

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV DOBY TRVÁNÍ STANDARDIZAČNÍ FÁZE NA VÝSLEDKY VYŠETŘENÍ
AUTONOMNÍ KARDIÁLNÍ REGULACE

DIPLOMOVÁ PRÁCE
(magisterská)

Autor. Bc Jaroslav Hýzl
Obor: Management sportu a trenérství
Vedoucí práce: PhDr. Michal Botek, Ph.D.
Olomouc 2016

Jméno a příjmení autora: Jaroslav Hýzl
Název diplomové práce: Vliv doby trvání standardizační fáze na výsledky vyšetření autonomní kardiální regulace
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Školitel: PhDr. Michal Botek, Ph.D.
Rok obhajoby: 2016

Abstrakt

Hlavním cílem práce bylo stanovit minimální dobu pro standardizaci podmínek před vyšetřením variability srdeční frekvence v lehu. Variabilita srdeční frekvence (HRV) byla sledována u 26 mužů ve věku $23,9 \pm 4,2$ let, o hmotnosti $74,2 \pm 11,9$ kg a tělesné výšce $178,8 \text{ cm} \pm 9,3 \text{ cm}$. U probandů byla měřena aktivita ANS pomocí časových parametrů HRV (rMSSD, SF, rMSSD/RR). Probandi podstupovali klidový leh v celkové době trvání 10 min, přičemž minutové intervaly z prvních 5 min. experimentu byly porovnávány a korelovány s referenční hodnotou získanou z posledních 5 min. 10min. lehu. Výsledky studie prokázaly, že nejkratší doba standardizačního lehu činí 2 min. Třetí minutu EKG záznamu je možné použít pro HRV analýzu, protože hodnoty měřených parametrů nebyly statisticky významné vzhledem k referenčním hodnotám a signifikantně s nimi korelovaly SF ($r = ,88$); rMSSD ($r = ,73$) a rMSSD/RR ($r = ,82$). Z výsledků práce lze konstatovat, že v lehu je nutné před měřením HRV setrvat minimálně 2 min. v klidovém stavu.

Klíčová slova: Autonomní nervový systém, variabilita srdeční frekvence, časová doména, sportovní trénink, diagnostika.

Souhlasím s půjčováním závěrečné písemné práce v rámci knihovnických služeb.

Author's name and surname: Bc. Jaroslav Hýzl
Dissertation title: Influence of standardization phase duration on
Results of autonomous cardiac regulation
Investigation
Department: Department of Natural Sciences in
Kinantropology
Instructor: PhDr. Michal Botek, Ph.D.
Year of viva voce: 2016

Abstract:

The aim of this dissertation was to set the minimal time for standardization of conditions before investigation of heart rate variability in lying. Heart rate variability (HRV) was monitored in 26 men aged 23.9 ± 4.2 years, weighing 74.2 ± 11.9 kg and 178.8 ± 9.3 cm tall. The ANS activity of these men was measured by means of HRV time parameters (rMSSD, SF, rMSSD/RR). The men were going through lying at rest in total duration of 10 minutes, where the minute intervals from the first 5 minutes of the experiment were compared and correlated with the reference value gained from the last 5 minutes of the 10-minute lying. The results of the study demonstrated that the shortest time of standardization lying is 2 minutes. The third minute of the ECG record is possible to use for HRV analysis because the values of measured parameters were not statistically significant in relation to reference values and they correlated with them significantly SF ($r = .88$), rMSSD ($r = .73$) and rMSSD/RR ($r = .82$). From the results of this study it is possible to state that before HRV measurement it is necessary to stay in lying for at least 2 minutes at rest.

Key words: Autonomic nervous system, heart rate variability, time domain, sport training, diagnostics

I agree with lending this dissertation within library services.

Prohlášení autora:

Prohlašuji, že magisterskou práci na téma: „Vztah mezi dobou trvání vyšetření autonomní kardiální regulace a parametry časové domény“ jsem vypracoval samostatně s odbornou pomocí PhDr. Michal Botek, Ph. D., uvedl jsem všechny použité literární a odborné zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci 30.4. 2016

Děkuji vedoucímu diplomové práce PhDr. Michalu Botkovi, Ph.D., za vedení a odbornou pomoc při vypracování této práce a poskytnutí cenných rad a v neposlední řadě také za vstřícnost a trpělivost.

V Olomouci 30.4. 2016

OBSAH

1 ÚVOD	7
2 SYNTÉZA POZNATKŮ	8
2.1 Autonomní nervový systém	8
2.1.1 <i>Periferní část ANS</i>	
2.1.2 <i>Funkce sympatiku a parasimpatiku</i>	
2.1.3 <i>Centrální část ANS</i>	
2.1.4 <i>Monitorování aktivity ANS ve vrcholovém sportu</i>	
2.2 Srdeční frekvence	9
2.2.1 <i>Srdeční automacie</i>	
2.2.2 <i>Regulační mechanismy srdeční činnosti</i>	
2.2.2.1 <i>Nervová regulace srdce</i>	
2.2.2.2 <i>Baroreceptory</i>	
2.2.2.3 <i>Respirační sinusová arytmie</i>	
2.2.2.4 <i>Humorální regulace srdce</i>	
2.2.2.5 <i>Celulární regulace srdce</i>	
2.3 Variabilita srdeční frekvence	10
2.3.1 <i>Spektrální analýza HRV</i>	
2.3.2 <i>Časová analýza HRV</i>	
2.3.3 <i>Geometrická metoda analýzy HRV</i>	
2.3.4 <i>Činitelé ovlivňující HRV</i>	
2.3.5 <i>Vliv zatížení HRV</i>	
2.3.6 <i>Vliv doby trvání zatížení na HRV</i>	
2.3.7 <i>Vliv ortostázy na HRV</i>	
2.3.8 <i>Působení tréninkového zatížení na HRV</i>	
2.3.9 <i>HRV v zotavení po dynamické práci</i>	
2.3.10 <i>Vliv přetížení a přetrénování na HRV</i>	
2.4 Sportovní trénink a výkon	10
2.4.1 <i>Sportovní výkon</i>	
2.4.1.1 <i>Sportovní výkonnost</i>	
2.4.2 <i>Sportovní trénink</i>	
2.4.3 <i>Tréninkové zatížení</i>	
2.4.4 <i>Sportovní trénink jako proces adaptace</i>	

2.4.4.1	<i>Adaptace kardiovaskulárního systému na tréninkové zatížení</i>	
2.4.4.2	<i>Adaptace vegetativního systému na tréninkové zatížení</i>	
2.4.4.3	<i>Adaptace pulmonárního systému na tréninkové zatížení</i>	
2.4.5	Zotavení a superkompenzace	
2.4.6	Periodizace tréninkového procesu	
2.4.7	Tréninkové principy	
2.4.8	Individualizace ve sportovním tréninku	
2.4.9	Řízení sportovního tréninku	
2.4.9.1	<i>Empirický tréninkový systém a jeho význam</i>	
2.4.9.2	<i>Racionální tréninkový systém</i>	
2.4.9.3	<i>Systémové řízení tréninkového procesu</i>	
2.5	Evidence a metody vyhodnocování sportovního tréninku	14
2.5.1	<i>Hodnocení tréninkového zatížení pomocí SA HRU</i>	
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	18
3.1	Hlavní cíl	18
3.2	Výzkumné otázky	18
4	METODIKA	20
4.1	Charakteristika testovaného souboru	20
4.2	Výzkumný protokol	21
4.2.1	<i>Lokalizace výzkumu</i>	
4.2.2	<i>Standardizace podmínek</i>	
4.2.3	<i>Průběh vyšetření</i>	
4.3	Zpracování RR signálů z monitoru srdeční frekvence	22
4.4	Základní antropometrické vyšetření	24
4.5	Statické zpracování dat	
5	VÝSLEDKY	39
5.1	Výsledka statické a korelační analýzy	39
6	DISKUSE	49
7	ZÁVĚRY	51
8	SOUHRN	52
9	SOUMMARY	53
10	REFERENČNÍ SEZNAM	55

Seznam zkratek

ANS	autonomní nervový systém
CCVVLf, CCVLF, CCVHF	koeficient variace komponent VLF, LF, HF
EKG	elektrokardiogram
fVLF, fLF, fHF	frekvence komponent VLF, LF, HF
HF	vysoká frekvence (high frequency)
HRV	variabilita srdeční frekvence (heart rate variability)
FFT	metoda rychlé Fourierovy transformace (fast Fourier transformation)
LF	nízká frekvence (low frequency)
M	aritmetický průměr (mean)
MSSD	průměr čtverců rozdílů sousedních R – R intervalů
PT	celkový spektrální výkon
PVLF, PLF, PHF	spektrální výkony komponent VLF, LF, HF
R – R	průměrná hodnota všech R – R intervalů v měřeném časovém úseku
SA	spektrální analýza
SD	směrodatná odchylka (standard deviation)
SF	srdeční frekvence
SFmax	maximální srdeční frekvence
SVB	komplexní věkově standardizovaný ukazatel sympatovagové balance
ULF	ultra nízká frekvence (ultra low frequency)
VA	komplexní věkově standardizovaný ukazatel vagové aktivity
VLF	velmi nízká frekvence (very low frequency)
% VLF, %LF, %HF	relativní spektrální výkony komponent VLF, LF, HF
VLF/HF, LF/HF, VLF/LF	poměry spektrálních výkonů jednotlivých komponent
VO _{2max}	maximální spotřeba kyslíku

1 ÚVOD

Za variabilitu srdeční frekvence se označují časové rozdíly mezi po sobě jdoucími srdečními stahy (Stejskal a Salinger, 1996) a v anglické literatuře se pro ni vžil termín heart rate variability (HRV). První zmínka se v literatuře objevuje už v sedmdesátých letech předminulého století v práci autorů Hon a Lee, kteří zjistili, že určitému nebezpečí poškození plodu předcházely změny v HRV dříve, než tomu bylo u SF (Stejskal a Salinger, 1996; Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology [Task Force], 1996). Posuzování HRV se využívá převážně v medicínských oborech (kardiologie, diabetologie), i když své uplatnění začíná nacházet také ve sportu (Aubert, Seps a Becker, 2003; Borresen a Lambert, 2008; De Meersman, 1993; Pichon, De Rouland, Denjean, a Papelier, 2004; Puig et al., 1993; Stejskal, 2002; Vilikus et al., 2004). Pro hodnocení a interpretaci HRV se používá velké množství metod. Analýza R-R intervalů ukazuje, že nepodléhají jen jednoduchému sinusovému kolísání, ale uplatňuje se současně kolísání s různou frekvencí (délka periody) a s různou amplitudou rychlosti kolísání (Vilikus et al., 2004). K posouzení HRV se využívá počítačového zpracování digitalizovaného elektrokardiografického (EKG) signálu, který umožňuje velmi přesnou časovou kvantifikaci R-R intervalů (Salinger et al., 1998). Na EKG záznamu rozlišujeme vlnu P, způsobenou depolarizací předsíní, následuje komplex QRS, který je projevem počátku depolarizace komor a vlna T, která odpovídá repolarizaci komor a postupnému návratu ke klidovému polarizovanému stavu membrán svalových buněk (Rokyta et al, 2000). Kautzner a Malik (1998) rozeznávají tři základní skupiny hodnocení HRV: jednoduché postupy (např. Valsalvův manévr) a metody časové („time domain“) a frekvenční („frequency domain“) analýzy. Task Force (1996) k tomu ještě přidává metodu geometrického zpracování HRV, existuje také metoda fraktální analýzy HRV. Záznamy EKG, ze kterých se HRV analyzuje a následně zpracovává, bývají v délce od několika minut do 24 hod. v případě Holterova záznamu (Aubert et al., 2003). V současnosti je trendem u vrcholových sportovců hodnotit HRV pomocí mobilních aplikací, které operují především s parametry časové domény HRV z důvodu jejich časové nenáročnosti (Buchheit, 2014). Z literatury vyplývá, že hodnocení HRV je vysoce citlivé na standardizaci, přičemž komerčně užívané systémy tento aspekt téměř ignorují. Proto cílem práce bylo stanovení minimální délky klidové fáze před měřením HRV pomocí parametrů časové domény HRV, aniž by došlo k výraznému snížení kvality výsledku oproti výsledkům pocházející ze standardního vyšetření HRV.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 Autonomní nervový systém

ANS se skládá ze dvou částí - centrální a periferní. Centrální části (mícha, prodloužená mícha, mezimozek, mozková kůra) představují pro vegetativní funkci různé regulační úrovně. Periferní část je tvořena senzoryckými nervovými vlákny, která přivádějí informace z vnitřního prostředí a orgánů a dráhy směřující k efektorům (Rokyta et al., 2000; Trojan et al. 2003).

ANS řídí funkce vnitřních orgánů a vztahu k tělesnému zatížení je koordinuje s činností kosterního svalstva. I když je jeho aktivita do značné míry samostatná (autonomní), v určitých situacích podléhá vlivu vyšších oddělení centrálního nervového systému v kůře mozkové (Ganong, 2005; Hamár a Lipková, 2001). ANS dynamicky reaguje na podněty exogenního a endogenního charakteru s cílem udržet homeostatickou rovnováhu a bazální funkce organismu (Opavský, 2004; Trojan et al., 2003). ANS ovlivňuje zejména činnost srdce, hladkou svalovinu vnitřních orgánů, cévního systému a žláz (Čihák, 2004; Rokyta et al., 2000). ANS je tvořen centrální a periferní částí. Centrální části (mícha, prodloužená mícha, mezimozek, mozková kůra) představují pro vegetativní funkci různé regulační úrovně. Periferní část tvoří senzorycká nervová vlákna, která přivádějí informace z vnitřního prostředí a orgánů a dráhy směřující k efektorům (Rokyta et al., 2000; Trojan et al. 2003). Autonomní nervový systém tvoří dva protichůdné směry, sympatikus a parasympatikus.

2.1.1. Periferní část ANS

Periferní části ANS jsou tvořené z pregangliových a postgangliových neuronů. Mezi jednotlivými segmenty je komunikace neuronů a autonomními efektorů zprostředkována hlavními mediátory: acetylcholinem a noradrenalinem. Na přenosu participují mimo jiné dopamin a gastrin relasing peptid (Ganong, 1999).

Čihák (1997) a Trojan et al. (1999) na základě chemické odlišnosti jednotlivých postgangliových transmiterů dělí ANS na dvě části: cholinergní a adrenergní. K cholinergní části ANS, kde jako transmitter působí acetylcholin, náleží:

- a) všechny pregangliové neurony,
- b) postgangliová zakončení parasympatických vláken,
- c) postgangliové neurony anatomicky náležící k sympatiku inervující potní žlázy,
- d) sympatické vazodilatační nervy.

Na zbývajících postsynaptických zakončeních, patřících k adrenergní (sympatické) části ANS, se jako mediátor prosazuje noradrenalin. Podle Ganonga (1999) do adrenergního systému také patří dřeň nadledvin, jako původně sympatický ganglion, a to z důvodu produkce a vyplavování noradrenalinu, adrenalinu a dopaminu do krevního oběhu axony postgangliových buněk.

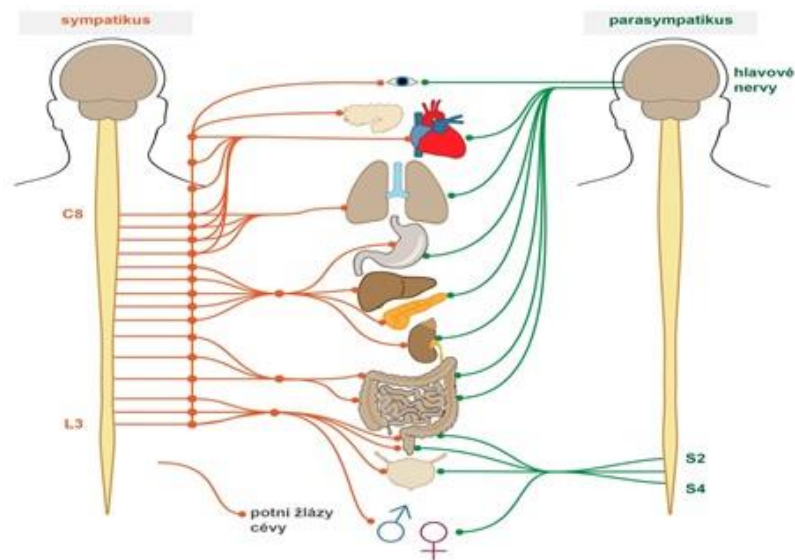
2.1.2 Funkce sympatiku a parasympatiku

ANS podle funkčních účinků na orgánové systémy Čihák (1997) dělí:

- Na sympatikus – řídí děje vyžadující okamžité reakce,
 - Zvyšuje průtok kosterní a srdeční svalovinou a prokrvení plic,
 - Zvyšuje srdeční frekvenci a výkon srdce,
 - Zvyšuje výměnu plynů v plicích,
 - Snižuje průtok krve trávicí a vylučovací soustavou,
 - Rozšiřuje zornice.
- Na parasympatikus – řídí děje probíhající za klidového stavu,
 - Pracuje proti sympatiku,
 - Podílí se na ochraně a obnově stálosti vnitřního prostředí a energetických zásob.

Enterický systém nezávislý na činnosti ANS. Enterický systém-nervová pletení a buňky odpovídající za pohyby a sekreci trávicí trubice je částečně nezávislý na ostatních částech autonomního nervového systému (Elišková a Naňka, 2006) podle Čiháka (1997) je nezávislý výhradně na ANS.

Fyziologicky je sympatikus a parasympatikus v neustálé aktivitě. Z uvedeného je patrné, že oba systémy působí na orgánové soustavy antagonisticky. Skutečnost nám ale ukazuje na koordinovanou souhru zajišťující optimalizaci funkcí organismu.



Obrázek 1. Uspořádání sympatiku a parasymphatiku.

