dosadenie artefaktov z bežeckého testu na ovále do merania zo záťažového testu (Bruceov test)

5.5 Korekčná metóda pre korekciu artefaktov

Bola implementovaná automatická metóda pre detekciu, korekciu artefaktov HRV metódou založenou na adaptívnom prahovaní. Tento algoritmus porovnáva každú hodnotu intervalu RR s priemerom intervalov z plávajúceho okna obsahujúceho 10 RR intervalov a prekrývajúcich sa každých 5 intervalov. Priemerná hodnota z okna (RR_{mean}) bola získaná nerekurzívnu mediánovou filtráciou časového radu RR intervalov s dĺžkou okna 5 vzorkou, takže lokálny priemer nebol ovplyvnený jednotlivými artefaktmi. Ak bol interval RR odlišný od priemeru okna viac ako o $0.2 * RR_{mean}$, interval bol identifikovaný ako artefakt a označený na opravu [14]. Korekcia bola vykonaná nahradením identifikovaných artefaktov lineárnou interpoláciou podľa rovnice (5.1), kde k je hodnota udávajúca v ktorom poradí od $t_{RR}(i)$ je prvý RR interval, ktorý nebol identifikovaný ako artefakt.

$$t_{RR}(i) = \frac{t_{RR}(i-1) - t_{RR}(i+k)}{k+1} * k + t_{RR}(i+k), \quad (5.1)$$

5.6 Štatistická analýza

Štatistická analýza dát bola vykonaná v Pythone v internetovom OpenSource prostredí Google Colab. Štatistický výskyt artefaktov počas behu a plávania bol zistený percentuálnym zastúpením artefaktov pre každý RR záznam a priemerným percentuálnym zastúpením artefaktov počas behu a plávania. Následne bol overený priemerný percentuálny výskyt vynechaných, extra a ektopických artefaktov z RR záznamov.

Dáta boli rozdelené do 5 skupín a ďalšia štatistická analýza bola vykonávaná medzi skupinami:

- záznamy z laboratórneho testu bez artefaktov (NA) ako referenčné hodnoty,
- záznamy s dosadenými artefaktmi počas behu,
- záznamy s dosadenými artefaktmi počas behu a použitím korekčnej metódy,
- záznamy s dosadenými artefaktmi počas plávania,
- záznamy s dosadenými artefaktmi počas plávania a použitím korekčnej metódy.

5.6.1 Porovnanie DFA α_1 hodnôt

Pre testované premenné bola vykonaná štatistická analýza pomocou štandardných metód, ako sú výpočet priemerov, mediánov, smerodatných odchýlok (SD), maximálnych a minimálnych hodnôt. Normálna distribúcia dát bola overovaná Shapiro-Wilkovým testovaním (počíta koreláciu medzi reálnym a teoretickým normálnym rozložením dát) na hladine významnosti $\alpha = 0,05$ a vizuálnou kontrolou pomocou histogramov a box-plotov. Dáta však nevykazovali normálne rozloženie. Pri porovnaní záznamov s artefaktmi a s korekčnými metódami proti referenčnému záznamu bol použitý Wilcoxon párový test (neparametrický test) na hladine významnosti $\alpha = 0,05$. Ak teda p-hodnota po vykonaní testu bola menšia než 0,05, boli dané dve skupiny považované za štatisticky odlišné. Korelácia DFA α_1 hodnôt z 2-minútových okien zo skupín proti referenčným hodnotám bez artefaktov bola hodnotená pomocou Pearsonovho korelačného koeficientu a koeficientu determinácie (R^2). Veľkosť Pearsonovho korelačného koeficientu bola vyhodnotená nasledovne: $0,2 < r < 0,4$ nízka; $0,4 \leq r < 0,7$ stredná, $0,7 \leq r < 0,9$ vysoká a $r \geq 0,9$ veľmi vysoká. Bola zistená priemerná absolútna odchýlka (MEA) skupín proti referenčným hodnotám bez artefaktov.

5.6.2 Porovnanie zistených Aeróbnych prahov v úderoch/min. (HRVT1)

Na otestovanie normality dát pre štatistický test bol použitý Shapiro-Wilkov test s hladinou významnosti $\alpha = 0,05$. Dáta nemali normálne rozloženie ani odchýlky, medzi skupinami nevykazovali normálne rozloženie. Na stanovenie zhody HRVT1 medzi skupinami bol použitý neparametrický Wilcoxon párový test na hladine významnosti $\alpha = 0,05$. Bland-Altmanova rozdielová analýza bola vykonaná na stanovenie zhody medzi skupinami HRVT1 s referenčnými HRVT1 z laboratórneho testu bez artefaktov. Táto analýza umožňuje jednoducho vyhodnotiť, či existuje systematická odchýlka jednej

metódy voči druhej. V grafe je na vodorovnej osi zobrazený priemer párov (HRVT1 NA a HRVT1 s artefaktmi a korekčnými metódami), na zvislej osi je rozdiel týchto párových hodnôt (Obrázok 6.6). V grafe sú tiež zobrazené limity zhody. Limity zhody sú vodorovné čiary označujúce priemerný rozdiel zväčšený alebo zmenšený o 1,96-násobok smerodajnej odchýlky rozdielov [28] [32] [33].

6. VÝSLEDKY

6.1 Výskyt artefaktov počas behu a plávania

Prvým krokom bolo analyzovať množstvo a charakter artefaktov v každom z tachogramov z bežeckého a plaveckého testu. Bol zistený počet a percentuálne zastúpenie artefaktov zo záznamov RR intervalov z bežeckého a plaveckého testu pre každého z 12 testovaných subjektov (Tabuľka 6.1). Z tabuľky je zrejmé, že pri plávaní sa v HRV zázname vyskytuje viac artefaktov. Pri porovnaní priemerných percentuálnych výskytov artefaktov je možné vidieť, že pri plávaní ich bolo priemerne identifikovaných o 2,483 % viac. Pre zistenie, či výskyt artefaktov počas behu a plávania závisí na testovanom subjekte, bol zistený Pearsonov korelačný koeficient medzi percentuálnym zastúpením artefaktov počas behu a plávania, $r = 0.558$, čo predstavuje strednú závislosť. Najviac artefaktov bolo identifikovaných počas plávania a to 198 so 6.987% zastúpením (Obrázok 6.1)

	Artef. beh	Artef. beh %	Artef. plávanie	Artef. plávanie %
Subjekt 1	5	0,162	31	1,006
Subjekt 2	6	0,318	29	1,538
Subjekt 3	8	0,374	96	4,488
Subjekt 4	0	0,000	53	2,996
Subjekt 5	20	0,975	48	2,339
Subjekt 6	10	0,460	30	1,380
Subjekt 7	18	0,584	42	1,362
Subjekt 8	10	0,328	36	1,181
Subjekt 9	47	1,658	198	6,987
Subjekt 10	13	0,464	175	6,250
Subjekt 11	7	0,237	74	2,501
Subjekt 12	16	0,619	102	3,944
Priemer	13,333	0,515	76,167	2,998
±SD	12,055	0,437	57,354	2,022

