

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

(magisterská)

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

REAKTIVACE VAGU BĚHEM TŘICETIMINUTOVÉHO ZOTAVENÍ
PO MAXIMÁLNÍM ZÁTĚŽOVÉM TESTU

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Bohuslava Krumpolcová Vašková, Aplikované pohybové aktivity

Vedoucí práce: Doc. PhDr. Michal Botek, Ph.D.

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Bohuslava Krumpolcová Vašková
Název diplomové práce: Reaktivace vagu během třicetiminutového zotavení po maximálním zátěžovém testu
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Vedoucí diplomové práce: Doc. PhDr. Michal Botek, Ph.D.
Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt:

Účelem předkládané diplomové práce bylo posoudit změny v aktivitě autonomního nervového systému (ANS) po maximálním zátěžovém testu s třicetiminutovou dobou zotavení. Měření se zúčastnilo 24 žen v rozmezí 19 – 30 let. ANS byl hodnocen pomocí metody spektrální analýzy variability srdeční frekvence (SAVSF) před maximálním zátěžovým testem a během 30 min. zotavení. Každý účastník podstoupil test na běžícím pásu, aby dosáhl maximální fyzické aktivity (vyčerpání), a byla určena úroveň maximální spotřeby kyslíku (VO_{2max}). Z naměřených hodnot vyplývá, že vyšší VO_{2max} pozitivně koreluje s úrovní aktivity vagu v 5. min. zotavení, klidovou aktivitou vagu a rovněž bylo zjištěno, že doba 30 minut zotavení nestačí pro návrat hodnot kardiální vagové aktivity na původní předzátěžovou úroveň.

Klíčová slova: autonomní nervový systém, variabilita srdeční frekvence, parasimpatikus, aerobní kapacita

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bohuslava Krumpolcová Vašková
Title of the diploma thesis: Reactivation of the vagus during the 30-minut recovery time after the maximum stress test
Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology
Supervisor: Doc. PhDr. Michal Botek, Ph.D.
The year of presentation: 2020

Abstract:

The main target of this diploma thesis was to assess changes in the activity of the autonomic nervous system (ANS) after a maximum stress test with a thirty-minute recovery time. 24 women between 19 - 30 years of age took part in this research. ANS was evaluated using the method of spectral analysis of heart rate variability (SA VSF) before the maximal stress test and during 30 min recovery. Each participant underwent a treadmill test to achieve maximum physical activity (exhaustion) and the maximum oxygen consumption level (VO₂max) was determined. The measured values show that higher VO₂max positively correlates with the level of vagal activity in the 5th minute of recovery, resting activity of the vagus and it was also found that 30 minutes of recovery is not enough to return cardiac vagal activity to the original pre-exercise level.

Keywords: autonomic nervous system, heart rate variability, parasympathetic, aerobic capacity

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Doc. PhDr. Michala Botka, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. června 2020

.....

Ráda bych poděkovala zejména Doc. PhDr. Michalu Botkovi, Ph.D. za vedení diplomové práce, podnětné připomínky a cenné rady. Dále bych ráda poděkovala mému manželovi a celé mé rodině, neboť mi byli oporou.

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	Syntéza poznatků	11
2.1	Autonomní nervový systém	11
2.1.1	Centrální a periferní část ANS	12
2.1.2	Pars sympathica (sympatikus).....	13
2.1.3	Pars parasympathica (parasympatikus).....	13
2.1.4	Enterický systém	14
2.1.5	Vzájemná interakce sympatiku a parasympatiku.....	14
2.1.6	Receptory a mediátory ANS	16
2.2	Kardiovaskulární systém.....	17
2.2.1	Řízení srdečního rytmu	17
2.2.2	Srdeční frekvence.....	18
2.2.3	Monitorování srdeční aktivity	19
2.2.4	Kardiovaskulární systém při fyzickém zatížení	20
2.2.5	Krevní oběh při dynamické práci.....	21
2.2.6	Adaptace na zátěž.....	22
2.2.7	Neurohumorální regulace zátěže.....	22
2.3	Variabilita srdeční frekvence	23
2.3.1	Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence	24
2.3.2	Vnitřní faktory variability srdeční frekvence.....	24
2.3.3	Vnější faktory variability srdeční frekvence	25
2.3.4	Vliv zatížení na variabilitu srdeční frekvence.....	27
2.3.5	Variabilita srdeční frekvence v zotavení po dynamické práci	29
2.3.6	Ukazatel $Ln rMSSD$	30
2.3.7	Metody hodnocení variability srdeční frekvence.....	31
2.3.8	Časová analýza variability srdeční frekvence.....	31
2.3.9	Spektrální analýza variability srdeční frekvence	32
2.4	Zátěžové testování.....	33