2.1.3. Centrální část ANS

Podle Trojana et al. (1999) mezi části CNS, kontrolující a koordinující činnost obou subsystémů ANS, patří:

- a) mícha, na její úrovni se uskutečňují interakce mezi autonomní a somatickou eferencí a aferencí společně s jednoduchými reflexy,
- b) retikulární formace mozkového kmene, kde dochází především k řízení dýchání a kardiovaskulárních funkcí a i ke koordinaci motility a sekrece trávicího systému,
- c) mozková kůra, ve které alokortex zastupuje nejmladší integrační oblast, a neokortex, obecně považovaný za hierarchicky nejvyšší řídicí oblast autonomních výkonných funkcí CNS,
- d) hypothalamus, umožňující vysoký stupeň integrace autonomních a somatických funkcí. Je jedním z nejdůležitějších center řízení, je rozhodujícím článkem zajišťujícím homeostázu, termoregulačním centrem a místem, ze kterého je ovlivňován krevní tlak, srdeční frekvence, dýchání a jiné funkční systémy

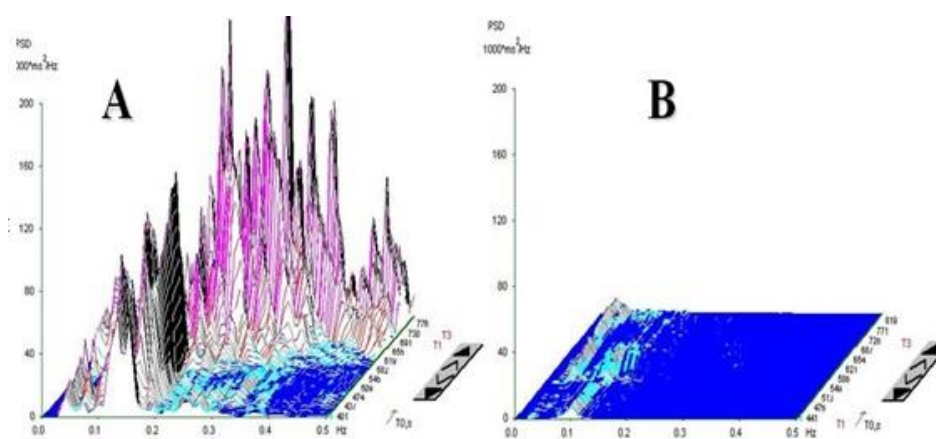
2.1.4. Monitorování aktivity ANS ve vrcholovém sportu

Botek (2012) uvádí hlavní důvody monitorování sportovců a jeho využití:

1. pro hodnocení průběhu aklimatizace na extrémní environmentální stresy (hypoxie, rychlý přesun přes časová pásma),
2. pro hodnocení odpovědi organismu na kumulované tréninkové zatížení (např. v přípravném či předzávodním období),

3. pro objektivní hodnocení míry vnitřního zatížení organismu a tím i aktuální tréninkové kapacity sportovce. Význam této informace pro trenéra spočívá především v tom, že sportovci nejsou schopni (až na výjimky s dlouholetou sportovní praxí) na základě svých subjektivních pocitů objektivně posoudit stav jejich organismu,
4. pro optimalizaci tréninkového zatížení, která umožní maximální využití celé adaptační kapacity sportovce a minimalizuje riziko vzniku přetížení či přetrénování,
5. pro určení typologie hráčů dle úrovně odolnosti vůči stresu,
6. pro vyladění sportovní formy, řízení rekondičního programu (dlouhodobější absence tréninku – dekondice).

Botek (2012) dále popisuje monitorování aktivity ANS jako časově i prostorově nenáročnou proceduru. V současnosti systém DiANS multi umožňuje za 12 minut vyšetřit 4 sportovce. Měření se odehrává v ranních hodinách v tichém prostředí, kde testované osoby provádí změnu polohy z lehu do stoje a zpět do lehu, přičemž je jim kontinuálně snímáno EKG, které je následně analyzováno a vyhodnocováno metodou SA HRV. Výsledky testování jsou známy ihned po ukončení vyšetření. Jednorázové vyšetření aktivity ANS slouží víceméně k orientačnímu posouzení aktuálního funkčního stavu organismu. Díky opakovaným vyšetřením ($5 \leq$) je pak možné s úspěchem doporučovat individuálně optimální velikost zatížení, které povede k vyšší a stabilní aktivitě ANS a tím i ke zvyšování výkonnosti.



Obrázek 2: 3-D graf spektrální analýzy VSF u zregenerované (A) a unavené (B) osoby

2.2 Srdeční frekvence

2.2.1 Srdeční automacie

Podle Trojana et al.,(1999) je srdce vybaveno vlastností automacií umožňující díky pacemakerovým buňkám (P-buňkám) samostatně tvořit rytmicky se opakující podněty (vzruchy). Výchozí podnět, který vyvolává srdeční stah, vzniká ve specializované převodní soustavě srdeční, konkrétně sinoatriálním uzlu, kde dochází za normálních podmínek k nejrychlejší depolarizaci P-buněk (přibližně 70min.^{-1}) a následnému šíření vzruchů (Ganong, 1999; Rokyta et al., 2000). Sinoatriální uzel je proto považován za přirozený udavatel rytmu neboli srdeční „pacemaker“, řídící frekvenci srdečních stahů. Rytmus srdce, který přichází ze sinoatriálního uzlu, je nazýván rytmem sinusovým.

2.2.2 Regulační mechanismy srdeční činnosti

Systemy, které se podílí na regulaci srdce, dělí Trojan et al. (1999) na nervové, humorální a celulární. Na regulaci srdeční činnosti se také podílí prostřednictvím nervového systému společně aktivita baroreceptorů a respirace (Ganong, 1999; Rokyta et al. 2000).

2.2.2.1 Nervová regulace srdce

ANS reguluje činnost srdce prostřednictvím aktivity sympatiku a vagu. Vlákná pravé větve nervu vagu, která směřují do oblasti pravé síně a koncentrují se v místě sinoatriálního uzlu, mají převážně chronotropní efekt, zatímco levostranná vlákna směřují k AV uzlu a mají efekt dromotropní. Z důvodu zakončení sympatických vláken, které je rozloženo po celém srdci rovnoměrně, jsou síně pod vlivem aktivity vagu i sympatiku, zatímco komory ovlivňuje pouze aktivita sympatiku (Trojan et al., 1999). V klidu se na rychlých změnách srdeční frekvence v rozsahu od 20 do 30 tepů/ min.^{-1} podílejí převážně změny v aktivitě vagu (Rokyta et al., 2000). Latence vagové stimulace se pohybuje okolo 400 ms (Levy et al. in Hainsworth, 1995), přičemž na poklesu SF se vliv vagové aktivity projeví už během prvních dvou stahů. Účinky vagu odezní pomaleji, na zvýšení SF se projeví do 5 sekund. Doba latence sympatiku se uvádí do pěti sekund, kdy dochází k progresivnímu zvýšení SF a po 20 až 30 s nastává její relativní ustálení (Hainsworth, 1995).

Aktivita vagu negativně ovlivňuje srdeční činnost ve smyslu zpomalování SF (chronotropie) a síňokomorového přenosu (dromotropie). Působení vagu se podílí i na snižování síly srdeční kontrakce (inotropie) a vzrušivosti (batmotropie) Trojan et al., (1999). Účinek aktivity sympatiku na srdeční činnost je vzhledem k vagu přesně opačný (pozitivní). Podle Ganonga (1999) při vyblokování neurohumorálního vlivu na sinoatriální uzel dochází k ustálení srdeční

frekvence na hodnotě okolo 100 tepů/min.⁻¹, která odpovídá rytmu tzv. vlastní (vestavěné) srdeční frekvence.

2.2.2.2 Baroreceptory

Na regulaci činnosti srdce se společně s nervovými mechanismy také podílí reflexní aktivita receptorů, především baroreceptorů a chemoreceptorů (Ganong, 1999; Trojan et al., 1999; Rokyta et al., 2000).

Jsou umístěny ve stěnách srdce a cév a reagují na změny v jejich napětí. Informace o změnách jsou vedeny aferentními drahami do vasomotorických a kardioinhibičních center v prodloužené míše (Trojan et al., 1999), kde dochází k jejich zpracování a následné eferentní odpovědi. Baroreceptory jsou umístěny v adventicii některých cév (karotický sinus a aortální oblouk, koronární artérie, plicní oběh), ve stěně předsíní a v levé komoře srdeční. Při zvýšení arteriálního tlaku dochází ke kompenzační odpovědi v podobě zvýšené aktivity vagu, paralelní inhibici sympatické vazokonstrikční aktivity, vazodilataci, venodilataci, poklesu SF, minutového oběhu, a to společně vede k jeho normalizaci. Při poklesu arteriálního tlaku naopak dochází ke zvýšení sympatické vazokonstrikční aktivity a inhibici vagu, a to se následně projeví zvýšením krevního tlaku, SF a tepového objemu (Ganong, 1999; Rokyta et al., 2000).

2.2.2.3 Respirační sinusová arytmie

Pravidelné kolísání SF během nádechu (zrychlení SF) a výdechu (zpomalení SF) je nazýváno jako respirační sinusová arytmie (RSA), která je výrazem autonomní modulace respiračního centra (Rokyty et al. 2000). Aferentní vzruchy z plicních mechanoreceptorů, které jsou přiváděny během každého nádechu cestou nervu vagu, tlumí kardioinhibiční oblast v prodloužené míše. Tím se redukuje vliv vagové aktivity na sinoátrilání uzel a dojde tedy ke zrychlení SF (Ganong, 1999).

2.2.2.4 Humorální regulace srdce

Buňky srdce jsou vybaveny muskarinovými a β -adrenergními receptory, které pomáhají řídit činnost srdce i prostřednictvím katecholaminů a acetylcholinu. Katecholaminy (adrenalin a noradrenalin) mají na srdeční činnost stejný účinek jako aktivita sympatiku. Naváže-li se acetylcholin na muskarinové receptory, dochází u srdce k analogické činnosti jako při ovlivnění aktivitou vagu (Trojan et al., 1999).

2.2.2.5 Celulární regulace srdce

Vedle centrálních regulačních mechanismů má srdce ještě jeden autonomní mechanismus řízení, který je založený na celulární úrovni (Trojan et al., 1999). Celulární regulace činnosti srdce souvisí zejména s výslednou velikostí kontrakce (Frank-Starlingův zákon), pro kterou má největší význam počáteční napětí vláken myokardu. Čím k většímu dojde protažení myokardu, tím intenzivněji se bude následně kontrahovat. Při vysoké SF dochází ke sníženému plnění srdce, a to vede k nižšímu počátečnímu napětí a následně ke snížení srdeční kontrakce (Rokyta et al., 2000).

2.3 Variabilita srdeční frekvence

Pro hodnocení a interpretaci HRV se používá různých metod. Analýza R-R intervalů ukazuje, že nepodléhají jen jednoduchému sinusovému kolísání, ale uplatňuje se současně kolísání s různou frekvencí (délka periody) a s různou amplitudou (rychlost kolísání) (Vilikus et al., 2004). K posouzení HRV se využívá počítačového zpracování digitalizovaného elektrokardiografického (EKG) signálu, který umožňuje velmi přesnou časovou kvantifikaci R–R intervalů (Salinger et al., 1998). Na EKG záznamu rozlišujeme vlnu P, způsobenou depolarizací předsíní, následuje komplex QRS, který je projevem počátku depolarizace komor a vlna T, která odpovídá repolarizaci komor a postupnému návratu ke klidovému polarizovanému stavu membrán svalových buněk (Rokyta et al., 2000).

Kautzner a Malik (1998) rozeznávají *tři základní skupiny hodnocení HRV*: jednoduché postupy (např. Valsalvův manévr) a metody časové („time domain“) a frekvenční („frequency domain“) analýzy. Task Force (1996) k tomu ještě přidává metodu geometrického zpracování HRV, existuje také metoda fraktální analýzy HRV. Záznamy EKG, ze kterých se HRV analyzuje a následně zpracovává, bývají v délce od několika minut do 24 hod. v případě Holterova záznamu (Aubert et al., 2003). Srdeční frekvence není zcela konstantní ani za klidových podmínek. Doba trvání po sobě následujících srdečních cyklů (intervalů R-R, nebo také N-N – normal-to-normal) kolísá v časových periodách a tuto oscilaci vyjadřuje variabilita srdeční frekvence (Heart Rate Variability – HRV) Lagos, Vaschillo, E., Vaschillo, B., Lehrer, Bates, a Pandina, (2008); Stejskal a Salinger, (1996).

HRV je výsledkem *interakce sympatiku a parasympatiku*, které modulují aktivitu sinoatriálního uzlu (Malliani, Pagani, Lombardi, a Cerutti, 1991; Stejskal a Salinger, 1996; Vilikus, Brandejský, a Novotný, 2004). Mnoho studií zabývajících se měřením variability R-R intervalů (neboli HRV) má své mechanismy, zákonitosti a typy. Podle Opavského (2002) a Javorka et al., (2008) jestliže dojde k dysfunkci ANS a poruše regulace, dojde i k viditelnému snížení HRV. Tento princip funguje i obráceně, pokud zjistíme nízkou HRV, může to být

následkem změny v regulačních mechanismech, nebo je problém v chemickém přenosu informací nebo ve snížené schopnosti SA uzlu vytvořit dostatečně silný akční potenciál.

2.3.1 Spektrální analýza HRV

Spektrální analýza (SA) HRV je neinvazivní metodou hodnocení HRV, která umožňuje posuzovat aktivitu ANS (Stejskal a Salinger, 1996). Metoda SA HRV sice neumožňuje přímé posouzení aktivity sympatiku, přesto je možno ji nepřímo určit ze zvolených poměrů mezi jednotlivými spektrálními komponentami představující sympatovagovou bilanci (Yin, Levanon a Chen, 2004).

Každý variabilní symptom, jakým je tepová frekvence, nebo krevní tlak, může být popisován jako suma základních zpětněvazebných oscilačních komponent, které jsou definovány svou frekvencí (frekvence oscilací) a amplitudou (intenzita oscilací). Převedením časových údajů o rozdílech mezi po sobě jdoucími srdečními stahy (R–R intervaly) do frekvenčních hodnot získáme výkonové spektrum, které obsahuje frekvenčně specifické oscilace (Stejskal a Salinger, 1996). Poloha specifických oscilací udávající periodicitu HRV společně s amplitudou frekvenčního spektra HRV, umožňuje charakterizovat jak amplitudovou úroveň komponent, reprezentujících projevy aktivity sympatiku a vagu, tak i jejich vzájemně se měnící poměr v závislosti na aktuálních podmínkách (Salinger et al., 1998).

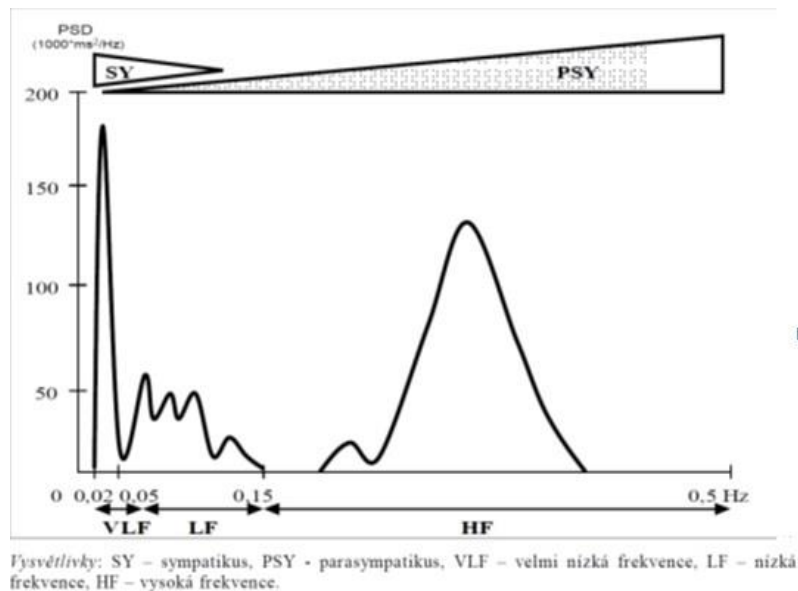
K výpočtu spektrální denzity se v současnosti používají jak metody parametrické, tak i neparametrické, které poskytují srovnatelné výsledky (Salinger et al., 1998; Task Force, 1996). Modifikovaná FFT (Fast Fourier Transformation – rychlá Fourierova transformace) je neparametrickou metodou, která pracuje na principu rozkladu vstupní časové řady na součet harmonických signálů o různé frekvenci, amplitudě a fázi. Parametrická autoregresivní metoda (AR) je založena na srovnávání aktuální hodnoty vstupní časové řady s hodnotami stejné časové řady, která je periodicky zpožděná (Salinger et al., 1998).

Jedinými vstupními daty, které lze přimout pro analýzu HRV mohou být srdeční stahy vzniklé depolarizací sinoatriálního uzlu, proto ventrikulární i supraventrikulární extrasystoly a veškeré další artefakty musejí být ze záznamu odstraněny. Čím větší množství artefaktů a ektopických stahů záznam obsahuje, tím se stává méně validním (Stejskal & Salinger, 1996). Omezujícím faktorem SA HRV je skutečnost, že metoda je schopna postihnout výhradně harmonické složky spektra. Případné neharmonické (fraktální) složky, které se taktéž podílejí na HRV, jsou metodou neregistrovatelné (Salinger et al., 1998).

U analýzy krátkodobého záznamu na Obrázku 3 (minimálně 5 min. a nejméně 300 tepů) získáme převodem R-R intervalů (ms) za použití metody FFT tři hlavní spektrální komponenty

modifikovaného výkonového spektra v rozsahu od 0,02 do 0,5 Hz, což činí 1,2 až 30 periodických změn za minutu (Obrázek 3), které jsou charakterizované hodnotou denzity spektrálního výkonu (PSD – Power Spectral Density) [$\text{ms}^2 \cdot \text{Hz}^{-1}$] nebo spektrálním výkonem (P-Power) [ms^2] a dále frekvenčním pásmem [Hz] na frekvenční ose (Salinger et al., 1998):

- VLF (very low frequency) [ms^2] – velmi nízká frekvence v rozsahu od 0,02 do 0,05 Hz,
- LF (low frequency) [ms^2] – nízká frekvence v rozsahu od 0,05 do 0,15 Hz,
- HF (high frequency) [ms^2] – vysoká frekvence v rozsahu od 0,15 do 0,5 Hz.



Obrázek 3. Distribuce spektrálných výkonů HRV krátkodobého záznamu SA HRV.

Při analýze dlouhodobého (24 hodin.) záznamu se výkonné spektrum rozšiřuje o čtvrtou spektrální komponentu:

- ULF [ms^2] (ultra low frequency) – ultra nízká frekvence v rozsahu od 0,003 do 0,02 Hz, která může poskytovat informace také o průběhu cirkadiální rytmicity (Task Force, 1996).

V hodnocení SA HRV je literatuře zjevná určitá nejednotnost v definici hranic frekvenčních pásem hlavních spektrálních komponent. To činí komplikace v komparaci výsledků mezi jednotlivými studii. Určitý pokus o sjednocení a vytvoření mezinárodně platných standardů provedla skupina Task Force v roce 1996.

Základním vypočítaným parametrem SA HRV je PSD (Salinger et al., 1998), ze kterého jsou následně odvozovány další parametry SA HRV. Hodnoty výkonů (integrální plocha pod

křivkou) jednotlivých spektrálních komponent (PVLf, PLf a PHf) a celkového výkonu (PT), tak jako hodnoty maximální amplitudy (maximální PSD). Rimoldi et al. (1992) preferují ve vztahu k vegetativnímu systému spíše relativní ukazatele (%VLF, %LF a %HF) z důvodu větší výpovědní hodnoty. Dalšími parametry SA HRV jsou poměry mezi jednotlivými komponentami (VLF/LF, VLF/HF a LF/HF). Zvýšená hodnota nosné SF se projevuje sníženou HRV. Z tohoto důvodu byl autory Hayano et al. (1991) navržen koeficient variace (CCV) dané komponenty (CCVVLF, CCVLF, CCVHF), který tento negativní dopad SF na HRV v určité míře vylučuje.