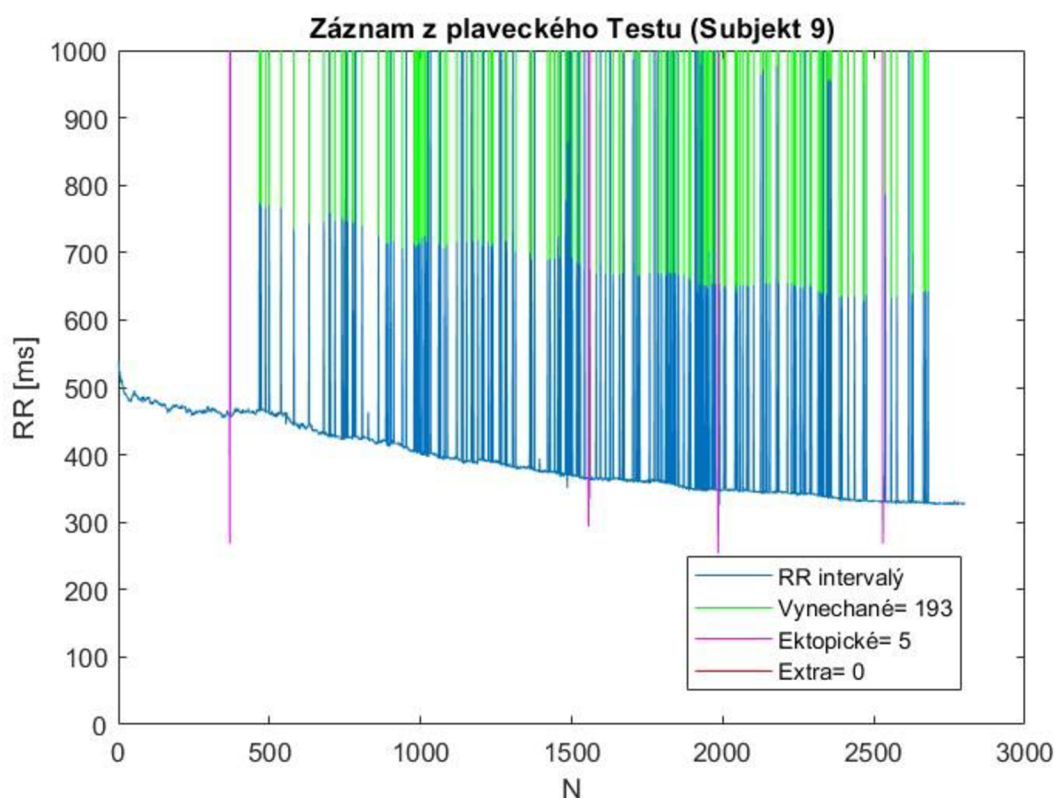
Tabuľka 6.1: Počet a percentuálne zastúpenie artefaktov z 12 testovaných subjektov

Bol zistený priemerný počet a percentuálne zastúpenie jednotlivých (vynechaný, extra, ektopický) artefaktov zo záznamov RR intervalov z bežeckého a plaveckého testu (Obrázok 6.2). Z tabuľky je zrejmé, že ako pri behu, tak pri plávaní sa v HRV zázname vyskytuje najviac vynechaných artefaktov. Pri porovnaní priemerných percentuálnych výskytov artefaktov na celkový počet je možné vidieť, že pri behu a plávaní sa pomer jednotlivých druhov artefaktov líši. Počas behu sa na celom HRV zázname vyskytovalo

priemerne 1.552 % chýbajúcich, 0.027 % extra a 0.102 % ektopických artefaktov. Počas plávania to priemerne bolo 2.785 % chýbajúcich, 0.094 % extra a 0.117 % ektopických artefaktov.

	Beh			Plávanie		
	Artefakt vynechaný	Artefakt extra	Artefakt ektopický	Artefakt vynechaný	Artefakt extra	Artefakt ektopický
Priemer	9,917	0,667	2,750	71,167	2,250	2,750
±SD	11,905	0,888	3,817	57,082	1,485	2,340
Max.	44,000	3,000	11,000	194,000	4,000	6,000
Min.	0,000	0,000	0,000	21,000	0,000	0,000
Priemer %	69,571	7,891	22,537	90,396	4,328	5,276
±SD %	29,810	13,076	22,298	8,160	4,385	6,183

Tabuľka 6.2: Počet a % výskytu jednotlivých artefaktov z celkového počtu artefaktov



Obrázok 6.1: Identifikácia artefaktov testovaného subjektu (198 artefaktov)

6.2 Artefakty a korekčná metóda pri hodnotách DFA α_1

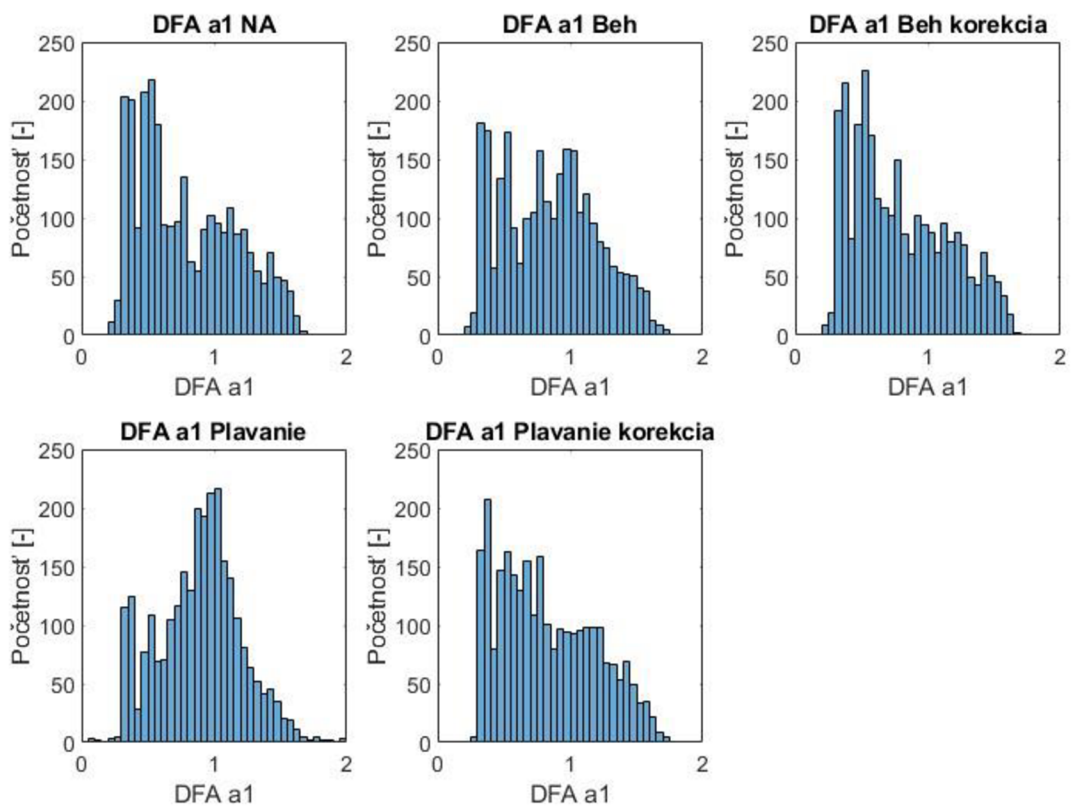
V rámci štúdie bolo k dispozícii 2727 meraní DFA α_1 od 12 testovaných subjektov. Dosadzovanie artefaktov počas behu a plávania, ako aj korekčná metóda sa vykonávali na rovnakých HRV záznamoch s Bruceoveho testu. Pre každú testovanú kategóriu boli k dispozícii rovnako časovo si odpovedajúce hodnoty DFA α_1 . Tabuľka 6.3 obsahuje štatistické údaje o hodnotách DFA α_1 , vrátane priemerov, smerodajných odchýlok, mediánu, minima a maxima. Tiež sa uvádza rozdiel medzi záznamami s dosadenými artefaktmi počas behu a plávania a korekčnými metódami v porovnaní so záznamom bez artefaktov pomocou regresného koeficientu determinácie (R^2), Pearsonovho korelačného koeficientu a priemernej absolútnej odchýlky (MAE).