2.4.1	Dynamické zatížení.....	34
2.4.2	Indikace zátěžových testů	36
2.4.3	Kontraindikace zátěžových testů	37
2.4.4	Kritéria maximálního vyčerpání	37
3	Cíl práce	39
3.1	Hlavní cíl práce	39
3.2	Dílčí cíle	39
3.3	Hypotézy	39
3.4	Výzkumné otázky	39
4	Metody práce.....	40
4.1	Výzkumný soubor	40
4.2	Výzkumný protokol	40
4.2.1	Průběh měření	40
4.2.2	Popis měření.....	41
4.2.3	Analýza variability srdeční frekvence.....	41
4.3	Statistické vyhodnocení dat	42
5	Výsledky a diskuze	43
5.1	Hodnocení aktivity vagu mezi jednotlivými fázemi zotavení	43
5.2	Hodnocení vztahu VO ₂ max a úrovní aktivity vagu.....	45
5.3	Hodnocení vztahu VO ₂ max a aktivitou vagu v prvních 5 min. zátěže.....	47
5.3.1	Vyjádření k hypotéze H1	47
6	Závěr	48
7	Souhrn	49
8	Summary	50
9	Referenční seznam.....	51

Seznam vybraných zkratek

ANS	autonomní nervový systém
AV (uzel)	atrioventrikulární uzel
CNS	centrální nervový systém
EKG	elektrokardiogram
HF	vysoká frekvence (high frequency)
HRV	variabilita srdeční frekvence
LF	nízká frekvence (low frequency)
MTR	maximální tepová rezerva
SA (uzel)	sinoatriální uzel
SA HRV	spektrální analýza variability srdeční frekvence
SF	srdeční frekvence

1 ÚVOD

Pohyb patří k základním projevům člověka. V dnešním přetechnizovaném světě dochází ke snižování spontánní pohybové aktivity. Právě nedostatek pohybu spolu s nevhodným stravováním patří k největším rizikovými faktorům vedoucím ke vzniku civilizačních chorob, jako je obezita, kardiovaskulární onemocnění, hypertenze, diabetes melitus 2. typu nebo poruchy řízení autonomního nervového systému, všechny tyto obtíže a onemocnění mohou vést až k náhlému srdečnímu selhání. Pohybová aktivita a zdravý životní styl by měly být prevencí v předcházení vzniku civilizačních chorob.

Současná společnost se vyznačuje především konzumním přístupem k životu. Zapomínáme na naše základní potřeby a necháváme se unášet na vlně blahobytu. Stejskal (2004) uvádí, že oslabení akčních schopností dnešního člověka žijícího v postmoderní době spočívá v tom, že rozvoj jeho mozkové kůry byl řízen rigidním systémem neurologických regulací, jež jsou stejné jako v době, kdy se lidé poprvé postavili na nohy. Tento desítky tisíc let nastavený systém, který bez problémů fungoval po celou existenci člověka a jeho předchůdců, byl však nastaven na jiné životní podmínky, než s jakými se setkává nyní. Podle Stejskala (2004) se nynější životní styl výrazně liší od podmínek, za nichž v lidském mozku vznikaly řídicí systémy pro zabezpečení „chodu“ lidského organismu.

Pohybová aktivita a sportovní výkon je řízen mnoha determinanty a jedním z důležitých faktorů je i činnost autonomního nervového systému. Jde o rovnováhu mezi sympatickým a parasympatickým systémem. Pokud jsou tyto dva systémy v rovnováze, přispívá to k lepší adaptaci na zátěž a tím následně i k lepšímu výkonu. Při porovnání aktivity ANS u určitých věkových skupin v zátěži a poté v klidu bylo zaznamenáno, že vyšší vagová aktivita v klidu je u mladší skupiny (24 – 34 let), než je tomu u střední (35 – 46 let) a starší (47 – 67 let) populace. Pokud bychom tyto skupiny rozdělili ještě podle kondice (parametru VO₂max) na osoby s nižší, střední a vysokou kondicí, museli bychom konstatovat, že se výrazně lišily v nízké a střední intenzitě. Tyto výsledky ukazují, že špatná fyzická zdatnost je spojena s poruchou srdeční vagové funkce během aktivity, zatímco zvýšená vagová činnost v mladším věku je patrná v klidu (Makivić, Nikić & Willis, 2013). Pravidelný pohyb vytrvalostního charakteru zvyšuje aktivitu vagu, zároveň ovlivňuje i jeho reaktivaci a tím působí i profylakticky vůči vzniku arytmií, srdečnímu selhání apod. Se zvyšujícím se věkem variabilita srdeční

frekvence klesá a také klesá aktivita vagu, takže se sympatovagová rovnováha přesunuje na stranu sympatiku. Pohyb lze tedy chápat jako přirozenou protiváhu těmto negativním faktorům spojených se stárnutím.