2.3.2 Časová analýza HRV

Metody časové analýzy HRV prezentují nejjednodušší způsob hodnocení HRV. Jsou založeny na monitorování změn délek R-R intervalů [ms] v kontinuálním EKG záznamu v přesně vymezeném časovém úseku (Aubert et al., 2003; Kleiger, Stein, Bosner a Rottman, 1995). Metody využívají pro hodnocení HRV dvou skupin parametrů vznikajících odlišným algoritmem zpracování R-R intervalů (Kleiger, Stein, Bosner a Rottman, 1995; Task Force, 1996).

První skupina parametrů vychází z komparace délek R-R intervalů z měřeného úseku a patří sem průměrná SF daného úseku, směrodatná odchylka R-R intervalu (SDRR) celého měřeného úseku a další. Parametry z druhé skupiny mají základ ve vyhodnocení rozdílů mezi sousedními intervaly a patří sem například parametry rMSSD [ms] vyjadřující druhou mocninu rozdílu sousedních R-R intervalů nebo NN50 [%], který vyjadřuje procento sousedních R-R intervalů lišících se od sebe o více než 50 ms z celého záznamu (Aubert et al., 2003; Task Force, 1996).

Hlavním limitem metod časové analýzy je nedostatečná schopnost rozlišení aktivit jednotlivých autonomních větví (sympatiku a parasympatiku) (Aubert et al., 2003). Naopak výhodou je rMSSD (root mean square successive differences) je rezistence vůči dechové frekvenci. Podle Cowena (1995) časová analýza postihuje pouze míru balance aktivity obou větví ANS, Eckberg (2000) ale dodává, že většina fluktuací R-R intervalů je řízena aktivitou vagové větve ANS. Metoda hodnocení HRV pomocí časové domény se stala v posledních letech ve sportovní oblasti velmi populární (Buchheit, 2014), protože umožňuje hodnocení HRV i z kratších úseků EKG nežli tomu je u spektrální analýzy HRV, která pro short-term analýzu vyžaduje 5min. záznam (Task Force, 1996). Podle Nakamura et al. (2015) lze pro sledování vagové aktivity v tréninku použít pouze 1minu. záznam EKG, kterému předchází 1 minuta standardizace, aniž by došlo ke významnější ztrátě senzitivity měření. Kromě této výhody se Buchheit (2014) zmiňuje také o její rezistenci vůči změnám v dechové frekvenci,

což je zásadní především při měření HRV u vytrvalostních sportovců, pro které je typická bradypnoe (Astrand et al., 2003).

2.3.3 Geometrická metoda analýzy HRV

Jednou z možností posouzení R-R intervalů je použití geometrických metod zaměřených na korekci chyb v R-R intervalech u dlouhodobých záznamů (Malik a Camm, 1995). Metody vycházejí z histogramu četnosti R-R intervalů a patří sem například Lorenzovy nebo Poincaréovy mapy, které mapují délku trvání každého R-R intervalu ve vztahu k délce intervalu bezprostředně předcházejícímu. Využití geometrických metod je ale výrazně limitované a v odborné literatuře ne příliš často používané (Aubert et al., 2003).

Měření variability srdeční frekvence se stalo v současné době široce využívanou metodou používanou v klinické medicíně a ve sportovním výzkumu. Analýza HRV představuje významnou možnost pro řízení a kontrolu sportovního tréninku a tréninkového zatížení. Srdeční frekvence v průběhu času kolísá a je závislá na mnoha faktorech. Fyziologické oscilace vznikají vědomými i nevědomými procesy. Vše řídí autonomní nervový systém.

2.3.4 Činitelé ovlivňující HRV

HRV je značně senzitivním ukazatelem změn v aktivitě ANS a řada studií poukazuje na množství podnětů, které HRV ovlivňují (Berkoff, Cairns, Sanchez a Moorman, 2007; Tulppo, Makikallio, Seppanen, Laukkanen a Huikuri, 1998; Zhong et al., 2005). Úzký vztah existuje mezi HRV a srdeční frekvencí, kdy při zvýšení SF klesá HRV. Fyziologické důvody poklesu HRV při zvýšení SF jsou zapříčiněny poklesem vagové aktivity a případným zvýšením sympatické aktivity (Kautzner a Malik, 1998). Ačkoli respirace výrazně ovlivňuje HRV, absence standardizovaných modelů frekvence dýchání ztěžuje z tohoto pohledu interpretaci dat HRV. V různých studiích autoři akceptují rozpětí dechové frekvence 6-15 dechů.min.⁻¹ (Strano et al., 1998; Suetake, Morita, Suzuki, Lee a Kobayashi, 2010; Van Ravenswaaij-Arts, Kolee, Hopman, Stoeltinga a Van Geijn, 1993).

Na změnách v aktivitě ANS se dále významně podílí věk a pohlaví. Vztahem věku a pohlaví a HRV se zabývá mnoho autorů (Berkoff, Cairns, Sanchez a Moorman, 2007; JongBae, 2006; Kuo, et al., 1999; Reardon a Malik, 1996; Singh Yadav a Saini, 2012; Šlachta et al., 2002; Tulppo, Makikallio, Seppanen, Laukkanen a Huikuri, 1998; Vallejo, Márquez, Borja-Aburto, Cárdenas a Hermosilo, 2004). Všechny studie se obecně shodují, že se zvyšujícím věkem dochází k redukci HRV, přičemž zvyšujícím se věkem se redukuje převážně výkon v oblasti dominantně ovlivňované vagem. Od narození zhruba do deseti let až puberty dochází

k přirozeně se s věkem se postupně zvyšující aktivitě vagu (Longin et al., 2005; Massin a Bernut, 1997). Mezi pátým a desátým rokem věku byl, zaznamenám i pokles aktivity sympatiku (Ravenswaaij a Arts, 1994).

Podle Novotného et al. (2006) mají děvčata ve věku od 4. do 6. let vyšší HRV než chlapci stejného věku. Z toho plyne, že po završení pubescence začíná platit, že s rostoucím věkem dochází k poklesu HRV (Kuo et al., 1999; Fukusaki et al., 2000; Šlachta et al., 2002; Vallejo, Márquez, Borja-Aburto, Cárdenas a Herмосilo, 2004). S přibývajícím věkem se redukuje převážně výkon v oblasti dominantně ovlivňované vagem. To v konečném důsledku způsobuje přesun sympatovagové balance směrem k sympatiku. Antelmi et al., (2004). prokázal, že ženy mají vyšší hodnoty ukazatelů vagové aktivity (HF a rMSSD) v porovnání s muži ve všech věkových kategoriích. Fagar, Pardeasen a Staessen (1999) doplňují, že zmíněné rozdíly během 6. dekády věku postupně vymizí.

Z review které provedli Aubert, Seps a Beckers (2003) se ukazuje, že ve věkových kategoriích ≤ 40 let měli muži ve srovnání se ženami vyšší hodnoty všech parametrů HRV až na PHF, což může být vysvětlováno jako ochranný vliv redukováné aktivity sympatiku proti kardiovaskulárním onemocněním. Ženy mají HRV navíc měněno fázemi menstruačního cyklu. Během luteální fáze klesá výkon komponenty HF a roste výkon v oblasti komponenty LF a poměr LF/HF (Sato a Miyake, 2004). Podle Vallejo et al. (2004) jsou během folikulární fáze hodnoty SDNN, PNN50 (%) a rMSSD vyšší než v luteální fázi. Během dne se aktivita HRV mění také vlivem cirkadiálního rytmu (Bilan et al., 2005; Carrington, Walsh, Stambas, Kleiman a Trinder, 2003). Změny se projevují zvýšením celkového spektrálního výkonu a zejména komponenty HF (Fallen a Kamath, 1995). Kolísání HRV u mužů během roční periody, s nejnižšími hodnotami v zimě a nejvyššími v létě, popisují Kristal-Boneh et al. (2000).

Dalším významným faktorem, který modifikuje HRV je spánek, jeho kvalita a spánkový deficit. Dopad spánkové deprivace vyvolává zvýšení aktivity sympatiku a redukcí komponenty HF (Takasea, Akimaa a Satomurab, 2004; Zhong et al., 2005). Bylo zjištěno, že spánkový deficit spolu s tělesným zatížením během 30hod. adventure závodu měli výrazný vliv na zvýšení SF a redukcí parametrů časové domény HRV (Mikulski et al., 2013).

Významným faktorem, který modifikuje HRV je alkohol. Po požití alkoholu dojde ke snížení HRV (Ryan a Howes, 2002), progresivnímu snížení aktivity vagu (Reed, Porges a Newlin, 1999) a zvýšení spektrálního výkonu v oblasti 0,02-0,06 Hz (Gonzalez, Mendez, a Cordero, 1992). Výraznou cirkadiální rytmicitu vykazuje komponenta HF a poměr LF/HF (Bilan et al., 2005; Carrington, Walsh, Stambas, Kleiman a Trinder, 2003). Kristal-Boneh et al. (2000) U mužů identifikovali kolísání HRV Kristal-Boneh et al. (2000) i v průběhu roční

periody. Nejnižší hodnoty bylo dosaženo v zimním období a nejvyšší ukázaly letní měsíce. HRV také výrazně ovlivněna rychlým přesunem sportovců přes časová pásma známého jako syndrom „jet lag“. Stejskal, Jakubec, Příkryl a Salinger (2004) to přisuzují k narušení cirkadiální rytmicity organismu. Tak jako fyzický stres koresponduje s poklesem aktivity vagu a posunem sympatovagové balance na stranu sympatiku (Lacko et al., 2003), stejným způsobem reaguje i stres mentální. Předstartovní stres u elitních sportovců překvapivě nevyvolal žádné významné změny v autonomní aktivitě, přesto u nich byla zaznamenána signifikantně zvýšená hladina kortizolu (Iellamo et al. (2003). U zdravých lidí do dvou hodin od příjmu potravy (stav postprandiálního útlumu) nedošlo k signifikantním změnám v HRV (Ambarish, Barde, Vyas a Deepak 2005). Přesto Nagai, Sakane a Moritani (2005) zjistili zvýšenou aktivitu sympatiku 3,5 hod po jídle, jehož 70 % energie pocházelo z tuků.

2.3.5 Vliv zatížení na HRV

V průběhu zatěžování organismu dochází ke změnám v aktivitě regulačních systémů, což vede k redistribuci krve, zvýšení SF a minutového srdečního výdeje jako odpovědi organismu na zvýšenou poptávku pracujících svalů po kyslíku a energetických substrátech (Brooks et al., 2000). ANS odpovídá snížením eferentace vagu. V nižších intenzitách zatížení je tachykardie výsledkem poklesu aktivity vagu (Yamamoto, Hughson a Peterson, 1991; Kamath a Fallen, 1993; Perini et al., 1993), který je při vyšších intenzitách zatížení následován postupným růstem aktivity sympatiku (Perini et al., 1990; Stejskal et al., 2001). Změny v aktivitě ANS jak kvalitativní tak kvantitativní jsou podmíněny především intenzitou zatížení (Brenner, Thomas a Shepard, 1998; Orizio et al., 1988; Perini et al., 1990; Rowell a O'Leary, 1990).

Na akceleraci SF se během práce více podílejí cirkulující katecholaminy, než změny v autonomní aktivitě (Kamath et al. (1993). Ve stanovení hraniční intenzity zatížení, při jaké se na růstu SF začíná uplatňovat zvyšující se aktivita sympatiku, prozatím významní autoři nedospěli ke společné shodě. Podle Perini et al. (1989) dochází ke zvyšování aktivity sympatiku během zatížení při překročení intenzity 30 % VO_{2max} a Rowell (1993) uvádí, že aktivita sympatiku se zvyšuje od SF 100 $tepů \cdot min^{-1}$) Nakamura, Yamamoto a Muraoka (1993) a Achten a Jeukendrup (2003) považují za hraniční intenzitu zvýšené aktivity sympatiku zatížení mezi 50. až 60. % VO_{2max} . Vzhledem k tomu, že aktivita vagu se zobrazuje v celém rozsahu sledovaného frekvenčního spektra svou aktivitou se tedy částečně podílí i na modulaci PLF (Perini et al., 1990). Dynamika PLF v průběhu zatížení vychází ze součinnosti sympatiku a vagu, který zprostředkovává reflexní odpověď baroreceptorů reagující na změny v arteriálním tlaku (Stejskal, in press). Podle Botka (2008) je síla baroreflexní odpovědi závislá na senzitivitě

tlakových receptorů, která se odvíjí od intenzity zatížení. Při nízkém zatížení dochází k menší redukci PLF vlivem poklesu aktivity baroreceptorů a relativně neměnné aktivitě sympatiku, naopak při vyšší intenzitě zatížení dochází k poklesu PLF i přes zvyšující se aktivitu sympatiku, kterou ovšem doprovází „reset“ baroreceptorů (pokles aktivity vagu), způsobený mechanickými a chemickými vlivy pracujících svalů (O'Leary, 1996). Bylo zjištěno, že při vysokých intenzitách může dojít k poklesu PLF až k nulovým hodnotám (Stejskal et al. 2001). Stejskal et al. (2001) dále zjistili, že od intenzity zatížení 50 % VO_{2max} dochází k většímu poklesu u %LF než u %HF. Na základě těchto výsledků autoři přišli s domněnkou, že dvojici parametrů PLF a %LF není možné použít jako komplexního indexu aktivity sympatiku ani za klidových podmínek, a ani během zatížení, což je v souladu s názorem i dalších autorů (Eckberg, 1997; Polanczyk et al., 1998). Z tohoto důvodu není také poměr LF/HF některými autory považovaný za ukazatel aktivity sympatiku v průběhu zatížení (Arai et al., 1989; Shin et al., 1995; Stejskal et al., 2001; Jakubec, 2005).

2.3.6. Vliv doby trvání zatížení na HRV

Jurčo (2000) zjistil při sledování změny parametrů SA HRV v průběhu 90min. dynamické práce v podmínkách setrvalého stavu při intenzitě zatížení 70 % MTR, že se žádný ze sledovaných ukazatelů SA HRV signifikantně nezměnil. Jakubec (2005) dospěl k obdobným výsledkům jako Jurča jen při experimentu použil intenzitu zatížení 75 % MTR a dobu zatížení 60 min. Prodloužení doby zatížení, které koresponduje se změnami v hydrataci, hematokritu, pufrovacích bazích, energetických substrátech, se může následně projevit také ve změnách parametrů SA HRV (Jurča, 2000).

2.3.7 Vliv ortostázy na HRV

Zvýšené nároky především na kardiovaskulární systém v důsledku zhoršení podmínek žilního návratu pro plnění srdce v diastole vyvolá pasivní nebo aktivní postavení. Reakce organismu na aktuální podmínky je uskutečněna pomocí společného zvýšení aktivity baroreceptorů a sympatiku (Hayashi, Nakanuta a Maraoka, 1992) a souběžným snížením eferentní vagové stimulace (Kamath a Fallen, 1993), které společně přispívá ke stabilizaci venózního návratu. Zmíněná spolupráce mezi aktivitou baroreceptorů a ANS se projeví ve změnách jak relativních, tak i absolutních výkonů jednotlivých spektrálních komponent (PVLF, PLF a PHF).

Během posturálního manévru dochází vlivem zvýšené aktivity sympatiku k nárůstu výkonu v oblasti komponenty LF a snížení výkonu v oblasti HF jako výrazu snížené aktivity vagu

(Furlan et al., 2000). Za zvýšením relativního výkonu komponenty LF stojí podle Stejskala a Salinger (1996) vyšší aktivita baroreceptorů. V průběhu stáří dochází k poklesu aktivity baroreceptorů, což se během ortostázy projevuje nižší HRV v oblasti modulované právě baroreceptory (Simpson a Wicks, 1988). Ve stáří dále dochází k poklesu PT, snížení relativního výkonu v oblasti HF a tím zvýšení poměru LF/HF (Pagani et al., 1986).

Další možné způsoby, které mohou vést ke zvýšení LF/HF zmiňuje Jakubec (2005). Mimo již uvedený způsob je možno dosáhnout zvýšení LF/HF při ortostáze také cestou výrazného poklesu HF při zachování výkonu LF nebo konstantním výkonem HF a nárůstem v oblasti LF. Botek (rigorózní práce 2008) přichází s domněnkou, že poslední zmiňovaný způsob je pravděpodobný za situace, kdy je výrazně redukován výkon HF již v lehu, např. u starších lidí, kdy při postavení již nedochází k jeho dalšímu poklesu.

Při ortostáze dochází společně se změnou spektrálních výkonů také k frekvenčnímu posunu jejich maximálních amplitud (f). Brychta et al. (1997) i Jakubec (2005) se shodují při ortostáze v poklesu frekvence komponenty LF (f_{LF}) a HF (f_{HF}).

2.3.8 Působení tréninkového zatížení na HRV

Tréninkové podněty ve sportovním tréninku vyvolávají změny v HRV. Collier et al., 2009 popisují, že změny v chování sympatiku a parasympatiku úzce souvisí s typem prováděné pohybové aktivity. Dostupná literatura uvádí mnoho studií, které se zaměřují především na reakci ANS ve vytrvalostních sportech (Atlaoui, Pichot, Lacoste, Barale, Lacour a Chatard, 2007; Seps a Beckers, 2003; Bouchard a Rankinan, 2001; Buchheit et al., 2010; Hautala, Kiviniemi a Tulppo, 2009; Hedelin, Wiklund, Bjerle a Henriksson-Larsén, 2000; Kiviniemi, Hautala, Kinnunen a Tulppo, 2007). Podle autorů je aktivita ANS (aktivita vagu), pozitivně ovlivňována vytrvalostním tréninkem (De Meersman, 1993; Tulppo et al., 2003; Kiviniemi et al., 2006). Zvýšená aktivita vagu vlivem vytrvalostního tréninku úzce souvisí se zvýšenou aerobní kapacitou.

Z výzkumu elitních běžců na dlouhé tratě vyplývá pozitivní vztah mezi hodnotou VO_{2max} a HRV (Kouidi, Haritonidis, Koutlianos a Deligiannis, 2002). Yamamoto et al. (2001) uvádí, že šestitýdenní vytrvalostní trénink již v prvním týdnu vyvolal během zotavení zvýšení hodnoty ukazatele vagu, která se již následným tréninkem neměnily. Vytrvalostně trénovaní sportovci mají doloženy vyšší hodnoty HRV ve srovnání s lidmi netrénovanými nebo se sedavým způsobem života (Aubert et al., 2003; Macor, Fagard a Amery, 1996; Shin, Minamitami a Onishi, 1997) přičemž u nich dochází i ke klidové bradykardii, snížení SF při submaximální zátěži a zvýšení objemu krve (Achten a Jeukendrup, 2003; Åstrand et al., 2003; Hamar a

Lipková, 2001). Rozdíly v odpovědi organismu na stejné vytrvalostní zatížení pravděpodobně souvisí se základní úrovní aktivity ANS, zejména s úrovní vagové aktivity (Hautala, Kiviniemi a Tulppo, 2009; Hedelin, Wiklund, Bjerle a Henriksson-Larsén, 2000).