	DFA α_1 NA	DFA α_1 beh	DFA α_1 beh s korekciou	DFA α_1 pláv.	DFA α_1 pláv. s korekciou
Priemer	0,795	0,845	0,794	0,891	0,827
±SD	0,370	0,357	0,362	0,326	0,360
Medián	0,721	0,844	0,724	0,919	0,765
Maximum	1,688	1,818	1,688	2,604	1,920
Minimum	0,209	-0,314	0,208	-1,042	0,099
R²		0,742	0,938	0,395	0,885
Pears. kor. koef.		0,862	0,985	0,631	0,947
MAE		0,093	0,019	0,214	0,044

Tabuľka 6.3: Štatistická analýza DFA α_1 hodnôt

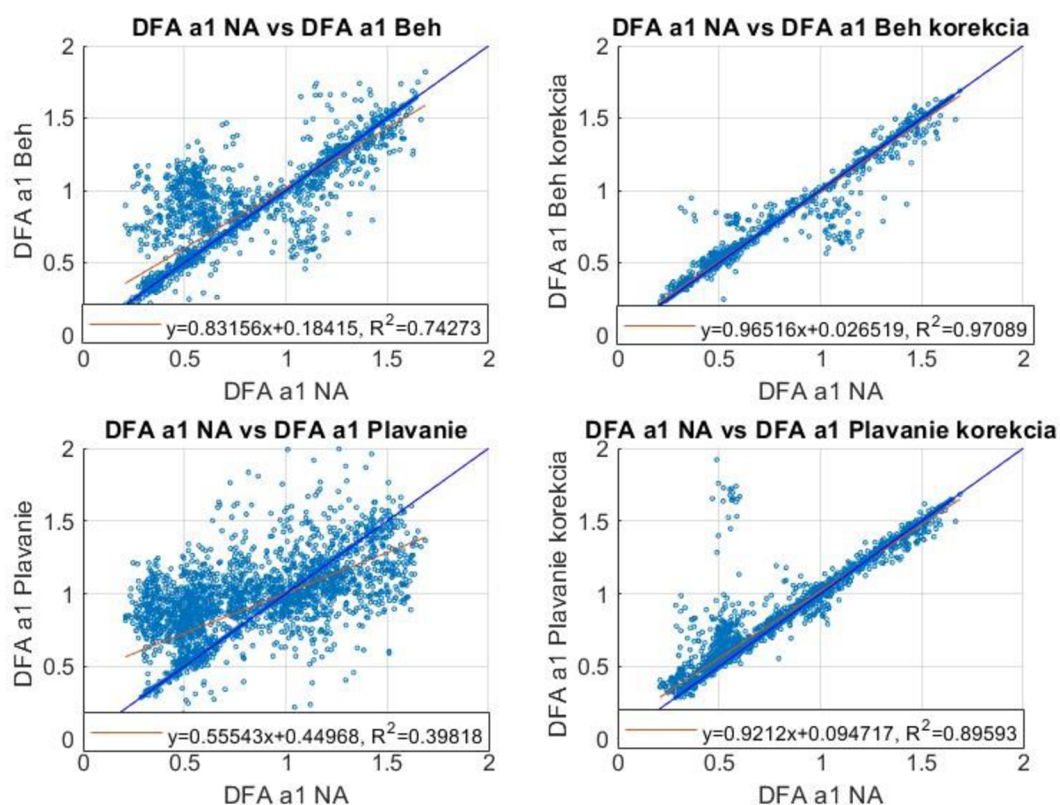
V porovnaní s hodnotami DFA α_1 zo záznamov bez artefaktov sa priemerné hodnoty DFA α_1 so záznamov s artefaktmi počas behu líšia o -5,917 %, DFA α_1 so záznamov s artefaktmi počas behu s použitím korekčnej metódy o 0,148 %, DFA α_1 so záznamov s artefaktmi počas plávania o -10,789 % a DFA α_1 so záznamov s artefaktmi počas plávania s použitím korekčnej metódy líšilo o -3,875 %.

Na Obrázok 6.2 sú znázornené histogramy DFA α_1 hodnôt (šírka triedy 0.05). Všetky tieto dáta majú podľa štatistického testu nenormálne rozloženie (Shapiro-Wilksov test). Pri porovnaní referenčných hodnôt DFA α_1 bez artefaktov (NA) s hodnotami DFA α_1 s artefaktmi počas behu a plávania a s použitím korekčnej metódy pomocou Wilcoxonového párového testu (neparametrický test) bol výsledok $p > 0.001$, čo znamená, že všetky dvojice sa štatisticky líšia.



Obrázok 6.2: Histogramy DFA α_1 hodnôt

Regresné grafy, ktoré porovnávajú referenčné hodnoty DFA α_1 bez artefaktov (NA) s hodnotami DFA α_1 s artefaktmi počas behu a plávania a s použitím korekčnej metódy, sú znázornené na Obrázok 6.2. Tieto grafy tiež ukazujú závislosť medzi týmito hodnotami pomocou rovnice priamky.



Obrázok 6.3: Regresné grafy DFA α_1 hodnoty

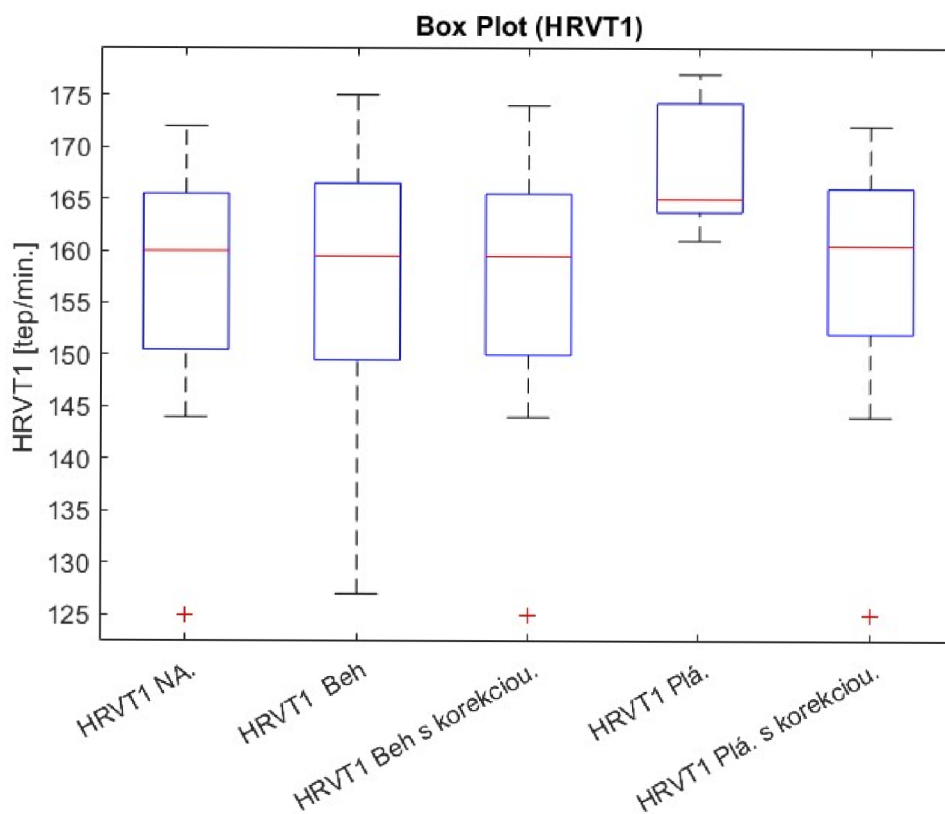
6.3 Artefakty a korekčná metóda pri určovaní aeróbného prahu (HRVT1)

V Tabuľke 6. sú určené Aeróbné prahy (HRVT1) pre každý z 12 testovaných subjektov pre všetky skupiny. Všetky tieto dáta majú podľa štatistického testu nenormálne rozloženie (Shapiro-Wilksov test). Boli zobrazené Box-ploty na vizuálne zistenie rozloženia HRVT1 hodnôt (Obrázok 6.4). Pri troch testovaných subjektoch nebolo možné odvodiť HRVT1 z merania s dosadenými artefaktmi počas plávania (Obrázok 6.5). RR intervaly boli na toľko znehodnotené artefaktmi, že nebolo možné určiť HRVT1). Ďalej bola určená priemerná absolútna odchýlka (MAE) a použitý Wilcoxon párový test pre zistenie rozdielov záznamov s dosadenými artefaktmi s behu a plávania a korekčných metód od záznamu bez artefaktov. Významná štatistická odchýlka ($p<0,05$), bola zistená len pro určovaní HRVT1 z merania s dosadenými artefaktmi počas plávania.

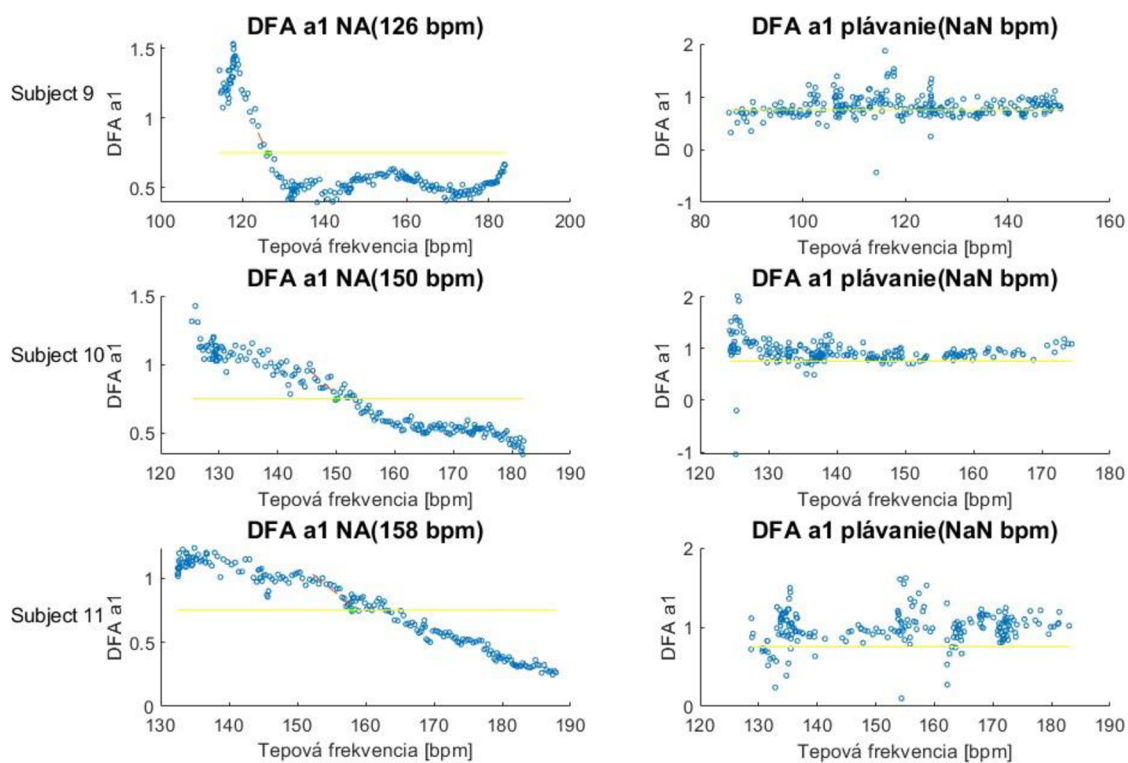
Od HRVT1 zo záznamov bez artefaktov sa priemerné HRVT1 so záznamov s artefaktmi počas behu líšilo o -0,252 %, HRVT1 so záznamov s artefaktmi počas behu s použitím korekčnej metódy o 0,111 %, HRVT1 so záznamov s artefaktmi počas plávania o -4,667 % a HRVT1 so záznamov s artefaktmi počas plávania s použitím korekčnej metódy líšilo o -0,314 %.

	HRVT1 NA	HRVT1 beh	HRVT1 (beh s korekciou)	HRVT1 pláv.	HRVT1 pláv. s korekciou
Subjek 1	154	154	154	161	153
Subjek 2	162	166	161	165	162
Subjek 3	150	147	150	165	151
Subjek 4	144	144	144	164	144
Subjek 5	172	175	174	163	172
Subjek 6	168	167	168	177	169
Subjek 7	167	168	167	175	168
Subjek 8	164	163	164	171	164
Subjek 9	125	127	125	NaN	125
Subjek 10	151	152	150	NaN	154
Subjek 11	158	156	158	NaN	159
Subjek 12	163	164	163	174	163
Priemer	156,500	156,917	156,500	168,333	157,000
±SD	12,937	13,194	13,174	5,937	12,997
MAE		1,583	0,333	9,889	0,667
Wilcox test (p-hod.)		0,501	1,000	0,039	0,096