Méně patrný rozdíl má vliv silového a anaerobního zatížení na změny v HRV. Chen et al. (2011) prokázali, že aktivita vagu korespondovala se změnou výkonnosti vzpěračů.

2.3.9 HRV v zotavení po dynamické práci

Jako objektivní kritérium hodnocení tréninkového zatížení je podle některých autorů délka zotavení jednotlivých parametrů HRV (Buchheit et al., 2007; Kaikkonen, Rusko a Martinmäki, 2008). Doba zotavení je v dostupné literatuře sledována v rozmezí minut až několika hodin od ukončení zatížení. Po ukončení tréninkového zatížení nízkých a středních intenzit dochází k rychlému poklesu SF zejména z důvodu poklesu sympatického řízení srdce a narůstající aktivity vagu (Borresen a Lambert, 2008). Je také známo, že návrat hodnot SF na klidovou úroveň trvá asi jednu hodinu po zatížení lehké až střední intenzity (Terziotti, Schena, Gulli a Cevese, 2001), 4 hod. po dlouhotrvajícím zatížení a až 24 hod. po zatížení maximální intenzity (Hautala, Tulppo a Makikallio, 2001). Sportovci s vyšší vagovou aktivitou vykazují rychlejší pokles SF (Du, Bai a Oguri, 2005). Javorka et al. (2008) považují rychlost pozátěžového poklesu SF za ukazatel kardiální vagové reaktivace.

Do hodnot výchozího stavu po zatížení vysoké intenzity dochází mnohem rychleji u dobře trénovaných sportovců. Hayashi, Nakamura a Muraoka (1992) porovnávali rychlost návratu parametrů SA HRV na výchozí úroveň při různých intenzitách zatížení a zjistili, že po dynamické práci došlo během 10min. zotavení k návratu hodnoty PHF na výchozí předzátěžovou hladinu pouze v případě práce s nižší intenzitou zatížení. Podle Jakubce (2005), který sledoval změny aktivity ANS jak běžnými ukazateli SA HRV, tak pomocí komplexních indexů (Stejskal et al., 2002) v průběhu 48hod. zotavení po 60min. dynamickém zatížení na úrovni 75 % MTR. Jakubec (2005) zjistil různé doby návratu hodnot posuzovaných indexů, kdy komplexní index sympatovagové balance (SVB) se navracel na vstupní úroveň po šesti hodinách od ukončení zatížení, kdežto komplexní index vagové aktivity (VA) se navracel mezi 9. a 23. hod. zotavení. Jakubec (2005) ve svém výzkumu uvádí, že k návratu celkového spektrálního výkonu nad předzátěžovou úroveň došlo po 23 hod. od ukončení zatížení. Aspekty výzkumu připomínají proces superkompenzace.

2.3.10 Vliv přetížení a přetrénování na HRV

Vysoce trénovaní sportovci v průběhu sezóny podstupují dvou i vícefázový tréninkový cyklus, po kterém zpravidla následuje dvou až třídenní odpočinek (Hynynen, Uusitalo, Kontinen a Rusko, 2006). V předchozí podkapitole 2.3.9 je zjevné, že k návratu na výchozí úroveň po intenzivním zatížení vyžadovaly parametry HRV obvykle časový interval kolem 24 hod., někdy i delší. Z důvodu modulace HRV převážně aktivitou vagu je zřejmé, že při jejím snížení došlo k poklesu právě aktivity vagu a zvýšení aktivity sympatiku (Lombardi, 2002; Task Force, 1996). Mourot et al. (2004) popisují sníženou HRV v souvislosti se stavem vysoké únavy nebo přetrénování. Vyčerpávající 3týdenní zatížení vyvolalo signifikantní snížení aktivity vagu (Pichot et al., 2000) a posun sympatovagové balance na stranu sympatiku, kdežto po týdenním zatížení regeneračního charakteru došlo k opětovnému zvýšení aktivity vagu.

V souvislosti s vysoce intenzivním zatížením a autonomní sympatickou predominancí se Iellamo et al. (2002) domnívají, že zvýšená aktivita sympatiku přispívá ke zvýšené výkonnosti jak kardiovaskulárního systému, tak svalového aparátu (Grassi a Passatore, 1988) během vlastního závodu. Pichot et al. (2002) usoudili, že v důsledku změn v aktivitě ANS, které nastaly u špičkově trénovaných sportovců během intenzivního tréninku (2 měsíce), fáze přetížení (1 měsíc) a následného zotavení (2 týdny), stav ANS závisí na velikosti kumulované únavy. Z tohoto hlediska se monitorování aktivity ANS metodou SA HRV jeví být vhodným a účinným nástrojem pro posouzení vlivu tréninkového zatížení na úroveň sportovní výkonnosti, pro optimalizaci tréninkového zatížení (Stejskal 2002; Banzer et al., 2002; Pichot et al., 2002) a v neposlední řadě může být také využita jako nástroj prevence syndromu přetrénování (J. Uusitalo, L. Uusitalo a Rusko 2000; Uusitalo, 2001).

2.4 Sportovní trénink a výkon

2.4.1 Sportovní výkon

Dovalil et al. (2002) definují sportovní výkon jako specifické pohybové činnosti, jejichž obsahem je řešení úkolů, které jsou vymezeny pravidly příslušného sportu a v nichž sportovec usiluje o maximální uplatnění výkonových předpokladů. Pro sport je charakteristické dosahovat maximálních sportovních výkonů. Za sportovním výkonem stojí dlouhodobá sportovní příprava. Sportovní výkony se uskutečňují při soutěžích, závodech či utkání (Lehnert, Novosad

a Neuls, 2001). Dále autoři deklarují, že sportovní výkon je projevem specializovaných schopností sportovce, jehož obsahem je uvědomělá pohybová činnost zaměřená na řešení úkolu, který je vymezen pravidly jednotlivých disciplín, závodů, soutěží a utkání.

Sportovní výkon je ovlivněn především působením následujících determinant:

- *Vrozené dispozice* – předpoklady, jejichž míra rozvoje je dána realizovanou pohybovou činností,
- *Tréninková nebo mimotréninková činnost* – dlouhodobé působení adaptačních podnětů,
- *Sociální prostředí* – podmínky, ve kterých se sportovec vyvíjí.

Na samotný sportovní výkon působí biochemické markery. Úzce propojen je srdečně-cévní systém se systémem dýchacím. Tyto systémy plní řadu důležitých funkcí. Účastní se na zajištění přísunu živin do činných svalů, následně odvádí zplodiny látkové přeměny, katabolity (např. laktát, amoniak), podílí se na termoregulaci, zajišťuje stálost vnitřního prostředí, imunitu a další děje. V průběhu tréninku jednotlivé parametry kardio-respiračního systému vykazují vlivem pohybového zatížení řadu změn, a to jak reaktivních, tak adaptačních. V krvi se mění hodnoty hematokritu, vyjadřující procentuální poměr mezi tekutou složkou krve, tj. krevní plasmou a pevnými částmi, např. erytrocyty a leukocyty.

Krevní obraz vykazuje v souvislosti s pohybovou aktivitou většinou zvýšený počet červených krvinek. Počet bílých krvinek při zatížení stoupá také. Při sportovním výkonu dochází ke značným změnám ukazatelů krevního oběhu. Hlavním a nejčastěji používaným ukazatelem je srdeční frekvence (Dovalil et al., 2012).

2.4.1.1 Sportovní výkonnost

„Sportovní výkonnost je schopnost podávat poměrně stabilní výkony na úrovni trénovanosti sportovce“ (Lehnert, Novosad a Neuls, 2001, 8).

„Sportovní výkonnost se formuje postupně a dlouhodobě a je výsledkem přirozeného růstu a vývoje jedince, vlivů prostředí a vlastního sportovního tréninku. Zvyšování výkonnosti je proto třeba chápat v širších souvislostech“ v nichž člověk žije v různých přírodních a sociálních podmínkách a ty určují předpoklady pozdějších výkonů, jako je, celková odolnost a zdatnost, zdravotní stav, motorické, psychické i sociální schopnosti, motivace a jiné“ (Dovalil et al., 2012).

2.4.2 Sportovní trénink

Sportovní trénink je plánovitý, řízený proces, kde obsah, metody a organizace jsou zaměřeny na dosažení stanoveného sportovního výkonu (Lehnert, Novosad, Neuls, Langer a Botek, 2010).

Hlavním cílem sportovního tréninku je dosažení relativně maximální sportovní výkonnosti ve zvoleném sportovním odvětví (Dovalil et al., 2012). V současnosti trénink vyžaduje co největší efektivitu všech procesů přizpůsobování, změn, poznávání, osvojování dovedností a vědomostí. V poslední době se zejména v oblasti vrcholového sportu trénink transformoval ve fyzicky i psychicky náročnou činnost realizovanou důsledně na vědeckých základech (Lehnert, Novosad a Neuls, 2001).

2.4.3 Tréninkové zatížení

Tréninkové zatížení představuje specifický druh zatížení a je základním podnětem vedoucím ke spuštění mechanismů adaptace v oblasti funkční, biochemické, morfologické a psychologické (Lehnert et al., 2010). Je-li pohybová činnost vykonávána tak, že vyvolává žádoucí aktuální změnu funkční aktivity sportovce a ve svém důsledku trvalejší funkční, strukturální a psychosociální změny, lze je označit jako zatížení (Dovalil et al., 2012).

Tréninkové zatížení můžeme z hlediska velikosti podnětu a reakce organismu dělit na vnější a vnitřní (Halson, 2014). Vnějšího zatížení obvykle dělíme na jednotlivé složky, které nám umožňují stanovit jeho velikost: objem, intenzitu, dobu, frekvenci a specifčnost zatížení (Bompa, 1999; Smith, 2003). Vnitřní zatížení určuje reakce systémů organismu na aplikované tréninkové zatížení. Většinou je specifikována pomocí fyziologických nebo biochemických ukazatelů. Smith (2003) dělí tréninkové zatížení na extrémní (překračující funkční kapacitu organismu), rozvojové (přinášející specifický tréninkový efekt), udržovací, zotavovací a neúčinné. Dovalil et al. (2012) z tohoto hlediska rozlišuje následující funkce zatížení - rozvoj, renovaci, stabilizaci a regeneraci. Podle Lehnerta (2007) je hledisko řízení tréninkového procesu důležité proto, že tréninkový efekt na základě působení jednorázového tréninkového zatížení má pouze dílčí charakter a nevede k dlouhodobé adaptační změně. Hlavní podmínkou pro vznik specializovaných adaptací v organismu sportovce (trvalejších funkčních, strukturálních a psychosociálních změn) je systematické opakované zatížení = zatěžování. Teprve opakované zatížení vede podle Bompy (1999) a Dovalila et al. (2012) ke kumulativnímu tréninkovému efektu.

V současné době populární individualizace tréninkového procesu tréninkového zatížení má pouze pravděpodobnostní charakter (Dovalil et al., 2012). Z toho vyplývá, že totožné zatížení nemusí vyvolat vždy stejné účinky trénujících sportovců. Pro každého sportovce je nutno

tréninkové zatížení individualizovat a optimalizovat. V současné době je jednou z možností jak k tomuto nároku přistoupit, je metoda využití variability srdeční frekvence.

2.4.4 Sportovní trénink jako proces adaptace

Placheta et al. (2001) považují proces adaptace za schopnost různých orgánových systémů přizpůsobovat se po funkční i morfologické stránce mnohonásobně opakovaným a dlouhodobým vlivům zátěže. Neumann, Pfützer a Hottenrott (2005) rozeznávají tři hlavní fáze adaptace:

- fáze aktuální funkční změny v organismu,
- fázi regenerace,
- fázi vlastní adaptace, rozvoj výkonnosti.

Fázi vlastní adaptace potom ještě dělí do čtyř stupňů na změny pohybového programu, zvýšení energetických zásob, funkční optimalizace nervosvalové činnosti a součinnost nadřazených funkčních center.

Lehnert et al. (2010) definují adaptaci ve sportovním tréninku jako komplexní, individualizovaný a formativní proces biologické podstaty s geneticky stanovenými limity. Podle nich zahrnuje všechny trvalejší biochemické, strukturální, funkční a psychosociální změny, které jsou vyvolány pohybovou činností při tréninku a soutěžení a projevují se zvýšením trénovanosti sportovce. Stejní autoři dále dělí adaptaci na specifickou a nespecifickou. Nespecifická adaptace (zdatnost) organismu je výsledkem působení velkého množství podnětů z vnějšího prostředí, při opakovaném působení konkrétního podnětu naopak dochází ke konkrétní reakci a postupnému rozvoji specifické adaptace (výkonnosti).

Placheta et al. (2001) se domnívá, že se adaptace projevuje zejména nižší aktivitou sympatiku, sníženou sekrecí katecholaminů a menší reakcí kardiopulmonálních funkcí při konstantním zatížení. Hamar a Lipková (2001) uvádějí, že kromě postupného snižování koncentrace katecholaminů v krvi již po prvním týdnu tréninku se také snižuje počet β -receptorů a výsledným projevem adaptovaného srdce je mírnější reakce na katecholaminy, adrenalin a noradrenalin. Metabolické adaptace provází zvýšená citlivost na inzulín a systematické šetření glykogenu jako energetického zdroje (Kučera, Dylevský et al. 1999).

Jedním z nejdůležitějších faktorů majících vliv na adaptaci organismu je typ zatížení. Placheta et al., (2001); Kučera, Dylevský et al., (1999); Hamar a Lipková, (2001) se shodují, že v kardiovaskulárním systému dochází vlivem vytrvalostního zatížení k adaptacím na úrovni srdce i periferní cirkulace. U dlouhodobě trénovaných sportovců se adaptace projevují ve

změnách aktivity ANS, kdy je patrný posun autonomní rovnováhy od sympatiku k parasympatiku, což je v souladu i se sníženou hodnotou klidové SF, krevního tlaku a dechové frekvence (Hamar a Lipková, 2001; Leicht, Allen a Hoey, 2003; Carter, Banister a Blaber, 2003). Jedinci s přirozeně vyšší aktivitou vagu se jeví být adaptabilnější, než sportovci disponující nižší kardiální vagovou regulací (Botek, McKune, Krejčí, Stejskal a Gába, 2014). Vlastní adaptační pochody jsou vyvolávány střídáním odpovídajícího zatížení a odpočinku (Lehnert, Novosad a Neuls, 2001).

2.4.4.1 Adaptační změny kardiovaskulárního systému na tréninkové zatížení

Vytrvalostní výkonnost nepřímo ovlivňuje funkční zdatnost kardiovaskulárního systému, kdy dostatečný přísun kyslíku může organismus využít při uvolňování aerobní energie. Pravidelným vytrvalostním zatížením stimulujeme změny, které vedou k funkčním a morfologickým změnám směřujícím k optimalizaci a zvýšení celkové transportní kapacity kardiovaskulárního systému. Adaptační změny se dějí v srdci a v periferní cirkulaci.

Významný podíl na celkových funkčních změnách orgánů krevního oběhu mají mechanismy neurohumorální regulace. Nejcharakterističtější a nejznámějším projevem adaptace kardiovaskulárního systému je snížení frekvence činnosti srdce, jak v klidu, tak při tělesném zatížení. K jednomu z nejvýznamnějších mechanismů podmiňujících snížení srdeční frekvence a současně zlepšení ekonomiky činnosti srdce patří zvýšení systolického objemu, tedy množství krve, které se dostane do oběhu při jednom stahu srdečního svalu. Významným znakem trénovaného srdce je nejen vyšší systolický objem v klidu, ale zejména schopnost jeho zřetelného snížení při tělesném zatížení. Srdce může proto kvalitněji zásobovat svalové vlákno kyslíkem a tím mu poskytuje možnost pracovat vyšší intenzitou. Dva faktory se podílí na zvýšení systolického objemu vlivem vytrvalostního tréninku. První spočívá v mírném nárůstu celkového objemu cirkulující krve. Druhý faktor podmiňující zvýšení systolického objemu a zodpovídající za pokles srdeční frekvence je fyziologické zvětšení srdce. U netrévaného mladého muže dosahuje srdce hmotnosti 250-300 g a objem 600-800 ml, u trénovaného dosahuje hmotnosti 350-500 g a objemu 900-1300 ml. Zvětšení srdce u vytrvalostně trénovaných osob představuje zejména zvětšení objemu srdečních komor. V důsledku zvýšeného množství krve, které srdce přečerpává při vytrvalostním zatížení, dochází ke zvětšení srdečních komor (dilataci), a tím se zabezpečuje dostatečný přísun kyslíku do pracujících svalů. Výrazná převaha dilatace se vytrvalostně trénovaném srdci odlišuje od zvětšeného srdce, které je najdeme u sportovců v silových, případně rychlostně-silových sportech. Pro tyto sporty jsou charakteristické fáze zatížení s výrazným vzestupem krevního

tlaku, který vzniká stoupaním nitrohručního tlaku při zadržování dechu (Hamar a Lipková, 2001).

2.4.4.2 Adaptace vegetativního nervového systému na tréninkové zatížení

Posun vegetativní rovnováhy na stranu parasympatiku je hlavní charakteristickou adaptační změnou, která vzniká při pravidelném vytrvalostním tréninku (Hamar a Lipková, 2001). Tento stav se nazýváme vegetativní vagotonií. Charakteristickými znaky vegetativní vagotonie jsou pokles klidové frekvence srdce, krevního tlaku a snížení frekvence dýchání. Převaha aktivity parasympatiku vede prostřednictvím trofického vlivu i k rychlejšímu zotavení po tělesném zatížení. Sportovci s převahou vlivu parasympatiku se vyznačují vyšší odolností proti únavě. Je tedy předpoklad vyšší tělesné výkonnosti a případně i lepší psychické pohody. Významným znakem vegetativního nervového systému trénovaných jedinců je jeho méně výrazná sympatikotonická reakce na stresové stimuly. Adaptace vegetativního nervového systému tak vytváří předpoklady na efektivnější regulaci vnitřních orgánů a tím se významně podílí na jejich úsporné činnosti při tělesném zatížení i v klidu (Hamar a Lipková, 2001).

2.4.4.3 Adaptace pulmonálního systému na tréninkové zatížení

Ke změnám řady funkcí dýchacího systému vede systematický trénink a to nejen vytrvalostního charakteru. Zvyšuje se síla a celková výkonnost dýchacích svalů, propustnost membrány mezi plicními měchýřky a kapilárami pro kyslík. Zlepšuje se i vitální kapacita plic, což je maximální množství vzduchu, které je možné vydechnout po úplném, hlubokém nádechu. Při tělesném zatížení se zvýší funkční zdatnosti dýchacího systému, která se projevuje např. zvýšením maximální minutové ventilace. Zřetelná je ekonomika plicní ventilace, na které se podílí zvýšení extrakce kyslíku z alveolárního vzduchu. Zlepšení extrakce se projeví poklesem ventilačního ekvivalentu pro kyslík. To znamená, že na přijetí jednoho litru kyslíku stačí prodýchat méně vzduchu, čímž se snižují nároky na práci dýchacích svalů. Zásadním výsledkem adaptace dýchacího systému spolu se zlepšením zdatnosti kardiovaskulárního systému je zvýšená schopnost přijímat kyslík a využívat ho na uvolnění energie při svalové práci. Trénovaní jedinci, schopní spotřebovat víc kyslíku, mají tak lepší předpoklady pro vykonávání déletrvajících zatížení (Hamar a Lipková, 2001).