Tabuľka 6.4: Štatistická analýza HRVT1

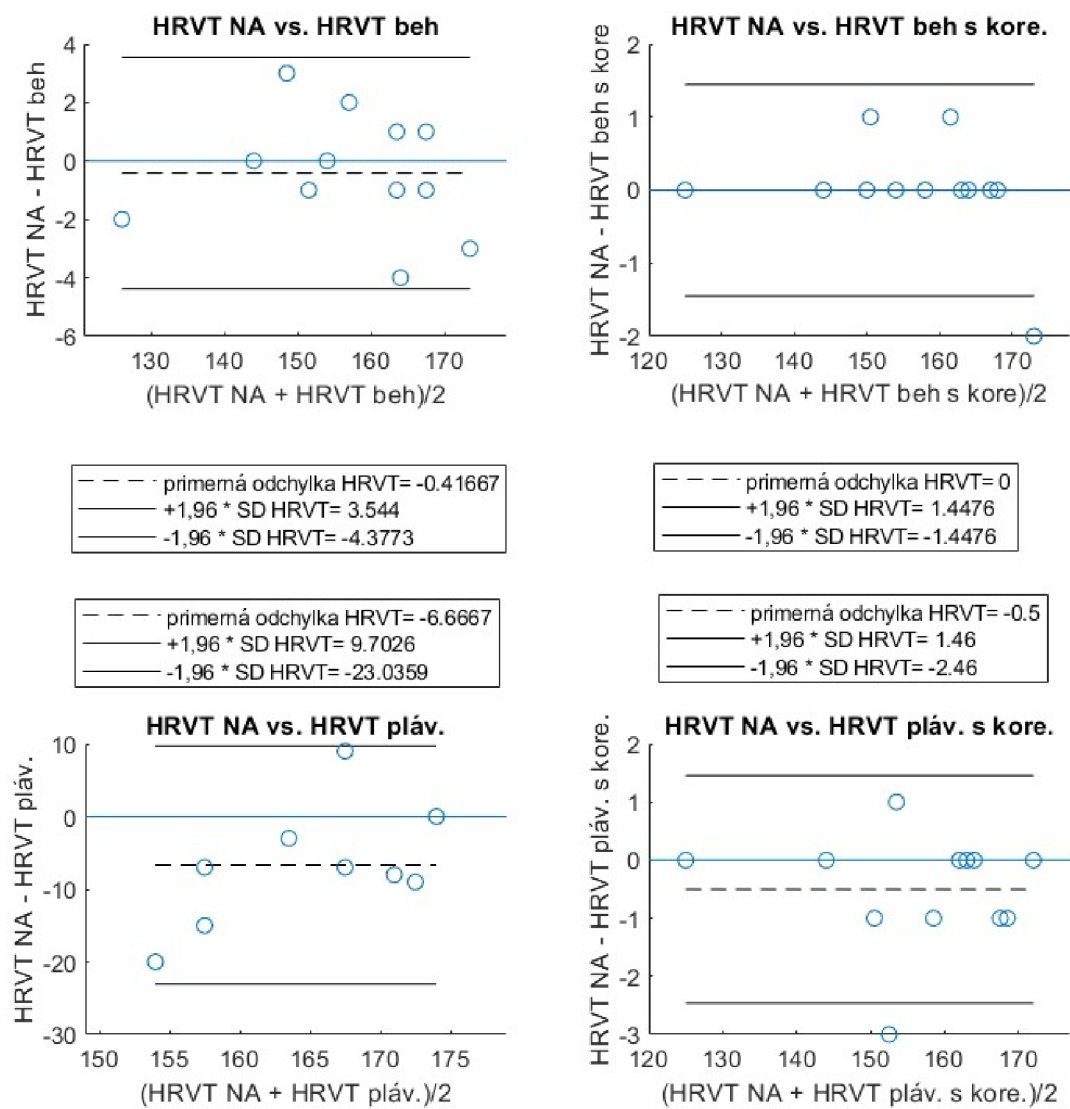


Obrázok 6.4: Box-ploty HRVT1



Obrázok 6.5: Znemožnené určovanie HRTV1 z dôsledku veľkého znehodnoteného artefaktmi

Bola vykonaná Bland-Altmanova rozdielová analýza (Obrázok 6.6) na stanovenie zhody medzi skupinami HRVT1 s referenčnými HRVT1 s laboratórneho testu bez artefaktov. Medzi grafmi sú určené priemerné odchýlky (ME) a v grafoch sú naznačené ako plná čierna vodorovná čiara. Medzi grafmi sú tiež určené hranice zhody ako $1,96 \cdot$ smerodatná odchýlka rozdielov a v grafe ako horná a spodná prerušovaná čiara. Všetky hodnoty rozdielov boli v rámci limitov hranice zhody.



Obrázok 6.6: Bland Altmanova analýza zhody HRVT1

7. DISKUSIA

Hlavným cieľom práce bolo posúdenie vplyvu artefaktov, nameraných pomocou hrudného pásu Polar H10, pri určovaní aeróbného prahu pomocou DFA a jeho indexu α_1 , počas behu a plávania, ako aj overenie funkčnosti korekčnej metódy pre korekciu artefaktov. Bol posudzovaný výskyt a charakter artefaktov počas behu a plávania, výskyt skreslenia v nelineárnom indexe DFA α_1 v dôsledku výskytu artefaktov a použitím korekčnej metódy, a aký majú tieto artefakty a korekčná metóda vplyv na správne určenie aeróbného prahu (HRVT1).

Športy, pri ktorých boli posudzované artefakty, boli zvolené beh a plávanie. Je to z toho dôvodu, že sme chceli zvoliť športy, v ktorých, sú vytrvalostné disciplíny, pri ktorých má zmysel riešiť aeróbný prah a je pravdepodobnosť, že sa bude počas nich vyskytovať väčšie množstvo artefaktov, najmä tie pohybové. Testované subjekty neboli testované počas cyklistiky, a to z dôvodu, že výrobca Polaru hrudného pásu H10 udáva, že počas cyklistiky je presnosť HRV v porovnaní z 12 zvodovým EKG až 99,7% a výskyt artefaktov je minimálny [29]. Taktiež, by bolo veľmi náročne vykonať 4 záťažové testy pre každý testovaný subjekt. Boli riešené len letné športy, z dôvodu že výskum prebiehal počas jari.

Ako korekčnú metódu bola zvolená len jedna, a to na princípe adaptívnom prahovaní a nahradzovaní pomocou lineárnej interpolácie. Viac korekčných metód nebolo otestovaných, lebo už boli otestované v štúdiu a zistilo sa že, jednotlivé metódy produkovali rovnaké alebo podobné výsledky HRVT1 [26].

7.1 Vyhodnotenie výskytu artefaktov počas behu a plávania

Bolo zistené, že počas behu sa priemerne u 12 testovaných subjektov vyskytovalo 13,333 artefaktov, čo predstavovalo len 0,515 % artefaktov na celú dĺžku HRV záznamov. Z tých artefaktov bolo približne 77 % identifikovaných ako pohybové artefakty, ktoré mohli vzniknúť otrasmami počas behu najmä pri vyššej rýchlosti. Zvyšné artefakty tvorili ektopické cykly. Počet artefaktov počas behu bol rôzny, u jedného subjektu nebol identifikovaný žiadny artefakt a najviac ich bolo identifikovaných 47, čo tvorilo 1,658 % artefaktov na celý HRV záznam.

Počas plaveckého testu bolo identifikovaných značne viac artefaktov, a to s priemerným výskytom 76,167 artefaktov, čo predstavovalo 2,998 % z celej dĺžky HRV záznamu. Z nich tvorilo približne až 95 % pohybové artefakty, čo je v porovnaní pri behu viac o 18 %, a to pritom ako pri behu, tak pri plávaní tvorili ektopické artefakty rovnako približne 0,1 % z celkovej dĺžky záznamu. Celkové väčšie zastúpenie artefaktov počas plávania mohlo byť spôsobené najmä odporom vody, kedy pri vyššej rýchlosti plávania, mohlo dochádzať k strate kontaktu elektród s telom. To spôsobovalo prítomnosť vynechaných RR intervalov. Tento jav bol pozorovaný pri každej testovanej osobe, kedy

sa počas plávania vyskytovali väčšina vynechaných artefaktov v posledných 3 minútach merania, kedy subjekty plávali najvyššou rýchlosťou. Celkovo však nebolo možné predpovedať umiestnenie artefaktov na základe vzorcov alebo kontinuálneho výskytu. Nebola nájdená žiadna štúdia, ktorá by sa venovala problematike výskytu a identifikácie artefaktov počas rôznych športových aktivítach alebo záťažových testoch, ani skúmaniu ich charakteru.

7.2 Vplyv artefaktov a korekčnej metódy na DFA α_1

Aj malé množstvo artefaktov môže značne ovplyvniť výpočet DFA α_1 [34]. Výsledky ukazujú, že artefakty vyskytujúce sa pri plávaní z dôvodu, že obsahovali, viac artefaktov, viac skresľovali výpočet DFA α_1 ako artefakty pri behu. Bolo zistené, že priemerne artefakty počas behu (0,515 % zastúpenie v zázname) skreslili DFA α_1 o 5,917% s priemernou absolútnou chybou 0,093 a počas plávania (2,998% zastúpenie v zázname) skreslili DFA α_1 o 10,789% s priemernou absolútnou chybou 0,214. Nebola nájdená žiadna štúdia, ktorá by konkrétne popisovala vplyv artefaktov s určitým zastúpením na tento index. Použitá korekčná metóda bola značne úspešná, po výpočte DFA α_1 po aplikovaní korekčnej metódy na artefakty počas behu, bolo skreslenie už iba 0,148%, čo dokazuje, že sa značne zlepšila úspešnosť a priblížilo sa k hodnotám bez artefaktov. Po aplikovaní korekčnej metódy na artefakty počas behu bolo skreslenie už iba 3,875 %, K miernemu skresleniu došlo aj po použití korekčnej metódy, z dôvodu, že korekčná metóda nedokáže presne nahradiť hodnotu za artefakt, ale iba jej odhad, čo nesie do HRV miernu chybu. Pri vyšších úrovniach artefaktov korekcia artefaktov správne zvýšila index DFA α_1 , kvôli jeho nízkemu, nekorelovanému a antikorelovanému rozpätiu (náhodné správanie medzi RR intervalmi). Pri veľkom množstve artefaktov najmä pri plávaní dosahovala DFA α_1 aj záporné hodnoty a to aj až minimálne -1,042, táto hodnota bola po korekcii opravená.

Preskúmanie regresnej a korelačnej analýzy pre DFA α_1 z artefaktmi a metódu korekcie tiež potvrdzuje, že najväčšie skreslenie bolo pri artefaktov pri plavni, značne je na grafe vidieť najväčší rozptyl a len strednú koreláciu, pri všetkých ostatných bola silná alebo veľmi silná. Pri lineárnej regresii bol značne odklonený vzťah a väčšiu odchýlku je na grafe vidno najmä pri nižších skutočných hodnotách DFA α_1 , kedy v dôsledku artefaktov boli chybné zistené vyššie hodnoty. Sú to hodnoty, ktoré sa pri klesajúcom DFA α_1 zo záťažou, vyskytujú pri vyššom výkone a teda pri vyššej rýchlosti, kde bolo identifikovaných, ako je spomenuté vyššie, viac artefaktov. Po použití korekčných metód, je možné pozorovať značne vylepšenie korelácie, kedy v oboch prípadoch bola veľmi silná proti skutočným hodnotám bez artefaktov.

V štúdií, ktorá je popísaná v kapitole 3.1, kde boli artefakty umelo dosadzované pri 3 % zastúpení, a bola na nich aplikovaná korekčná metóda, rovnako ako z nášho merania artefakty pri plávaní, kde bolo priemerne približne 3 % zastúpenie všetkých artefaktov. Pri regresnej a korelačnej analýzy v štúdií vyšiel Pearsonov korelačný

koeficient 0,978 pre jednu metódu korekcie a 0.980 druhú metódu korekcie [26]. Pri aplikovaní korekčnej metódy na artefakty počas plávania bol Pearsonov korelačný koeficient 0,947. Je tam vidieť miernu odchýlku, ktorá mohla byť spôsobená viacerými dôvodmi. V tejto bakalárskej práci nebolo 3 % zastúpenie artefaktov konštantné, ale ako priemer 12 probandov, v štúdií pri aplikovaní regresnej analýzy používali DFA α_1 len z 2 minútových neprekrývajúcich sa okien, bolo porovnávaných značne menej hodnôt. A neboli otestované všetky druhy artefaktov, len tie vynechané.

7.3 Vplyv artefaktov a korekčnej metódy na určené Aeróbne prahy (HRVT1)

Výsledky ukázali, že výpočet HRVT1 bol len mierne ovplyvnený pri určovaní z HRV záznamov s artefaktmi počas behu, kde bola priemerná absolútna chyba len na úrovni 1,583 úderov/min. a Wilcoxon párový test, taktiež nepodvoril štatistickú odchýlku. Najväčšia zistená odchýlka bola len 4 úderov/min., takže môžeme konštatovať, že pri behu nie je potrebné aplikovať korekčnú metódu ,avšak pre potrebnú presnosť to neodporúčame. Po aplikovaní korekčnej metódy bola priemerná absolútna chyba už len na úrovni 0,333 úderu/min. a odchýlka pri správnom určení bola identifikovaná len pri 3 testovaných subjektoch . Pri preskúmaní výsledkov HRVT1 z HRV záznamu s artefaktmi počas plávania, je vidno, že určenie HRVT1 bolo značne ovplyvnené. Priemerná absolútna chyba bola priemerne až 9,889 úderov/min. a najväčšia zistená odchýlka bola až 20 úderov/min.. Pri troch subjektoch bolo dokonca nemožné v dôsledku artefaktov určiť HRVT1. Wilcoxon párový test podvoril štatistickú odchýlku. Určenie správneho HRVT1 pri plávaní nie je možné, a preto je potrebné použiť korekčnú metódu. Po aplikovaní korekčnej metódy bola priemerná absolútna chyba už len na úrovni 0,667 úderov/min. čo značne zlepšilo presnosť a bolo možné určiť HRVT1 pri všetkých testovaných subjektoch.