2.4.5 Zotavení a superkompenzace

Podle Kuiperse (1996) se považuje zotavení za nejdůležitější součást tréninkového procesu. Dovalil et al., (2012) považují zotavení za nedílnou součást tréninkového cyklu ve které

dominují zejména mechanismy přestavby (adaptace) organismu, nepostradatelné k progresivnímu růstu výkonnosti sportovce. Zotavení lze rozdělit podle jednotlivých časových etap. Bishop, Jones a Woods (2008) je dělí:

- *Na okamžité zotavení* – objevuje se mezi jednotlivými, rychle po sobě následujícími úseky pohybu a dochází při něm k regeneraci ATP a odstranění vedlejších produktů. Při zkrácení doby okamžitého zotavení se snižuje tolerance organismu na zátěž (Misić a Kelley, 2002),
- *Na krátkodobé zotavení* – dochází k němu mezi jednotlivými sériemi u silového nebo rychlostního tréninku nebo i u sportovních her při tréninku intermitentní povahy, kdy se jedná o intervaly odpočinku mezi jednotlivými krátkými intervaly zatížení vysoké intenzity (Cottrell, Coast a Herb, 2002). U tohoto typu zotavení dochází k resyntéze makroergních fosfátů (Seiler a Hetlelid, 2005),
- *Na tréninkové zotavení* – je považováno jako zotavení mezi po sobě následujícími tréninkovými jednotkami nebo soutěžemi (Gomez et al., 2003). Tomuto typu zotavení odpovídá shodný, u nás používaný termín superkompenzace.

Lehnert et al., (2010) nechápu superkompenzaci jako možnost nekonečného zvyšování výkonnosti. Uvádí možnost existence individuálního geneticky podmíněného tzv. adaptačního stropu. Zóna mezi elementární tělesnou výkonností a adaptačním stropem je definována jako adaptační rezerva. V této oblasti je vhodné zatěžovací pásmo sportovce. Tento „...tréninkový potenciál představuje možnost sportovce absolvovat tréninkové zatížení vzhledem k jeho trénovatelnosti, momentálnímu stavu trénovanosti a v souladu s jeho aktuální úrovní výkonnostní kapacity“ (Lehnert et al., 2010). Vhodně zvolené zatěžování sportovce vede k aktuální sportovní formě.

2.4.6 Periodizace tréninkového procesu

Nejvíce zmiňovaný model je členěn na tři tréninkové cykly (bloky). Hlavním znakem pro rozlišení tréninkových cyklů je jejich doba trvání a v tradičním členění (Dovalil et al., 2012; Harre et al., 1973; Lehnert et al., 2001; Perič a Dovalil, 2010, Plisk a Stone, 2003) se dělí na makrocycklus, mezocycklus a mikrocycklus. Současná literatura stále častěji uvádí pojem tréninkové bloky (Issurin, 2010; Koprivica, 2012). Lehnert et al. (2010) považují tréninkovou jednotku za základní stavební prvek periodizace sportovního tréninku. Dávkování a manipulace se zatížením se liší v jednotlivých fázích tréninkového cyklu. Periodizace tréninkového procesu je uspořádána do po sobě jdoucích tréninkových cyklů, jejichž obsahem, velikostí tréninkového

zatížení a opakováním se zvyšuje podíl trénovanosti a tvoří optimální sportovní formu (Lehnert, Novosad a Neuls, 2001). Jako jednu z nejdůležitějších věcí při tvorbě konceptu tréninkových plánů považuje Bompa (1999) periodizaci tréninkového procesu. Perič a Dovalil (2010) tréninkový cyklus popisují jako tréninkové celky více či méně podobné, plnící jeden či více tréninkových úkolů. Důležitým znakem periodizace tréninkového cyklu je podle Turnera (2011) její postup od obecných úkolů ke specifickým.

Makrocyklus

Makrocyklus je tréninkový celek, složený z několika mezocyklů. Autoři Harre et al., (1973); Matvejev, (1981); Turner, (2011); Vavák, (2011) Dovalil et al., (2012); Gamble, 2013; považují makrocyklus za roční tréninkový cyklus. Známe ale i 4letý cyklus používaný v případě přípravy na olympijské hry. Pro výkonnostně orientované sportovce je hlavním cílem dosáhnout maximálních sportovních výkonů ve vrcholných soutěžích. I proto tréninkový cyklus obvykle dělíme na přípravné, předzávodní, hlavní (závodní) a přechodné období (Neumann, Pfützer a Hottenrott, 2005).

Přípravné období specifikují Lehnert et al. (2014) jako období zvýšení trénovanosti a zatížitelnosti sportovce a obsahem tohoto období jsou nespecifická (především v počátku období) a specifická cvičení. Toto období je charakterizováno vysokým tréninkovým objemem a nižší intenzitou (Hoffman, 2002).

Předzávodní období Dovalil et al. (2012) i Lehnert et al. (2014) vidí jako hlavní cíl dosáhnout a vyladit sportovní formu. Hlavním znakem je snížení objemu a zvýšení intenzity tréninkového zatížení (Hoffman, 2002).

Závodní období zhodnocuje přípravu z přípravného a předzávodního období. Trénink je orientován na udržení a opakované vyladění sportovní formy (Dovalil et al., 2012; Lehnert et al., 2014). V individuálních sportech tradiční periodizaci odpovídá model s jedním až třemi vrcholy v průběhu závodního období (Gamble, 2006). Máme na zřeteli, že vrcholnou výkonnost sportovec udrží po dobu 2 – 3 týdnů (Turner, 2011).

Přechodné období slouží primárně pro regeneraci a zotavení. Charakterizováno je nespecifickým tréninkovým zatížením (Lehnert et al., 2014).

Mezocyklus

Je skládán z určitého počtu mikrocyklů a jednotlivé mezocykly nemusí mít stejnou délku (nejčastěji 3-4 týdny) a zaměření (Lehnert et al., 2001; Neumann, Pfützer a Hottenrott, 2005; Dovalil et al., 2012; Gamble, 2013;). Lehnert et al. (2001) popisují cíl mezocyklu jako vyvolání

a udržení specifických morfoloických a funkčních adaptací organismu a regulaci zatížení vyvolaného jednotlivými mikrocykly. Podle Neumanna, Pfützera a Hottenrotta, (2005) má jeden mezocyklus 3 náročnější mikrocykly (týdny) s konkrétními tréninkovými úkoly a 1 (čtvrtý), odpočinkový mikrocyklus (týden).

Mikrocyklus

Je nejkratší tréninkový cyklus, z velké většiny týdenní (případně dvoutýdenní), tréninkový cyklus sestavený z několika tréninkových jednotek (Neumann, Pfützer a Hottenrott, 2005; Dovalil et al., 2012). Náplň mikrocyklu charakterizuje určitá posloupnost fází zatížení a odpočinku. Důraz je kladen na individuální zatížení, které následuje po neúplném odpočinku (Neumann, Pfützer a Hottenrott, 2005).

Perič a Dovalil (2010) specifikují mikrocykly na všeobecně rozvíjející, speciálně rozvíjející, kontrolní, vyladřovací, soutěžní, stabilizační a regenerační.

2.4.7 Tréninkové principy

Aby byl trénink účelný a efektivní, je nutné dodržovat ve všech sportech obecně platné zásady a principy (Formánek, Horčic et.al, 2003):

- princip jednoty a specializace nám říká, že specializovaný trénink můžeme stavět pouze na kvalitní všestranné přípravě,
- princip postupného zvyšování zatížení upozorňuje, že adaptační procesy se uskutečňují jen tehdy, jsou-li příslušné podněty (intenzita, objem) dostatečně účinné a požadované úrovně výkonnosti dosáhneme pomalým neustálým zvyšováním velikosti zatížení,
- princip střídání zatížení a odpočinku vychází z nutnosti střídat kratší a delší časové úseky, kdy základním cyklem je střídání zatížení a zotavení,
- princip systematickosti zdůrazňuje, že zatěžování by mělo být plynulé, nepřetržité a plánovité.

2.4.8 Individualizace ve sportovním tréninku

V současném sportovním tréninku je individualizace považována za jedno ze zásadních témat. Individualizace je považována za jednu z hlavních podmínek všestranného rozvoje osobnosti sportovce a využití jeho potenciálu. Podle zásady individualizace musí zvyšování zatížení, tréninková variabilita, stavba a obsah jednotlivých cyklů v průběhu sportovní přípravy

postupně stále citlivěji respektovat individualitu sportovce. Současně je nutné stanovovat individuálně specifické cíle, zdokonalovat a využívat silné stránky sportovců a eliminovat jejich slabiny (Bompa, 1999; Martens, 2013). Podle Bompy (1999) individualizace vyjadřuje myšlenku, že trenéři musí přistupovat ke každému sportovci jednotlivě podle jeho schopností, potenciálu, úrovně motorické docility, specifík daného sportovního odvětví a v neposlední řadě podle úrovně trénovanosti a věku.

V souvislosti s rozdílnou úrovní tolerance hráče na zatížení je třeba zohlednit nejen biologický, resp. chronologický věk, ale i věk tréninkový (počet let, které jedinec věnoval systematické přípravě na podávání sportovního výkonu). Proto je individualizace považována (Lyle, 2002) za základní součást každého modelu tréninkového procesu jako nástroj, který by měl přizpůsobit tréninkový proces potřebám a kvalitám sportovce. Mezi základní předpoklady rozpoznání jedinečnosti individua a aplikace individuálního přístupu při řízení sportovního tréninku se řadí poznatky z různých oblastí vědy (psychologie, anatomie, fyziologie, biomechanika, atd.), což výrazně zvyšuje nároky na vzdělání, zkušenost a schopnost koordinace trenéra (Lehnert, Psotta, Janura, Zemková, Malý, et al., 2012). Mnoho autorů popisuje tréninkový proces bez respektování principu individualizace jako neefektivní (Bompa, 1999; Bon, 2009; Bril, 2001; Lyle, 2002).

2.4.9 Řízení sportovního tréninku

Novosad et al. (1998) popisují, že hlavní podstatou sportovního tréninku je vyvolávání progresivních změn trénovanosti, které se mění v čase a které lze ovlivnit. Řídit tento proces tedy znamená permanentně převádět organismus z jednoho stavu – výchozího do nového – plánovaného, který se co nejvíce přibližuje optimálnímu modelu.

V současném pojetí teorie sportovního tréninku vychází řízení tréninkového procesu z těchto teoretických východisek:

- chápání sportovního výkonu jako výsledku specializované adaptace,
- tréninkového procesu jako dynamického celostního systému,
- využití kybernetiky, která zobecňuje zákonitosti řízení.

Novosad et al. (1998) dále chápou sportovní výkon jako výsledek specializované adaptace a sportovní trénink jako proces složité biologicko sociální adaptace sportovce. V tréninku a soutěžích je sportovec vystavován postupně se zvyšujícím zatěžováním, které na jedince působí jako soubor podnětů specifického charakteru. V zásadě platí obecná pravidla adaptace, že

velikost a rychlost průběhu přizpůsobení závisí na velikosti adaptačního podnětu, který je charakterizován:

- silou podnětu,
- dobou trvání podnětu,
- frekvencí podnětu,
- druhem podnětu.

2.4.9.1 Empirický tréninkový systém a jeho význam

Novosad et al. (1998) uvádějí, jak v dlouhodobém průběhu vedení tréninkového procesu se formovaly u trenérů na základě jejich zkušeností určité představy o optimálním obsahu a skladbě tréninku. Trenér si vytvořil představu o optimálním modelu výkonnosti na základě svého logického úsudku, přičemž vycházel především ze zkušenosti a trenérského citu. Docházelo tak k neustálé konfrontaci použitých forem, prostředků a metod s úrovní dosažených sportovních výkonů v průběhu tréninkového procesu.

Takto byly vybírány nejúčinnější prvky tréninku, které se v praxi ukázaly jako přínosné pro růst výkonnosti a dosažení sportovní formy. Od neúčinných metod a prostředků bylo postupně upouštěno, z tréninku vypadly.

2.4.9.2 Racionální tréninkový systém

Podle Novosad et al. (1998) „proces sportovního tréninku vykazuje veškeré základní znaky uceleného systému. Je souborem sestávajícím ze specifických částí – subsystémů. Má dynamickou strukturu a vstupuje do interakce s podmínkami vnějšího prostředí, které vytváří další ucelené systémy. Vědecky podložený tréninkový systém musí mít vyřešeny základní teoretické otázky. Mezi tyto otázky patří objektivní poznatky o struktuře sportovního výkonu. Je třeba stanovit objektivní ukazatele pohybové činnosti, pomocí nich kvantifikovat nezbytnou úroveň speciální výkonnosti pro dosažení maximálního sportovního výkonu. Dále je nezbytné určit velikost tréninkového zatížení potřebného k dosažení odpovídající úrovně výkonnosti. Proto je třeba uskutečnit podrobnou biofyzikální a biomechanickou analýzu výkonu ve zvolené disciplíně a řešit další otázky systému sportovního tréninku.

Potřeby praxe vyžadují, aby vědecké řízení bylo uplatňováno především v etapě vrcholového tréninku. Je nezbytné jasně formulovat hlavní i dílčí cíle této etapy a vzhledem k těmto cílům uplatnit systém objektivní kontroly, rovněž je nutno využít plánování, evidence a vyhodnocování tréninkového zatížení i přesného stanovení úrovně sportovní výkonnosti“.

2.4.9.3 Systémové řízení tréninkového procesu

Řízení obecně znamená cílevědomé působení na systém, na jeho jednotlivé prvky, aby bylo dosaženo dokonalejšího stavu ve srovnání se stavem výchozím. Podstatou sportovního tréninku je vyvolávání progresivních změn trénovanosti, které se mění v čase a které lze ovlivnit. Řídit tento proces tedy znamená permanentně převádět organismus jednoho stavu – výchozího do nového – plánovaného, který se co nejvíce přibližuje plánovanému modelu (Novosad et al., 1998).

Novosad et al. (1998) charakterizují řízení sportovního tréninku jako dynamický proces, který se uskutečňuje na základě plánování, hledání souvislostí mezi růstem trénovanosti, resp. sportovní výkonnosti a hlavně realizovaným tréninkovým zatížením. V systémovém řízení tréninku rozlišujeme především subsystém řídicí (trenér) a řízený (sportovec), mezi kterými musí docházet k toku dostatečného množství kvalitních informací (Novosad et al., 1998). Trenér je tím, kdo určuje, co se má trénovat a na základě zpětných informací o působení tréninkových podnětů na změnu trénovanosti sportovce jej vyhodnocuje. Zároveň působí jako motivátor, posuzovatel, vychovatel. Podstatným hlediskem efektivity tréninku je podávat zpětnou vazbu sportovci. Trénovaný svěřenec musí ale umět a chtít zpětnou informaci přijímat.

Podle Novosada et al. (1998) v řízení můžeme rozlišit 3 fáze, v jejichž průběhu má činnost trenéra svá specifika:

- fázi přípravnou (plánování),
- fázi realizační,
- fázi inovace řízení tréninkového procesu.

Ve vlastní realizační fázi se vyčleňuje:

1. *Vlastní řídicí působení:* trenér vybírá tréninkové metody, prostředky, postupy, formy apod., dává tréninkové zatížení, stanovuje podmínky, ve kterých tréninkový proces probíhá.
2. *Získání informací o změnách aktuálního stavu trénovanosti (diagnostikování):* trenér může efektivně řídit tréninkový proces, pokud má k dispozici dostatečné množství objektivních informací o změnách trénovanosti, ke kterým dochází důsledku tréninku.
3. *Korigování tréninkového působení:* Trenér průběžně řeší otázku, zda tréninkové zatížení, jeho velikost a skladba vede k požadovaným změnám sportovní výkonnosti, případně vede ke splnění dalších stanovených cílů.

4. Získávané informace trenér vyhodnotí, koriguje tréninkové zatížení a zatěžování a rozhoduje o případných změnách.

V rámci účinného řízení sportovního tréninku Dovalil et al. (2002) doporučují:

- provádět diagnostiku aktuálního stavu sportovce (družstva),
- pomocí obdobných diagnostických charakteristik vytvářet plánovaný cílový model stavu trénovanosti sportovce (družstva), jehož má být dosaženo,
- stanovit systém tréninkových vlivů a pokoušet se je evidovat, sumovat, změny, k nimž průběžně dochází (nebo také nedochází) systematicky kontrolovat a následně posoudit účinky zvoleného tréninku.

Konkrétní možnosti řízení tréninkového procesu spočívají (Novosad et al. (1998):

- v manipulaci s druhem zatížení,
- v manipulaci s velikostí zatížení,
- ve frekvenci zatěžování.

Lze shrnout, že řízení se uskutečňuje na základě plánování a evidence tréninku, kontrolou trénovanosti a vyhodnocováním tréninku a že tyto mají smysl jako celek, neboť se vzájemně podmiňují.

2.5 Evidence a metody vyhodnocování sportovního tréninku

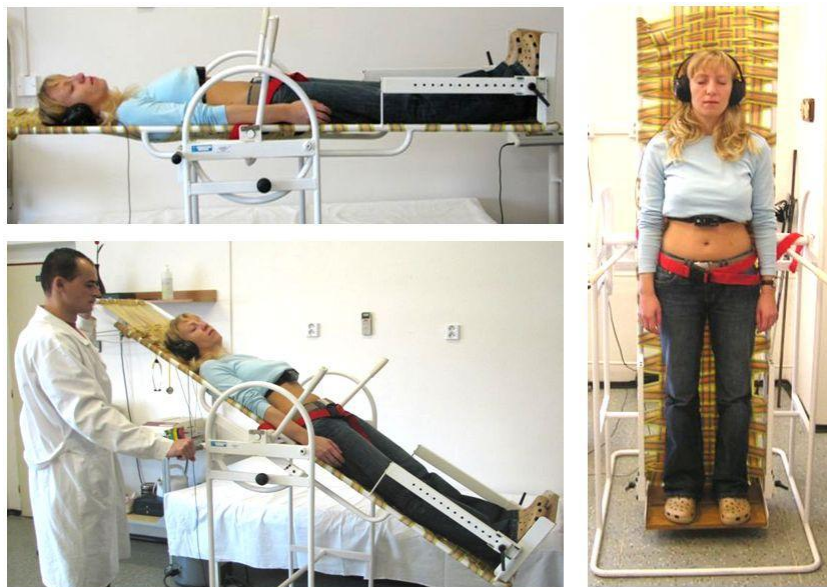
Současný systémový přístup sportovního tréninku vyžaduje znalost aktuálního stavu sportovce, velikosti a charakteru zatížení, dynamiky výkonnosti a dalších ukazatelů. Sportovní trénink, jeho řízení se proto realizuje pomocí plánování, evidence, kontroly a vyhodnocování trénovanosti a sportovní výkonnosti. „Plánování je tvůrčí činnost trenéra, směřující k vytvoření podmínek pro optimální rozvoj sportovce a růst jeho sportovního výkonu. Plánování je také stanovení cíle, obsahu, skladby a metod tréninku, zaměřeného ke změně výkonnostní úrovně sportovce v určitém časovém období“ (Lehnert, Novosad a Neuls, 2001).