V štúdií, ktorá je popísaná v kapitole 3.1, kde boli artefakty umelo dosadzované pri 3 % zastúpení, a bola na nich aplikovaná korekčná metóda, rovnako ako z nášho merania artefakty pri plávaní, kde bolo priemerne približne 3 % zastúpenie všetkých artefaktov. Priemerná absolútna chyba v štúdií vyšla 0,600 úderov/min pre jednu metódu korekcie a 0,700 úderov/min pre druhú metódu korekcie [26]. Pri určovaní HRVT1 zo záznamov s použitím korekčnej metóda na artefakty počas plávania bola priemerná absolútna chyba 0,667. Tieto výsledky si navzájom odpovedajú aj napriek rozdielnej metodike.

Môžeme usudzovať, že artefakty majú značný vplyv pri určovaní HRVT1, miera chyby závisí od množstva a charakteru artefaktov. Práve preto, je použitie korekčnej metódy na správne určenie HRVT1 nutnosť, najmä ak sa určuje pri plávaní. Pri behu je, možné určovať HRVT1 z menšou chybou aj bez korekcie ,avšak to môže viesť aj keď

k malému, ale chybnému vymedzeniu tréningový zón. Ale aj táto malá chyba môže mať negatívne následky pri tréningu.

8. ZÁVER

V práci boli skúmané, ako rôzne športy ovplyvnia presnosť odhadu aeróbného prahu. Nedávne štúdie totiž umožnili odhadnúť aeróbný prah z dát zhotovených pomocou hrudného pásu. Limitom týchto štúdií je ale skutočnosť, že odhad aeróbného prahu môže byť skreslený vplyvom prítomnosti artefaktov, ktoré vznikajú pri pohybe. Aby sme zistili, ktoré športy odhad skresľujú, a ktoré nie, namerali sme si vlastné HRV dáta a v tých sme výskyt artefaktov sledoval. Následne sme hodnotili, ako veľmi prítomné artefakty skreslili odhad aeróbného prahu. Za testované športy boli zvolené beh a plávanie. Je predpoklad, že pri týchto športoch sa budú vyskytovať artefakty, najmä tie pohybové. Jedná sa o športy, v ktorých sú vytrvalostné disciplíny, pri ktorých je správne určenie aeróbného prahu kľúčové.

Práca bola vykonaná na 12 testovaných subjektoch. Zistil sme, že pre beh platí, že s ním spojené pohybové artefakty skreslia odhad aeróbného prahu len veľmi málo a to na úrovni len 1,5 úderov/min., avšak po aplikovaní korekčnej metódy, bolo skreslenie už len minimálne. Pre plávanie, bol zistený odhad aeróbného prahu ako nepoužiteľný, z vysokou odchýlkou, alebo znemožnenia jeho určenia, avšak v tomto prípade bola korekčná metóda veľmi úspešná.

Pretože ide o zhruba dva roky starú metódu stanovenia aeróbného prahu, neexistuje mnoho autorov, ktorí by sa vplyvom artefaktov na stanovenie aeróbného prahu zaoberali. Pokiaľ je nám dobre známe, tak sa téme venuje len jeden výskumník, Bruce Rogers, autor metódy jej odhadu, ktorý skúmal, aká je jeho metóda presná za situácie, keď sú zdrojové dáta zarušené artefaktmi. Tento výskumník však použil náhodné artefakty, ktoré bez prihliadnutia na realitu ich vzniku v náhodných intervaloch vložil do vzorových dát [1] [26]. Naša práca je inovatívna v tom, že skúmame presnosť odhadu aeróbného prahu na reálnych dátach a navyše vo vzťahu k rôznym športom, pri ktorých sa pravdepodobnosti výskytu artefaktov líšia. Vďaka tomu bude možné stanoviť, pri ktorých športoch je možné použiť najčastejšie používaný hrudný pás na získanie odhadu aeróbného prahu, a pri ktorých to naopak možné nie je.

LITERATÚRA

- [1] ROGERS, Bruce, David GILES, Nick DRAPER, Olaf HOOS a Thomas GRONWALD. A New Detection Method Defining the Aerobic Threshold for Endurance Exercise and Training Prescription Based on Fractal Correlation Properties of Heart Rate Variability. *Frontiers in Physiology* [online]. 2021, 11. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2020.596567
- [2] BOURGOIS, Jan, Gil BOURGOIS a Jan BOONE. Perspectives and Determinants for Training-Intensity Distribution in Elite Endurance Athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance* [online]. 2019, 14(8), 1151-1156. ISSN 1555-0265. Dostupné z: doi:10.1123/ijsp.2018-0722
- [3] ET AL., JURSIK. *Plávanie – Učebnica pre školenie trénerov*. Bratislava: slovenské telovýchovné vydavateľstvo, 1990. ISBN 80-7096-107-4.
- [4] KOMADEL, Ľudovít. *Telovýchovné lekárstvo. Základy pre poslucháčov telesnej výchovy: celoštát. vysokošk. učebnica pre fak. teles. vých. a športu a pedag. fak. vys. škôl*. 1. vyd. Bratislava: Slovenské pedagogické nakladateľstvo, 1985.
- [5] PLOWMAN, Sharon a Denise SMITH. *Exercise Physiology for Health Fitness and Performance*. 5th Edition. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2017. ISBN 978-1496323187.
- [6] SEILER, STEPHEN, OLAV HAUGEN a ERIN KUFFEL. Autonomic Recovery after Exercise in Trained Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2007, 39(8), 1366-1373. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/mss.0b013e318060f17d
- [7] BENEKE, Ralph, Renate LEITHÄUSER a Oliver OCHENTEL. Blood Lactate Diagnostics in Exercise Testing and Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance* [online]. 2011, 6(1), 8-24. ISSN 1555-0265. Dostupné z: doi:10.1123/ijsp.6.1.8
- [8] EKKEKAKIS, Panteleimon, Erik LIND, Eric HALL a Steven PETRUZZELLO. Do regression-based computer algorithms for determining the ventilatory threshold agree?. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2008, 26(9), 967-976. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/02640410801910269
- [9] GRONWALD, Thomas, Bruce ROGERS a Olaf HOOS. Fractal Correlation Properties of Heart Rate Variability: A New Biomarker for Intensity Distribution in Endurance Exercise and Training Prescription?. *Frontiers in Physiology* [online]. 2020, 11. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2020.550572