Pomocí evidence zaznamenáváme všechny nezbytné informace o tréninkovém procesu. Podstatou evidence je vedení dokumentace, zejména tréninkových deníků (trenéra i sportovce). Průběžně se zaznamenávají vybrané ukazatelé, které disponují vlivem na rozvoj trénovanosti a

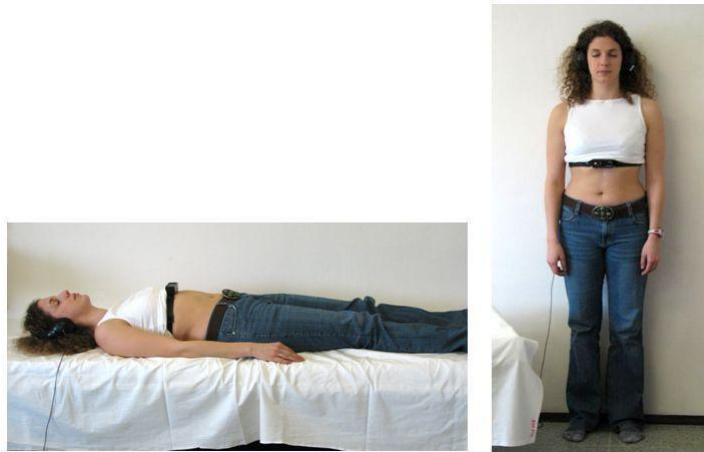
růstu výkonnosti sportovce. Zaznamenávají se obvykle charakteristiky zatížení objemu a intenzity, použitá cvičení a metody a ukazatele reakce organismu na prováděná cvičení (průběh srdeční frekvence). Jde tedy o vyjádření velikosti vnitřního zatížení a tím i stanovení síly adaptačního podnětu. Podmínkou účinného plánování a úspěšné tréninkové činnosti je průběžná i výsledná evidence hlavních činitelů tréninkového procesu. Hlavním cílem průběžného vyhodnocování ale i hodnocení ukončených jednotlivých cyklů, je hledání odpovědi zdali tréninkový proces skutečně vede k rozvoji plánované výkonnosti a obsah, řízení a použité metody tréninku vytvářejí předpoklady pro dosahování individuálně maximálních výkonů. Celkové vyhodnocení tréninkových a výkonnostních ukazatelů je východisko pro tvorbu plánu pro další tréninkový cyklus (Lehnert, Novosad a Neuls, 2001).

2.5.1 Hodnocení tréninkového zatížení pomocí SA HRV

Snímání a analýza HRV jsou prováděny metodou SA z krátkodobého EKG záznamu v délce 300 tepů (minimálně 5 min.) pomocí originálního mikropočítačového diagnostického systému *VariaCardio TF4* (Salinger et al., 1998). Systém umožňuje telemetrický přenos signálu, charakterizující s přesností na 1 ms délku R–R intervalů EKG záznamu, které jsou následně počítačově zpracovány. Popisovaný diagnostický systém *VariaCardio TF4* (Obrázek 4 a Obrázek 5) umožňuje kvantifikovat HRV jak metodou časové tak i spektrální analýzy (Botek et al., 2014).



Obrázek 4. Ortoklinostatický manévr (pasivní forma provedení).



Obrázek 5. Ortoklinostatický manévr (aktivní forma provedení).

Na pracovišti zátěžové laboratoře FTK UP a i na jiných pracovištích, kde se využívá shodná metodika je HRV běžně monitorována během standardizovaného ortoklinostatického manévru v polohách *leh-stoj-leh* (L-S-L). *První leh* slouží pouze ke standardizaci výchozích podmínek měření. *Stoj* představuje ortostatickou stimulaci sympatiku, po které *následující leh* vyvolává klinostatickou stimulaci vagu. V každé poloze je načítán jeden krátkodobý úsek R–R intervalů. Interpretovány jsou informace ze stoje a z druhého lehu.

Hodnocení variací R–R intervalů metodou SA HRV je obvykle zkresleno častým výskytem artefaktů, mezi které je možno zařadit i srdeční arytmie. Software diagnostického systému DiANS PF8 obsahuje procedury automatické i manuální filtrace artefaktů či srdečních arytmií a výpočet parametrů SA HRV. Standardní matematický algoritmus je užít pro interpolaci kubickým splinem, který je vzorkován vzorkovací frekvencí 4 Hz. Před vlastní závěrečnou spektrální analýzou R–R intervalů je provedeno odstranění trendu časové řady. Data jsou zpracovávána pomocí algoritmu (“short term”) krátkodobého záznamu trvajícího 5 min. (300 tepů), za předpokladu, že srdeční frekvence probanda bude 60 tepů.min.⁻¹. Při nižší srdeční frekvenci nebo častějším vyšším výskytu artefaktů v záznamu se bude časový interval měření postupně zvyšovat (Salinger et al., 1998). Mimo samotné měření a jeho ukládání, sportovec ještě denně zaznamenává subjektivní pocit do tabulky podle tzv. Borgovy škály (Obrázek 6).

2. Porovnání výsledků RR (srdeční frekvence) získaných v jednotlivých minutových fázích prvních 5 min. měření s referenčními hodnotami,
3. Provést korelační analýzu výsledků ukazatele časové domény RMSSD získaných v jednotlivých minutových fázích prvních 5 min. měření s referenčními hodnotami,
4. Provést korelační analýzu výsledků RR získaných v jednotlivých minutových fázích prvních 5 minut měření s referenčními hodnotami.

3.2 Výzkumné otázky

1. Ovlivňuje délka standardizace před měřením HRV výsledky vyšetření vzhledem k referenčním hodnotám?
2. Jak dlouho je nezbytné setrvat v klidném lehu před měřením HRV k získání srovnatelných výsledků vůči referenčním hodnotám?

Pozn: Za referenční hodnoty byly považovány hodnoty naměřené mezi 5. -10. min. EKG záznamu, kterým předcházela 5min. standardizační leh.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika testovaného souboru

Testovaný soubor tvořilo 26 mužů ve věku $23,9 \pm 4,2$ let, o hmotnosti $74,2 \pm 11,9$ kg a výšce $178,8 \text{ cm} \pm 9,3 \text{ cm}$, kteří v době výzkumu byli studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Testovaný soubor se skládal z fyzicky disponovaných jedinců, kteří pravidelně sportují v rámci plnění svých studijních povinností. Studenti se do výzkumu přihlásili dobrovolně, což potvrdili podpisem informovaného souhlasu.

4.2 Výzkumný protokol

4.2.1 Lokalizace výzkumu

S ohledem na cíl práce, vyšetření probíhala v domácích podmínkách participujících probandů.

4.2.2 Standardizace podmínek

Z důvodu zachování běžného režimu u osob, které si dlouhodobě monitorují aktivitu ANS, dostali probandi za úkol si změřit srdeční frekvenci ihned po probuzení v domácích podmínkách. Jediným omezením, které v rámci výzkumu obdrželi, bylo, aby se minimálně 24 hod. před měřením vyhnuli namáhavému zatížení, alkoholu či užívání léků ovlivňující aktivitu ANS a dodržovali standardní spánkový a dietní režim.

4.2.3 Průběh vyšetření

Probandi byli instruováni ihned po probuzení (7 – 8 hodinou ráno) si zajít pouze na toaletu a ihned se vrátit zpět bez jakéhokoliv kontaktu s jinou osobou. Po návratu si nasadili jednotlivé části monitoru srdeční frekvence typu Polar RS800 CX, tedy hrudní pás a hodinky. Ihned si lehli do postele a zapnuli snímání dat, přičemž monitor srdeční frekvence byl dopředu nastaven na režim snímání RR (tep po tepu). Snímání trvalo přesně 10 minut, přičemž v době měření byl proband v posteli sám a měl zavřené oči. Před zahájením studie byli probandi vyzváni, aby se během měření snažili neusnout. Po uplynutí 10 min bylo měření manuálně na hodinkách ukončeno.



Obrázek 7. Monitor srdeční frekvence RS800 XC multi.

4.3 Zpracování RR signálu z monitoru srdeční frekvence

Záznam RR intervalů, který byl uložen v monitoru srdeční frekvence, byl přenesen do vyhodnocovacího software PolarProTrainer pomocí infraportu, kde byl tachograf upraven pro

další export do podoby txt. souboru. Takto upravený soubor byl dále naimportován do diagnostického softwaru DiANS PF8 (DIMEA Group Olomouc, Česká republika), ve kterém byla provedena manuální kontrola záznamu a následná analýza RR intervalů a vypočítána hodnota SF (60/RR), hodnota indexu vagové regulace, který reprezentoval parametr časové domény MSSD (Buchheit, 2014) a MSSD/RR.

$$\text{MSSD} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\text{RR}_i - \text{RR}_{i-1})^2$$

4.4 Základní antropometrické vyšetření

Měření tělesné výšky a hmotnosti probíhalo pouze ve spodním prádle na přístroji BSM370 (Biospace, Seoul, South Korea) a Tanita MC-980 (Tanita Corporation, Tokyo, Japan). Měření proběhla v laboratořích na Fakultě tělesné kultury.

4.5 Statistické zpracování dat

Celý 10min. záznam EKG byl rozdělen na dvě části po 5 min. První část (1. až 5. min. záznamu) byla dále rozdělena na 5 segmentů (Seg1 až Seg5) trvajících 1 min., které sloužily pro hodnocení dynamiky sledovaných proměnných. Druhá část (6. až 10. min. záznamu) sloužila pro výpočet referenčních (Ref) hodnot sledovaných proměnných.

Pro statistické zpracování byl použit software STATISTICA 12.0 (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Hladina statistické významnosti byla zvolena $P < 0,05$. Hodnoty všech proměnných jsou vyjádřeny jako aritmetický průměr \pm standardní odchylka (SD). Normální rozdělení u všech proměnných bylo ověřeno pomocí Kolmogorov-Smirnova testu. Protože proměnná Ln RMSSD vykazovala statisticky významné odchylky od normálního rozdělení, byla provedena transformace pomocí přirozeného logaritmu (Ln). Statistická významnost systematických chyb (rozdílů hodnot Seg1 až Seg5 vůči hodnotě Ref) byla hodnocena pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření. Pokud ANOVA ukázala statisticky významný faktor, bylo detailnější hodnocení provedeno pomocí Bonferroniho post hoc testů. Věcná významnost systematických chyb byla hodnocena pomocí Cohenovy velikosti účinku. Velikost účinku byla klasifikována podle Hopkinse et al. (2009): triviální ($<0,2$); malá ($\geq 0,2$ až $0,6$); střední ($\geq 0,6$ až $1,2$); velká ($\geq 1,2$ až $2,0$) a velmi velká ($\geq 2,0$).

Reliabilita měření byla hodnocena jak relativně tak absolutně. Relativní reliabilita byla hodnocena pomocí Pearsonova korelačního koeficientu (r) a vnitrotřídního koeficientu korelace (ICC, intraclass correlation coefficient). Velikosti korelačních koeficientů byly klasifikovány podle Hopkinse et al. (2009): triviální ($<0,1$); malá ($\geq 0,1$ až $0,3$); střední ($\geq 0,3$ až $0,5$); velká

($\geq 0,5$ až $0,7$); velmi velká ($\geq 0,7$ až $0,9$); téměř dokonalá ($\geq 0,9$ až $1,0$). Absolutní reliabilita byla hodnocena pomocí standardní chyby měření (SEM, standard error of measurements) a dále byly vypočítány 95% limity shody (LOA, limits of agreement) podle metodiky Atkinson a Nevil (1998). Pro stanovení minimální doby nutné pro standardizaci bylo v této studii přijato kritérium podle Hopkinse et al. (2009), kteří uvádějí pro měření míry shody dvou měření minimálně od úrovně korelačního koeficientu - velmi velká ($\geq 0,7$ až $0,9$).

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky statistické a korelační analýzy

Tabulka 1. Výsledky statistického zpracování parametru Tepová frekvence v časově odlišných úsecích experimentu.

TF (tep.min. ⁻¹)	M	±SD	P	Cohen's d	r
Seg1	62,45	9,86	0,003	0,58	0,32 NS
Seg2	55,99	7,21	0,555	-0,11	0,64 *
Seg3	55,79	5,88	0,156	-0,26	0,88 *
Seg4	56,21	6,36	0,284	-0,20	0,95 *
Seg5	55,99	8,09	0,355	-0,17	0,89 *
Ref 5 min.	56,62	6,78			

Poznámky

TF – tepová frekvence; Seg 1 – první minutový segment z 10 minutového záznamu; Seg 2 – druhý minutový segment z 10 minutového záznamu; Seg 3 – třetí minutový segment z 10 minutového záznamu; Seg 4 – čtvrtý minutový segment z 10 minutového záznamu; Seg 5 – pátý minutový segment z 10 minutového záznamu; Ref5 min – 5 minutý úsek měřený v 5. – 10. minutě záznamu; M – aritmetický průměr, \pm SD – směrodatná odchylka; P – hladina statistické významnosti (ANOVA, Bonferroniho post hoc test), r – Pearsonův korelační koeficient; NS – nesignifikantní, * – $P < 0.05$.

Tabulka 1 ukazuje, že hodnota TF v první minutě byla statisticky vyšší ve srovnání s referenční hodnotou. Hodnoty TF v následujících časových segmentech se od referenční hodnoty TF statisticky nelišily. Z korelační analýzy vyplývá, že kromě hodnoty z první minuty byl v ostatních časových segmentech mezi hodnotou TF a referenční hodnotou TF nalezen statisticky významný vztah.

Tabulka 2. Výsledky statistického zpracování časové domény HRV u parametru rMSSD v časově odlišných úsecích experimentu

Ln RMSSD (ms)	M	\pm SD	P	Cohen's d	r
Seg1	4,57	1,07	0,240	0,22	-0,11 NS
Seg2	4,50	0,55	0,013	0,47	0,68 *
Seg3	4,37	0,59	0,414	0,15	0,73 *
Seg4	4,34	0,56	0,620	0,09	0,80 *
Seg5	4,32	0,61	0,788	0,05	0,86 *
Ref 5 min	4,31	0,44			

Poznámky

rMSSD (root mean square successive differences) – průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R-R intervalů; Seg 1 – první 1min. segment z 10min. záznamu; Seg 2 – druhý 1min. segment z 10min. záznamu; Seg 3 – třetí 1min. segment z 10min. záznamu; Seg 4 – čtvrtý 1min. segment z 10min. záznamu; Seg 5 – pátý 1min. segment z 10min. záznamu; Ref5 min. – 5min. úsek měřený v 5. – 10. min. záznamu; M – aritmetický průměr, \pm SD – směrodatná odchylka; P – hladina statistické významnosti (ANOVA, Bonferroniho post hoc test), r – Pearsonův korelační koeficient; NS – nesignifikantní, * – $P < 0,05$.

Z Tabulky 2 vyplývá, že hodnota Ln rMSSD byla statisticky vyšší ve srovnání s referenční hodnotou ještě ve druhé minutě vyšetření. Ostatní hodnoty Ln rMSSD nebyly od referenční hodnoty Ln rMSSD statisticky významně odlišné. Z korelační analýzy je patrné, že kromě hodnoty z první minuty byl v ostatních časových segmentech mezi hodnotou Ln rMSSD a referenční hodnotou Ln rMSSD zjištěn statisticky významný vztah.

Tabulka 3. Výsledky statistického zpracování časové domény parametru rMSSD/RR v časově odlišných úsecích experimentu.

Ln RMSSD/RR	M	±SD	P	Cohen's d	r
Seg1	4,68	1,23	0,011	0,49	0,20 NS
Seg2	4,20	0,76	0,193	0,24	0,67 *
Seg3	4,05	0,66	0,924	-0,02	0,82 *
Seg4	4,05	0,62	0,894	-0,02	0,85 *
Seg5	4,03	0,79	0,630	-0,09	0,92 *
Ref 5 min	4,06	0,63			

Poznámky

rMSSD/RR – průměrná hodnota druhé mocniny rozdílu po sobě následujících R–R intervalů; RR intervaly, Seg 1 – první minutový segment z 10 minutového záznamu; Seg 2 – druhý minutový segment z 10 minutového záznamu; Seg 3 – třetí minutový segment z 10 minutového záznamu; Seg 4 – čtvrtý minutový segment z 10 minutového záznamu; Seg 5 – pátý minutový segment z 10 minutového záznamu; Ref5 min – 5 minutový úsek měřený v 5. – 10. minutě záznamu; M – aritmetický průměr, ±SD – směrodatná odchylka; P – hladina statistické významnosti (ANOVA, Bonferroniho post hoc test), r – Pearsonův korelační koeficient; NS – nesignifikantní, * – $P < 0,05$.

Podobně jako u parametru TF, také u parametru rMSSD/RR bylo zjištěno, že hodnota rMSSD/RR byla statisticky vyšší ve srovnání s referenční hodnotou pouze v první minutě měření. Ve zbylých časech experimentu se již hodnoty rMSSD/RR od hodnoty referenční signifikantně nelišily. Jak ukazují výsledky korelační analýzy, opět kromě hodnoty z první minuty byl v ostatních časových segmentech mezi hodnotou rMSSD/RR a referenční hodnotou rMSSD/RR prokázán signifikantní vztah.

6 DISKUZE

Vzhledem k tomu, že sám jsem dlouholetým vrcholovým sportovcem a několikanásobným účastníkem Ironman na Hawaii, snažím se ve svém tréninku používat moderní diagnostické prostředky, které mě mohou pomoci se vyhnout například chronické únavě či přetrénování. Dříve k tomuto účelu sloužilo ranní monitorování SF (Astrand et al., 2003), zatímco dneska lze odezvu organismu na trénink hodnotit pomocí HRV (Aubert et al., 2003). V době vyspělých mobilních telefonů a tabletů je možné HRV hodnotit také pomocí mobilních aplikací jak uvádí například Nakamura et al. (2015). Podle doporučení z Task Force (1996) je nezbytné před vyšetřením HRV, které je vysoce citlivé na nejrůznější faktory, setrvat v klidových (standardizačních) podmínkách aspoň 5 minut. Mnoho komerčních systémů hodnotící HRV (ithlete; Firstbeat) však standardizaci doby před měřením, která slouží pro uklidnění těla, téměř

ignorují. Jak ukazuje praxe, především vrcholový sportovci neradi investují svůj mimotréninkový čas do jakýchkoliv měření, která trvají příliš dlouho. Tomuto problému čelili před několika lety Botek et al (2013), kteří ve snaze zkrátit dobu vyšetření aktivity ANS navrhl časově modifikovaný algoritmus, který vedl ke zkrácení doby měření přibližně o jednu třetinu a to ze standardních 18 min. na cca. 12 min., přičemž výsledky obou měření byly srovnatelné.

V našem výzkumu jsme se však inspirovali prací Nakamury et al. (2015), ze které plyne, že před měřením HRV pomocí analýzy časové domény, reprezentované indexem rMSSD, jakožto ukazatelem vagové aktivity (Buchheit, 2014), stačí, když testované osoby budou 1 minutu klidně ležet a následující 1 min. EKG záznamu poskytne téměř shodné výsledky v porovnání s referenční hodnotou, kterou představuje rMSSD vypočítaná z 5min. lehu, kterému předcházela 5min. standardizační leh. Autoři vycházeli v práci z výsledků studie Flatt a Esco (2015), kteří prokázali mezi výsledky velmi silnou korelaci (0.84 and 0.97).

V předkládané diplomové práci jsme jejich celý experiment zopakovali, ale s tím rozdílem, že naši dobrovolníci si měřili RR intervaly (EKG) v domácích podmínkách, čímž jsme se chtěli co nejvíce přiblížit reálné situaci, zatímco Flatt a Esco (2015), resp. Nakamura et al. (2015) měřili EKG v laboratorních podmínkách, což podle našeho názoru snižuje relevanci výsledků pro běžného uživatele.

Z našich výsledků vyplývá, že pokud bychom hodnotili úroveň SF z první minuty experimentu, které nepředcházela žádná klidová poloha, tak její hodnota bude významně vyšší od referenční hodnoty, kterou jsme změřili po 5min. standardizačním lehu. V dalších minutách se již hodnota SF od referenční statisticky nelišila, ale ve druhé minutě dosahovala korelace mezi hodnotou SF a referenční hodnotou úrovně 0.64, kterou jsme nepovažovali za dostatečně těsnou podle kritéria, doporučeného Hopkinse et al. (2009). Po klidového lehu došlo u SF k zesílení korelačního koeficientu na hodnotu 0.88, a ve 4. a 5. min. dosahoval korelační koeficient úrovně 0.95 a 0.85. Proto se domníváme, že z hlediska nejkratší doby nezbytné pro standardizaci měření RR před hodnocením SF z jednodominutového záznamu vůči referenční hodnotě se jeví být doba 120 s klidného lehu. Jak vyplývá z výsledků, další prodloužení klidového lehu vedlo podle našeho názoru pouze k nepatrným zlepšením korelačního koeficientu.

Index vagové aktivity, za který je v literatuře považován ukazatel rMSSD (Buchheit, 2014) se v současné době často používá pro hodnocení odezvy autonomního nervového systému na tréninkové zatížení (Flatt a Esco, 2015; Nakamura et al., 2015; Plews et al., 2013). Z našich výsledků vyplývá, že tento ukazatel aktivity vagu sice nebyl v první minutě experimentu významně odlišný od referenční hodnoty, ale tuto skutečnost přisuzujeme vysoké směrodatné

odchylce v první měřené minutě. Z Tabulky 2 je však zjevné, že hodnota rMSSD byla vyšší ještě i ve druhé minutě experimentu v porovnání s referenční hodnotou, ale rozdíl hodnot rMSSD ve druhé minutě se podařilo staticky prokázat. Nicméně, ani korelační analýza hodnot rMSSD neprokázala statisticky významný vztah s referenčními hodnotami rMSSD. Z tohoto hlediska se jako nezbytně dlouhá doba určená pro zklidnění organismu před vyšetřením aktivity ANS pomocí parametru rMSSD jeví být 120 s a výsledná hodnota rMSSD získaná ve 3 min. měření se jednak statisticky neliší od hodnoty referenční a dosahuje s ní vysoké statisticky významné závislosti. Dále jsme prokázali, že prodloužení standardizace o dalších 60 s, respektive 120 s mělo na výsledky korelační analýzy pouze mírně pozitivní vliv. Naše výsledky jsou tak v nesouladu se studií Flatt a Esco (2015), když uvádí, že pro analýzu rMSSD, která je svými výsledky téměř srovnatelná se zlatým standardem (5 min. klid + 5 min. měření RR) bohatě stačí 60 s standardizační leh a následných 60 s RR záznamu lze použít pro výpočet rMSSD. Zdůvodnění tohoto rozporu ve výsledcích spatřujeme v tom, že v naší studii se měřili RR intervaly pro následující HRV analýzu v domácích podmínkách, zatímco Flatt a Esco (2015) prováděli studii v laboratoři. Nicméně, v porovnání s jinými metodikami, které pro každodenní optimalizaci tréninkového zatížení u vrcholových sportovců používaly k hodnocení HRV metodu spektrální analýzy (SA) (Botek et al., 2014, Kiviniemi et al., 2007) se může jevit 3 min. alternativa hodnocení EKG záznamu jako vhodným řešením pro dlouhodobé a každodenní monitorování aktivity ANS. Např. Botek et al. (2014) používali pro optimalizaci tréninkového zatížení u vrcholových sportovců ke stanovení odezvy aktivity ANS na tréninkové zatížení tzv. ortoklinostatický manévr (leh-stoj-leh), přičemž každá ze tří poloh musela dle standardizovaného protokolu (Salinger et al., 1993) trvat minimálně 300 RR (srdečních stahů) a 300 s. Vzhledem k tomu, že mnoho vytrvalců má díky adaptaci kardiovaskulárního a ANS tzv. sportovní bradykardii (Aubert et al., 2003), čili SF nižší než 60 tep/min, u mnoha z těchto sportovců se SF nacházela okolo 40 tepů.min.⁻¹, což ve finále celkovou dobu měření prodlužovalo až na 20 či 25 min. Z literatury však vyplývá, že HRV se spíše hodnotí v jedné poloze, čili buď ve stoji (Kiviniemi et al., 2007), nebo spíše v lehu (Buchheit, 2014; Plews et al., 2014), přičemž doba trvání vyšetření nepřesahuje i se standardizací 10 min.

Posledním sledovaným parametrem v naší studii byl poměr rMSSD/RR, který reprezentuje interakci vagové regulace a srdeční frekvence. Ve světovém písemnictví se používá především u vrcholových sportovců, kteří mají výraznou sportovní bradykardii jako jsou například triatlonisté (Plews et al., 2012). U těchto sportovců způsobuje výrazně snížená SF tzv. saturační fenomén HF komponenty (Goldberger et al., 2001), což zjednodušeně znamená, že pokles SF

není doprovázena zvyšující se aktivitou parasympatiku (vagu), což znesnadňuje interpretaci výsledků HRV. Z výsledku je patrné, že poměr aktivity vagu a SF sice nebyl v první minutě experimentu významně odlišný od referenční hodnoty, ale tuto skutečnost opět přisuzujeme vysoké směrodatné odchylce v první měřené minutě. Z Tabulky 3 však jednoznačně plyne, že hodnota rMSSD/SF byla vyšší ještě i ve druhé minutě experimentu v porovnání s referenční hodnotou, avšak rozdíl hodnot poměru rMSSD/RR ve druhé minutě se již podařilo staticky prokázat. Korelační analýza prokázala signifikantní vztah až ve druhé minutě experimentu, přičemž v první minutě nebyla korelace statisticky významná. Tak jako u předchozích hodnocených parametrů v této studii, také poměr rMSSD/RR vykazoval vysokou míru shody s referenční hodnotou rMSSD/RR ve třetí minutě experimentu a následně i v dalších dvou minutách měření.

7 ZÁVĚRY

Naším cílem bylo stanovit minimální dobu pro standardizaci podmínek před vyšetřením variability srdeční frekvence v lehu. V práci bylo zjištěno, že pro získání srovnatelných výsledků časové domény HRV je nezbytné setrvat minimálně 2 min. jako standardizační poloha a třetí minutu EKG záznamu v lehu lze použít pro vyhodnocení kardiální vagové aktivity (rMSSD) včetně SF a poměru rMSSD/RR. Je zcela zjevné, že doba standardizace významným způsobem ovlivňuje výsledky short-term HRV analýzy pomocí parametrů časové domény.

8 SOUHRN

V souladu s *hlavním cílem* práce jsme stanovili minimální dobu pro standardizaci podmínek před vyšetřením variability srdeční frekvence v lehu. V několika *dílčích cílech* jsme vymezili *postup* porovnání výsledků HRV v minutových fázích prvních 5 min. měření s referenčními hodnotami, dále porovnání výsledků RR (srdeční frekvence) získaných v jednotlivých minutových fázích prvních 5 min. měření s referenčními hodnotami, provést korelační analýzu výsledků ukazatele časové domény RMSSD získaných v jednotlivých minutových fázích prvních 5 min. měření s referenčními hodnotami a nakonec provést korelační analýzu výsledků RR získaných v jednotlivých minutových fázích prvních 5 min. měření s referenčními hodnotami.

Testovaný soubor mužů (n=25) ve věku $23,9 \pm 4,2$ let, o tělesné hmotnosti $74,2 \pm 11,9$ kg a tělesné výšce $178,8 \text{ cm} \pm 9,3 \text{ cm}$, kteří v době výzkumu byli studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

V naší práci jsme dokázali, že pro získání srovnatelných výsledků časové domény HRV je nezbytné setrvat minimálně 2 min. jako standardizační poloha a již třetí minutu EKG záznamu v lehu lze použít pro vyhodnocení kardiální vagové aktivity (rMSSD) včetně SF a poměru rMSSD/RR. Díky tomuto zjištění se sportovci nemusí řídit doporučení z Task Force (1996), kdy bylo nutné setrvat v klidových (standardizačních) podmínkách minimálně 5 min, pokud budou pro hodnocení kardiální vagové regulace užívat parametry časové domény.

9 SUMMARY

The main aim of this dissertation was to set the minimum time for standardization of conditions before HRV investigation in lying. The intermediate aims were comparing the HRV results in minute phases within the first five minutes of measurement with reference values, followed by comparing the RR results gained in single minute phases of the first five minutes of measurement with reference values, carrying out the correlative analysis of results of RMSSD time domain indicator gained in single minute phases of the first five minutes of measurement with reference values, and finally, carrying out the correlative analysis of RR results gained in single minute phases of the first five minutes of measurement with reference values.

The tested file consisted of 26 men aged 23.9 ± 4.2 years, weighing 74.2 ± 11.9 kg and 178.8 ± 9.3 cm tall, who in the time of this study were students of the Palacky University in Olomouc, the Faculty of Physical Culture.

Our dissertation demonstrated that to achieve comparable results of HRV time domain it is necessary to stay in standardization position for 2 minutes at least and the third minute of the ECG record in lying can be used for assessment of cardiac vagal activity (rMSSD) including SF and rMSSD/RR ratio. Due to this finding sportsman do not have to follow the recommendation from the Task Force (1996), where it was necessary to stay in resting (standardization) conditions for 5 minutes at least. This statement is correct when time domain variables will be used for cardiac vagal control assessment.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Antelmi, I., de Paula, R. S., Shinzato, A. R., Peres, C. A., Mansur, A. J., & Grupi, C. J. (2004). Influence of age, gender, body mass index, and functional capacity on heart rate variability in a cohort of subjects without heart disease. *The American Journal of Cardiology*, *93*(3), 381-385.
- Aubert, A. E., Seps, B., & Beckers, F. (2003). Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine*, *33*(12), 889-919.
- Ambarish, V., Barde, P., Vyas, A., & Deepak, K. K. (2005). Comparison between pre-prandial and post-prandial heart rate variability (HRV). *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, *49*(4), 436-442.

- Achten, J., & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart rate monitoring: Applications and limitations. *Sports Medicine*, 33(7), 517-538.
- Arai, Y. et al. (1989). Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *American Journal of Physiology*, 256, H132-H141.
- Atlaoui, D., Pichot, V., Lacoste, L., Barale, F., Lacour, J. R., & Chatard, J. C. (2007). Heart rate variability, training variation and performance in elite swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 28, 394-400.
- Åstrand, P-O., Rodahl, K., Dahl, H. A., & Strømme, S. B. (2003). *Textbook of work physiology: Physiological bases of exercises*. Windsor, Canada: McGraw-Hill.
- Banzer, W., Bürklein, M., & Rhodius, U. (2002). Heart rate variability as an diagnostic tool in high-class professional tennis preseason training. In S. Miller (Ed.), *Tennis science & technology* (pp. 243-246). London: International Tennis Federation.
- Berkoff, D. J., Cairns, C. B., Sanchez, L. D., & Moorman, C. T. (2007). Heart rate variability in elite American track-and-field athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(1), 227-231.
- Bilan, A., Witczak, A., Palusinski, R., Myslinski, W., & Hanzlik, J. (2005). Circadian rhythm of spectral indices of heart rate variability in healthy subjects. *Journal of Electrocardiology*, 38(3), 239-243.
- Bishop, P. A., Jones, E., & Woods, A. K. (2008). Recovery from training: A brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 1015-1024.
- Bon, M. (2009). Differentiation and individualization – a must in the training of talented sportsman. *Gymnasium*, X(1), 17-25.
- Borresen, J., & Lambert, M. I. (2008). Autonomic control of heart rate during and after exercise. Measurements and implications for monitoring training status. *Sports Medicine*, 38(8), 633-646.
- Borresen, J., & Lambert, M. I. (2009). The quantification of training load, the training response and the effect on performance. *Sports Medicine*, 39, 779-795.
- Bril, M. S. (2001). Individualization in sport games: Difficulties, experience, prospects. *Teorija-i-praktika-fiziceskoj-kul'tury*, 5, 32-33.
- Botek, M., McKune, A. J., Krejci, J., Stejskal, P., & Gaba, A. (2014). Change in Performance in Response to Training Load Adjustment Based on Autonomic Activity. *International Journal of Sports Medicine*, 35: 482-488.
- Botek, M., Stejskal, P., & Větvička, J. (2012). Return to play after health complications associated with infectious mononucleosis guided on autonomic nervous system activity in

- elite athlete: A case study. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 42(2), 7-14.
- Bouchard, C., & Rankinen, T. (2001). Individual differences in response to regular physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 446-453.
- Bompa, T. O. (1999). *Periodization: Theory and methodology of training*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Brenner, I. K., Thomas, S., & Shephard, R. J. (1998). Autonomic regulation of the circulation during exercise and heat exposure. Inferences from heart rate variability. *Sports Medicine*, 26(2), 85-99.
- Buchheit, M., Chivot, A., Parouty, J., Mercier, D., Al Haddad, H., Laursen, P. B., & Ahmaidi, S. (2010). Monitoring endurance running performance using cardiac parasympathetic function. *European Journal of Applied Physiology*, 108, 1153-1167.
- Buchheit, M., & Rabbani, A. (2014). 30-15 Intermittent fitness test vs. Yo-Yo intermittent recovery test level 1: Relationship and sensitivity to training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(3), 522-524.
- Carrington, M., Walsh, M., Stambas, T., Kleiman, J., & Trinder, J. (2003). The influence of sleep onset on the diurnal variation in cardiac activity and cardiac control. *Journal of Sleep Research*, 12(3), 213-221.
- Carter, J. B., Banister, E. W., & Blaber, A. P. (2003). The effect of age on heart rate variability after endurance training. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 35(8), 1333-1340.
- Cottrell, G. T., Coast, J. R., & Herb, R. A. (2002). Effect of recovery interval on multiple-boat sprint cycling performance after acute creatine supplementation. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16, 109-116.
- Cowen, M. J. (1995). Measurement of heart rate variability. *Western Journal of Nursing Research*, 17(1), 32-48.
- Čihák, R. (1997). *Anatomie 3*. Praha: Grada.
- Čihák, R. (2004). *Anatomie 3*. Praha: Grada.
- DeMeersman, R. E. (1993). Heart rate variability and aerobic fitness. *American Heart Journal* 125, 726-731.
- Dovalil, J. et al. (2002). *Výkon a trénink ve sportu* (1st ed.). Praha: Olympia.
- Dovalil, J., Choutka, M., Svoboda, B., Hošek, V., Perič, T., Potměšil, J., Vránová, J., & Bunc, V. (2012). *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia.

- Du, N., Bai, S., & Oguri K. (2005). Heart rate recovery after exercise and neural regulation of heart rate variability in 30-40 year old female marathon runners. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, 9-17.
- Eckberg, D. L. (1997). Sympathovagal balance: A critical appraisal. *Circulation*, 96(9), 3224-3232.
- Eckberg, D. L. (2000). Physiological basis for human autonomic rhythms. *Annals of Medicine*, 32(5), 341-349.
- Eston, R. G., & Williams, J. G. (1988). Reliability of ratings of perceived effort regulation of exercise intensity. *British Journal of Sports Medicine*, 22(4), 153-155.
- Fallen, E., & Kamath, V. (1995). Circadian rhythms of heart rate variability. In M. Malik & J. Camm (Eds.), *Heart Rate Variability* (pp. 293-309). New York, NY: Futura.
- Formánek, J. & Horčic, J., (2006). *Triatlon*. Praha: Olympia.
- Flatt, A. A., & Esco M. R. (2015) Heart rate variability stabilization in athletes: towards more convenient data acquisition. *Clinical Physiology and Functional Imaging*.
- Fukusaki, C., Kawakubo, K., & Yamamoto, Y. (2000). Assessment of the primary effect of aging on heart rate variability in humans. *Clinical Autonomic Research*, 10(3), 123-130.
- Gamble, P. (2006). Periodization of training for team sports athletes. *Strength and Conditioning Journal*, 28(5), 56-66.
- Gamble, P. (2013). *Strength and conditioning for team sports: Sport-specific physical preparation for high performance*. London: Routledge.
- Ganong, W. F. (1999). *Přehled lékařské fyziologie*. Jinočany: H&H.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.
- Gonzalez, G. J., Mendez, L. A., Mendez, N. A., & Cordero J. J. (1992). Effect of acute alcohol ingestion on short-term heart rate fluctuations. *Journal of Studies on Alcohol*, 53(1), 86-90.
- Grassi, C., & Passatore, M. (1988). Action of the sympathetic system on skeletal muscle. *Italian Journal of Neurological Science*, 9(1), 23-28.
- Halson, S. L. (2014). Monitoring training load to understand fatigue in athletes. *Sports Medicine*, 44(2), S139-S147.
- Hainsworth, R. (1995). The control and physiological importance of heart rate. In M. Malik & J. Camm (Eds.), *Heart Rate Variability* (pp. 3-19). Armonk, NY: Futura.
- Hamar, D., & Lipková, J. (2001). *Fyziológia telesných cvičení*. Bratislava: Universita Komenského.
- Harre, D. (1973). *Nauka o sportovním tréninku*. Praha: Olympia.