- [10] FAUDE, Oliver, Wilfried KINDERMANN a Tim MEYER. Lactate Threshold Concepts. *Sports Medicine* [online]. 2009, 39(6), 469-490. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200939060-00003
- [11] DAWES, Helen, Karen BARKER, Janet COCKBURN, Neil ROACH, Oona SCOTT a Derick WADE. Borg's Rating of Perceived Exertion Scales: Do the Verbal Anchors Mean the Same for Different Clinical Groups?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2005, 86(5), 912-916. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2004.10.043
- [12] COTTIN, F., P.-M. LEPRÊTRE, P. LOPES, Y. PAPELIER, C. MÉDIGUE a V. BILLAT. Assessment of Ventilatory Thresholds from Heart Rate Variability in Well-Trained Subjects during Cycling. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2006, 27(12), 959-967. ISSN 0172-4622. Dostupné z: doi:10.1055/s-2006-923849
- [13] ROGERS, Bruce. VT1 correlation to HRV indexes. In: *Muscle oxygen training* [online]. 2019. Dostupné také z: <http://www.muscleoxygentraining.com/2019/11/vt1-correlation-to-hrv-revisited.html>
- [14] TARVAINEN, Mika, Juha-Pekka NISKANEN, Jukka LIPPONEN, Perttu RANTA-AHO a Pasi KARJALAINEN. Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2014, 113(1), 210-220. ISSN 01692607. Dostupné z: doi:10.1016/j.cmpb.2013.07.024
- [15] ELECTROPHYSIOLOGY, Task Force of the European Society of Cardiology the North A. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation* [online]. 1996, 93(5), 1043-1065. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1161/01.CIR.93.5.1043
- [16] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů: Elektronická skripta* [online]. Brno, 2012. FEKT VUT v Brně.
- [17] Ischemická choroba srdeční. In: *IKEM* [online]. Dostupné také z: <http://www.ikem.cz/www?docid=1004151>
- [18] PENACHINI DA COSTA DE REZENDE BARBOSA, Marianne, Natália TURRI DA SILVA, Fábio MÍCOLIS DE AZEVEDO, Carlos MARCELO PASTRE a Luiz CARLOS MARQUES VANDERLEI. Comparison of Polar® RS800G3™ heart rate monitor with Polar® S810i™ and electrocardiogram to obtain the series of RR intervals and analysis of heart rate variability at rest. *Clin Physiol Funct Imaging* [online]. 112-117. ISSN 1475-097X. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1111/cpf.12203>

- [19] JAVORKA, Kamil. Pohlavie a variabilita frekvencie srdca. *Variabilita frekvencie srdca: mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin: Vydavateľstvo Osveta, 2008, 68-72. ISBN 978-80-8063-269-4.
- [20] YOUNG, Hayley a David BENTON. We should be using nonlinear indices when relating heart-rate dynamics to cognition and mood. *Scientific Reports* [online]. 2015, 5(1). ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/srep16619
- [21] MEYER, M., A. RAHMEL, C. MARCONI, B. GRASSI, J. SKINNER a P. CERRETELLI. Is the heart preadapted to hypoxia? Evidence from fractal dynamics of heartbeat interval fluctuations at high altitude (5,050 m). *Integrative Physiological and Behavioral Science* [online]. 1998, 33(1), 9-40. ISSN 1053-881X. Dostupné z: doi:10.1007/BF02688673
- [22] Detrended Fluctuation Analysis (DFA). In: *Physionet* [online]. Dostupné také z: <https://archive.physionet.org/tutorials/fmnc/node5.html>
- [23] MENDONCA, Goncalo, Kevin HEFFERNAN, Lindy ROSSOW, Myriam GUERRA, Fernando PEREIRA a Bo FERNHALL. Sex differences in linear and nonlinear heart rate variability during early recovery from supramaximal exercise. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* [online]. 2010, 35(1), 439-446 [cit. 2023-05-27]. ISSN 1715-5312. Dostupné z: doi:10.1139/H10-028
- [24] PENG, C.-K., Shlomo HAVLIN, H. STANLEY a Ary 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. ISSN 1054-1500. Dostupné z: doi:10.1063/1.166141
- [25] GRONWALD, Thomas, Olaf HOOS, Sebastian LUDYGA a Kuno HOTTENROTT. Non-linear dynamics of heart rate variability during incremental cycling exercise. *Research in Sports Medicine* [online]. 2018, 27(1), 88-98. ISSN 1543-8627. Dostupné z: doi:10.1080/15438627.2018.1502182
- [26] ROGERS, Bruce, David GILES, Nick DRAPER, Laurent MOUROT a Thomas GRONWALD. Influence of Artefact Correction and Recording Device Type on the Practical Application of a Non-Linear Heart Rate Variability Biomarker for Aerobic Threshold Determination. *Sensors* [online]. 2021, 21(3). ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21030821
- [27] STAPELBERG, Nicolas, David NEUMANN, David SHUM, Harry MCCONNELL a Ian HAMILTON-CRAIG. The sensitivity of 38 heart rate variability measures to the addition of artifact in human and artificial 24-hr cardiac recordings. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*. John Wiley & Sons, Ltd, 2018, 23(1), 12483. ISSN 1082-720X. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1111/anec.12483>

- [28] GERKE, Oke. Reporting Standards for a Bland–Altman Agreement Analysis: A Review of Methodological Reviews. *Diagnostics* [online]. 2020, 10(5) [cit. 2023-05-27]. ISSN 2075-4418. Dostupné z: doi:10.3390/diagnostics10050334
- [29] *Polar H10 Heart Rate Sensor System* [online]. Kempele: Polar Research and Technology, 2019. Dostupné také z: <https://www.polar.com/en/img/static/whitepapers/pdf/polar-h10-heart-rate-sensor-white-paper.pdf>
- [30] CHEN, Zhi, Plamen IVANOV, Kun HU a H. STANLEY. Effect of nonstationarities on detrended fluctuation analysis. *Physical Review E*. American Physical Society, 2002, 65(4), 041107---. Dostupné z: doi:10.1103/PhysRevE.65.041107
- [31] SHERIDAN, David, Ryan DEHART, Amber LIN, Michael SABBAJ a Steven BAKER. Heart Rate Variability Analysis: How Much Artifact Can We Remove?. *Psychiatry Investigation* [online]. 2020, 17(9), 960-965 [cit. 2023-05-27]. ISSN 1738-3684. Dostupné z: doi:10.30773/pi.2020.0168
- [32] Porovnání výsledků analytických metod. In: *Eurachem-ČR* [online]. 2012. Dostupné z: <http://www.eurachem.cz/user-files/files/metodicky-list10.pdf>
- [33] LUDBROOK, John. Confidence in Altman–Bland plots: A critical review of the method of differences: A critical review of the method of differences. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*. John Wiley & Sons, Ltd, 2010, 37(2), 143-149. ISSN 0305-1870. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2009.05288.x>
- [34] GILES, David A. a Nick DRAPER. Heart Rate Variability During Exercise: A Comparison of Artefact Correction Methods. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2018, 32(3), 726-735. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000001800

ZOZNAM SYMBOLOV A SKRATIEK

ANS	Autonómny nervový systém
DFA	Analýza detrendovanej fluktuácie
DFA α_1	Krátkodobý exponent fluktuácii
HR	Srdcová frekvencia
HR_{max}	Maximálna srdcová frekvencia
HRV	Variabilita srdcovej frekvencie
HRVT1	Aeróbny prah v úderoch srdca za minútu
LT1	Prvý laktátový prah
LT2	Druhý laktátový prah
MAE	Priemerná absolútna odchýlka
ME	Priemerná odchýlka
RPE	Borgova škála - Hodnotenie intenzity námahy
VO_{2max}	Maximálna spotreba kyslíku
VT1	Prvý ventilačný prah
VT2	Druhý ventilačný prah

ZOZNAM PRÍLOH

Príloha je priložená ako zip. súbor. V súbore je možné vidieť ukážku informovaného súhlasu použitého pre túto prácu, skripty s kódom na spracovanie dát a štatistiku v Matlabe.