- Hautala, A. J., Tulppo, M. P., Makikallio, T. H., Laukkanen, R., Nissila, S., & Huikuri, H. V. (2001). Changes in cardiac autonomic regulation after prolonged maximal exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 21(2), 238-245.
- Hautala, A. J., Kiviniemi, A. M., & Tulppo, M. P. (2009). Individual responses to aerobic exercise: the role of the autonomic nervous system. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 33, 107-115.
- Hayashi, N., Nakamura, Y., & Muraoka, I. (1992). Cardiac autonomic regulation after moderate and exhaustive exercises. *The Annals of Physiological Anthropology*, 11(3), 333-338.
- Hayano, J. et al. (1991). Accuracy of assessment of cardiac vagal tone, by heart rate variability in normal subjects. *The American Journal of Cardiology*, 67(2), 199-204.
- Hedelin, R., Wiklund, U., Bjerle, P., & Henriksson-Larsén, K. (2000). Cardiac autonomic imbalance in an overtrained athlete. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 32, 1531-1533.
- Hoffman, J. (2002). *Physiological aspects of sport training and performance*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hynynen, E., Uusitalo, A., Konttinen, N., & Rusko, H. (2006). Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(2), 313-317.
- Iellamo F., Legramente, M. J., Pigozzi, F., Spataro, A., Norbiato, G., Lucini, D., & Pagani, M. (2002). Conversion from vagal to sympathetic predominance with strenuous training in high-performance world class athletes. *Circulation*, 105(23), 2719-2724.
- Iellamo, F., Pigozzi, F., Parisi, A., Di Salvo, V., Vago, T., Norbiato, G., Lucini, D., & Pagani, M. (2003). The stress of competition dissociates neural and cortisol homeostasis in elite athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43(4), 539-545.
- Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Coutts, A. J., Sassi, A., & Marcora, S. M. (2004). Use of RPE-based training load in soccer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(6), 1042-1047.
- Issurin, V. B. (2010). New horizons for the methodology and physiology of training periodization. *Sports Medicine*, 40(3), 189–206.
- Jakubec, A. (2005). *Spektrální analýza variability srdeční frekvence v průběhu zotavení po dynamické práci*. Disertační práce, Universita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Javorka, K., et al. (2008). *Variabilita frekvencie srdca. Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin:

- Jurča, R. (2000). *CHR-test jako metodika vyšetření výkonnosti kardiovaskulárního systému*. Disertační práce, Universita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Kaikkonen, P., Rusko, H., & Martinmäki, K. (2008). Post-exercise heart rate variability of endurance athletes after different high-intensity exercise interventions. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 18, 511-519.
- Kamath, M. V., & Fallen, E. L. (1993). Power spectral analysis of heart rate variability: A noninvasive signature of cardiac autonomic function. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 21(3), 245-311.
- Kautzner, J., & Malik, M. (1998). Variabilita srdečního rytmu a její klinická použitelnost. *Cor et Vasa*, 40, 182-187.
- Kentta, G., & Hassmen, P. (1998). Overtraining and recovery. A conceptual model. *Sports Medicine*, 26(1), 1-16.
- Kiviniemi, A. M., Hautala, A. J., Kinnunen, H., & Tulppo, M. P. (2007). Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 101, 2719-2724.
- Kleiger, R. E., Stein, P. K., Bosner, M. S., & Rottman, J. N. (1995). Time-domain measurements of heart rate variability. In M. Malik, & J. Camm (Eds.), *Heart rate Variability* (pp. 33-45). New York, NY: Futura.
- Koprivica, V. (2012). Block periodization – a breakthrough or a misconception. *SportLogia*, 8(2), 163-175.
- Kouidi, E., Haritonidis, K., Koutlianos, N., & Deligiannis, A. (2002). Effects of athletic training on heart rate variability triangular index. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22(4), 279-284.
- Kristal-Boneh, E., Froom, P., Harari, G., Malik, M., & Ribak, J. (2000). Summerwinter differences in 24 h variability of heart rate. *Journal of Cardiovascular Risk*, 7(2), 141-146.
- Kučera, M., Dylevský, I., et al. (1999). *Sportovní medicína*. Praha: Grada.
- Kuipers, H. (1996). How much is too much? Performance aspects of overtraining. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 67(3), 65-69.
- Kuo, T. B., Lin, T., Yang, C. C., Li, C. L., Chen, C. F., & Chou, P. (1999). Effect of aging on gender differences in neural control of heart rate. *The American Journal of Physiology*, 277(6), 2233-2239.
- Lacko, A., Hruboň, A., Straka, J., & Bestvina, D. (2003). Objektívizácia vývoja stresovém situácie vo vyučovacím procese, vyšetrením autonómneho systému (ANS) spektrálnou analýzou [Abstrakt]. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v*

- biomedicínských oborech-od teorie ke klinické praxi* (p. 160). Olomouc: Universita Palackého.
- Leicht, S. A., Allen, D. G., & Hoey, J. A. (2003). Influence of intensive training on heart rate variability during rest and exercise. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 28(6), 898-909.
- Lehnert, M., Novosad, J., & Neuls, F. (2001). *Základy sportovního tréninku*. Olomouc: Hanex.
- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Lehnert, M., Psotta, R., Janura, M., Zemková, E., Malý, T. et al. (2012). *Anaerobic Performance. Assessment and Training*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Lombardi, F. (2002). Clinical implications of present physiological understanding of HRV components. *Cardiac Electrophysiology Review*, 6(3), 245-249.
- Longin, E., Schaible, T., Lenz, T., & König, S. (2005). Short term heart rate variability in healthy neonates: normative data and physiological observations. *Early Human Development*, 81(8), 663-671.
- Lyle, J. (2002). *Sports coaching concepts: A framework for coaches' behaviour*. London: Routledge.
- Macor, F., Fagard, R. & Amery, A. (1996). Power spectral analysis of RR interval and blood pressure short-term variability at rest and during dynamic exercise: comparison between cyclists and controls. *International Journal of Sports Medicine*, 17(3), 175-181.
- Malik, M., & Camm, A. (1995). *Heart rate variability*. Armonk, NY:Futura.
- Marriott, H. E., & Lamb, K. L. (1996). The use of ratings of perceived exertion for regulating exercise levels in rowing ergometry. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 72(3), 267-271.
- Martens, R. (2013). *Training principles to improve athlete performance*. Retrieved from <http://www.humankinetics.com/excerpts/excerpts/training-principles-to-improve-athleteperformance>.
- Matvejev, L. P. (1981). *Fundamental of sport training*. Moskva: Progress Publishers.
- Massin, M., & von Bernuth, G. (1997). Normal ranges of heart rate variability during infancy and childhood. *Pediatric Cardiology*, 18(4), 297-302.
- Mikulski, T., Krzeminski, K., Dabrowski, J., Kozacz, A., Laskowska, D., Zwolińska, M., Bogdan, A., & Ziemia, A. (2013). Heart rate variability in men subjected to 30 hours of exercise and sleep deprivation. *Medicina Sportiva*, 17(4), 171-175.
- Misic, M., & Kelley, G. A. (2002). The impact of creatine supplementation on anaerobic performance: A meta-analysis. *American Journal of Medicine and Sports*, 4, 116-124.

- Mocková, K., Radvanský, J., & Matouš., M. (2000). Vztah odhadnuté intenzity zátěže (RPE-Rating of Percieved Exertion) k tepové frekvenci, spotřebě kyslíku a zátěži u pacientů léčených beta-blokátory sympatiku. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 9(2), 58-67.
- Mourot, L., Bouhaddi, M., Percy, S., Cappelle, S., Henriot, M. T., Wolf, J. P., Rouillon, J. D., & Regnard, J. (2004). Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincare plot analysis. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 24, 10–18.
- Nakamura, Y., Ultra-Short-Term Heart Rate Variability is Sensitive to Training Effects in Team Sports Players. *J Sports Sci Med*. 2015 Aug 11;14(3):602-5. eCollection 2015.
- Nakamura, Y., Yamamoto, Y., & Muraoka, I. (1993). Autonomic control of heart rate during physical exercise and fractal dimension of heart rate variability. *Journal of Applied Physiology*, 74(2), 875-881.
- Neumann, G., Pfützner, A., & Hottenrott, K. (2005). *Trénink pod kontrolou*. Praha: Grada.
- Novosad, J., Frömel, K., & Lehnert, M. (1998). *Základy sportovního tréninku* [Učební texty]. Olomouc: Univerzita Palackého Olomouc.
- Opavský, J. (2004). Metody vyšetřování autonomního nervového systému a spektrální analýza variability srdeční frekvence v klinické praxi. IV. odborný seminář s mezinárodní účastí *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi – Sborník článků a abstrakt* (p. 146). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Orizio, C., Perini, R., Comande, A., Castellano, M., Beschi, M., & Veicsteinas, A. (1988). Plasma catecholamines and heart rate at the beginning of muscular exercise in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(5), 644-651.
- Pagani, M. et al. (1986). Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Research*, 59(2), 178-193.
- Perič, T., & Dovalil, J. (2010). *Sportovní trénink*. Praha: Grada.
- Perini, R., Orizio, C., Milesi, S., Bincardi, L., Baselli, G., & Veicsteinas, A. (1993). Body position affects the power spectrum of heart rate variability during dynamics exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 66(3), 207-213.
- Perini, R., Orizio, C., Baselli, G., Cerutti, S., & Veicsteinas, A. (1990). The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability. *European Journal of Applied Physiology*, 61(1-2), 143-148.
- Pichon, A. P., de Bisschop, C., Roulaud, M., Denjean, A., & Papelier, Y. (2004). Spectral analysis of heart rate variability during exercise in trained subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(10), 1702-1708.

- Pichot, V., Roche, F., Gaspoz, J. M., Enjolras, F., Antoniadis, A., Minini, P. et al. (2000). Relation between heart rate variability and training load in middle-distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(10), 1729-1736.
- Pichot, V., Busso, T., Roche, F., Garet, M., Costes, F., Duverney, D., Lacour, J. R., & Barthelemy, J. C. (2002). Autonomic adaptations to intensive and overload training periods: A laboratory study. *Medicine and Science in Sports and Exercises* 34(10), 1660-1666.
- Plisk, S., & Stone, M. (2003). Periodization strategies. *Strength and Conditioning Journal*, 25, 19-37.
- Polanczyk, C. A., Rohde, L. E. P., Moraes, R. S., Ferlin, E. L., Leite, C., & Riberio, J. P. (1998). Sympathetic nervous system representation in time and frequency domain indices of heart rate variability. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(1), 69-73.
- Plews DJ, Laursen PB, Stanley J, Kilding AE, Buchheit M. (2013). Training adaptation and heart rate variability in elite endurance athletes: opening the door to effective monitoring. *Sports Med.* 2013 Sep; 43(9):773-81.
- Puig, J., Freitas, J., Carvalho, M. J., Puga, N., Ramos, J., Fernandes, P., Costa, O., & de Freitas, A. F. (1993). Spectral analysis of heart rate variability in athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 33(1), 44-48.
- Reardon, M., & Malik, M. (1996). Changes in heart rate variability with age and gender. *Pacing Clinical Electrophysiology*, 19(11), 1863-1866.
- Reed, S. F., Porges, S. W., & Newlin, D. B. (1999). Effect of alcohol on vagal regulation of cardiovascular function: Contributions of the polyvagal theory to the psychophysiology of alcohol. *Experimental and Clinical Psychopharmacology*, 7(4), 484-492.
- Rietjens, G. J., Kuipers, H., Adam, J. J., Saris, W. H., van Breda, E., van Hamont, D., & Keizer H. A. (2005). Physiological, biochemical and psychological markers of strenuous training-induced fatigue. *International Journal of Sports Medicine*, 26(1), 16-26.
- Rimoldi, O., Furlan, R., Pagani, M. R., Pizza, S., Guazzi, M., Pagani, M., & Malliani, A. (1992). Analysis of neural mechanisms accompanying different intensities of dynamic exercise. *Chest*, 101, S226-S230.
- Rokyta, R. et al. (2000). *Fyziologie, pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědeckých a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.
- Rowell, L. B., & O'Leary, D. S. (1990). Reflex control of the circulation during exercise: Chemoreflexes and mechanoreflexes. *Journal of Applied Physiology*, 69(2), 407-418.
- Ryan, J. M., & Howes, L. G. (2002). Relations between alcohol consumption, heart rate, and heart rate variability in men. *British Heart Journal*, 88(6), 641-642.

- Salinger, J., Opavský, J., Stejskal, P., Vychodil, R., Olšák, S., & Janura, M. (1998). The evaluation of heart rate variability in physical exercise by using the telemetric variapulse TF3 system. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 28, 13-23.
- Sato, N., & Miyake, S. (2004). Cardiovascular reactivity to mental stress: Relationship with menstrual cycle and gender. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 23(6), 215-223.
- Shin, K., Minamitani, H., Onishi, S., Yamazaki, H., & Lee, M. (1995). The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise – part I. *Clinical Cardiology*, 18(10), 583-586.
- Shin, K., Minamitani, H., & Onishi, S. (1997). Autonomic differences between athletes and nonathletes: spectral analysis approach. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(11), 1482-90.
- Simpson, D., M., & Wicks, R. (1988). Spectral analysis of heart rate indicates reduced baroreceptor R–R related heart rate variability in elderly persons. *Journal of Gerontology*, 43(1), 21-24.
- Singh Yadav, K. P., & Saini, B. S. (2012). Study of the aging effects on HRV measures in healthy subjects. *International Journal of Computer Theory and Engineering*, 4(3), 346-349.
- Seiler, S., & Hetlelid, K. J. (2005). The impact of rest duration on work intensity and RPE during interval training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 1601-1607.
- Smith, D. J. (2003). A framework for understanding the training process leading to elite performance. *Sports Medicine*, 33(15), 1103-1126.
- Stejskal, P., & Salinger, J. (1996). Spektrální analýza variability srdeční frekvence – Základy metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 2, 33-42.
- Stejskal, P. et al. (2001). Power spectrum of heart rate variability in exercising humans: The effect of exercise intensity. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 10(1), 39-57.
- Stejskal, P. (2002). Trénink v oblasti přetížení a možné důsledky. Možnosti časné diagnostiky a prevence přetrénování a optimalizace tréninku. In D. Tomajko (Ed.), *Sborník referátů ze 4. mezinárodního vědeckého semináře Efekty pohybového zatížení v edukačním prostředí tělesné výchovy a sportu* (pp. 333-359). Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Stejskal, P., Jakubec, A., Příkryl, P., & Salinger, J. (2004). Vliv osmihodinového časového posunu po přeletu přes poledníky na východ na spektrální analýzu variability srdeční

- frekvence u špičkového sportovce (kasuistika). *Medicina sportiva Bohemica et Slovaca*, 13(1), 2-10.
- Strano, S., Lino, S., Calcagrini, G., Di Virgilio, V., Ciardo, R., Cerutti, S., Calcagnini, G., & Caselli, G. (1998). Respiratory sinus arrhythmia and cardiovascular neural regulation in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(2), 215-219.
- Suetake, N., Morita, Y., Suzuki, D., Lee, K., & Kobayashi, H. (2010). Evaluation of autonomic nervous system by heart rate variability and differential count of leukocytes in athletes. *Health*, 2, 1191-1198.
- Šlachta, R., Stejskal, P., & Elfmark, M. (2002). Age and heart rate variability. *Acta Gymnica Universitatis Palackianae Olomouensis*, 32(1), 59-67.
- Šlachta, R., Stejskal, P., Elfmark, M., Salinger, J., Kalina, M., Řehová, I. (2002). Age and spectral analysis of heart rate variability. *Acta Universitatis Palackianae Olomouensis. Gymnica*, 32(1), 59-67.
- Takasea, B., Akimaa, T., & Satomurab, K. (2004). Effects of chronic sleep deprivation on autonomic activity by examining heart rate variability, plasma catecholamine, and intracellular magnesium levels. *Biomedicine & Pharmacotherapy*. 58, 35-39.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Special report. *Circulation*, 93(5), 1043-1065.
- Terziotti, P., Schena, F., Gulli, G., & Cevese, A. (2001). Post-exercise recovery of autonomic cardiovascular control: a study by spectrum and cross-spectrum analysis in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 187-94.
- Trojan, S. et al. (1999). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Trojan, S. et al. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Tulppo, P. M., Mäkikallio, H. T., Seppänen, T., Laukkanen, T. R., & Huikuri, V. H. (1998). Vagal modulation of heart rate during exercise: Effects of age and physical fitness. *American Journal of Physiology: Heart and Circulatory Physiology*, 274(2), 424-429.
- Tulppo, M. P., Hautala, A. J., Mäkikallio, T. H., Laukkanen, R. T., Nissilä, S., Hughson, R. L., & Huikuri, H. V. (2003). Effects of aerobic training on heart rate dynamics in sedentary subjects. *Journal of Applied Physiology*, 95(1), 364-372.
- Turner, A. (2011). The Science and Practice of Periodization: A Brief Review. *Strength and Conditioning Journal*, 33(1), 34-46.
- Uusitalo, A. L., Uusitalo, A. J., & Rusko, H. K. (2000). Heart rate and blood pressure variability during heavy training and overtraining in the female athlete. *International Journal of Sports*

- Medicine*, 21(1), 45-53. Uusitalo, A. L. (2001). Overtraining: Making a difficult diagnostic and implementing targeted treatment. *The Physician and Sportsmedicine*, 29(5), 35-50.
- Vallejo, M., Marquez, M. F., Borja-Aburto, V. H., Cardenas, M., & Hermosillo, A. G. (2004). Age, body mass index, and menstrual cycle influence young women's heart rate variability- a multivariable analysis. *Clinical Autonomic Research*, 15(4), 292-298.
- Van Ravenswaaij-Arts, C. M., Kollee, L. A., Hopman, J. C., Stoeltinga, G. B., & van Geijn, H. P. (1993). Heart rate variability. *Annals of International Medicine*, 118(6), 436-447.
- Vavák, M. (2011). *Volejbal – kondiční příprava*. Praha: Grada.
- Vilikus, Z., Brandejský, P., & Novotný, V. (2004). *Tělovýchovné lékařství*. Praha: Univerzita Karlova.
- Yamamoto Y., & Hughson R. L. (1991). Coarse - Graining Spectral Analysis: new method for studying heart rate variability. *Journal of Applied Physiology*, 71(3), 1143-1150.
- Yamamoto, K., Miyachi, M., Saitoh, T., Yoshioka, A., & Onodera, S. (2001). Effects of endurance training on resting and post-exercise cardiac autonomic control. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(9), 1496-1502.
- Yin, J., Levanon, D., & Chen, J. D. (2004). Inhibitory effects of stress on postprandial gastric myoelectrical activity and vagal tone in healthy subjects. *Neurogastroenterology and Motility*, 16(6), 737-744.
- Zhong, X., Hilton, H. J., Gates, G. J., Jelic, S., Stern, Y., Bartels, M. N., Demeersman R. E., & Basner, R. C. (2005). Increased sympathetic and decreased parasympathetic cardiovascular modulation in normal humans with acute sleep deprivation. *Journal of Applied Physiology*, 98(6), 2024-2032.