Cílem práce je ověřit, zda vyšší VO₂max zkracuje dobu vagové reaktivity po maximálním zátěžovém testu u žen ve věku 19 – 30 let.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 Autonomní nervový systém

Autonomní nervový systém (ANS) řídí funkce vnitřních orgánů a ve vztahu k tělesnému zatížení je koordinuje s činností kosterního svalstva. Aktivita ANS je z velké míry samostatná, ale v některých situacích je ovlivněna činností vyšších oddělení CNS v mozkové kůře (Ganong, 2005; Hamar & 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., 2004).

ANS ovlivňuje zejména činnost srdce, hladkou svalovinu vnitřních orgánů, cévního systému a žláz (Čihák, 2004; Rokyta et al., 2000). Společným funkčním základem pro autonomní i somatický systém je reflexní oblouk, oba systémy jsou ale vzájemně odlišné ve stavbě a funkci. ANS potřebuje pro dosažení maximálního efektu v cílovém orgánu nižší stimulační frekvenci, než je tomu u kosterního svalstva. To potřebuje pro stejný účinek až 10krát vyšší salvy akčních potenciálů. Vzájemná integrace obou systémů je realizována na úrovni páteřní míchy, v oblasti prodloužené míchy a zejména v hypotalamu a jeho spojích s mozkovou kůrou a talamem (Ganong, 2005; Trojan et al., 2004).

Autonomní nervový systém je tvořen centrální a periferní částí. Centrální části (mícha, prodloužená mícha, mezimozek, mozková kůra) představují různé etáže v řízení vegetativních funkcí. Periferní část tvoří senzomotorická vlákna přivádějící informace z vnitřního prostředí a orgánů k efektorům (Trojan et al., 2004). Téměř všechny vnitřní orgány jsou inervovány vlákny obou větví ANS. Jejich aktivita může být souhlasná (sekrece slin) nebo antagonistická (modulace srdeční činnosti, jaterní činnosti, apod.) O výsledném účinku aktivity obou subsystémů rozhodne okamžitý funkční stav efektoru (Ganong, 2005).

Přidalová a Riegerová (2009) dělí autonomní nervový systém na dva oddíly, sympatický (*pars sympathica*, *sympatikus*) a parasympatický (*pars parasympathica*, *parasympatikus*).

„Oba oddíly mají motorické neurony zapojené do řetězců po dvou. Motorické neurony obou oddílů inervují převážně stejné vnitřní orgány, ale působí na ně vzájemně protichůdně, když jeden oddíl stimuluje hladkou svalovinu některého orgánu ke stahu nebo některou žlázu k sekreci, druhý oddíl tyto činnosti potlačuje“ (Marieb & Mallat,

2005, 445). Stimulace sympatiku, vyskytující se v reakci na stres či zátěž, způsobuje zvýšení srdeční frekvence, která vychází ze sinoatriálního uzlu, který je umístěn v pravé síni srdeční a je součástí převodního srdečního systému. Parasympatická činnost vyplývající hlavně z funkcí vnitřních orgánů naopak snižuje srdeční frekvenci a poskytuje regulační rovnováhu ve fyziologické autonomní funkci (Acharya et al., 2006).

Kromě sympatiku a parasympatiku existuje ještě další třetí složka autonomního nervstva, je označována jako enterický (intramurální) systém (Marieb & Mallat, 2005). S enterickým nervovým systémem se můžeme setkat, když se navzájem propojí dvě nervové pleteně (plexus submucosus Meissneri a plexus myentericus Auerbachi). Význam tohoto systému není zanedbatelný, protože ho tvoří okolo 100 milionů nervových buněk a kontroluje hlavně sekreci trávicích šťáv, lokální krevní průtok a zasahuje i do kontroly motility GIT. Enterický systém dokonce může pracovat nezávisle na centrálním nervstvu (Myslivoček & Trojan, 2004).

2.1.1 Centrální a periferní část ANS

Centrální sympatické struktury zúčastňující se na srdeční činnosti se u člověka nacházejí v nukleus intermediolateralis laterálních rohů míchy od C₈ až po L₃.

„Aktivita v periferních nervech ANS má svůj původ v centrálním nervovém systému. Mluvíme o centrální aktivitě, kterou u člověka generují a moduluji struktury CNS – mícha, prodloužená mícha, hypotalamus, limbický systém a mozková kůra, tak i periferní výstupy z různých receptorů včetně receptorů srdce. Výsledkem je přizpůsobování aktivity autonomních nervů a tím i činnosti srdce aktuální situaci“ (Čihák, 2004, 468).

Na periférii těla je autonomní nervový systém anatomicky i funkčně zcela oddělen od somatického, zatímco v centrálním nervovém systému jsou mezi oběma těsná propojení. Periferní nervový systém vede informace do periferní části směřující k efektorům, ovšem nervy jimiž probíhá, obsahují rovněž vlákna aferentní. Ta přicházejí od receptorů vnitřních orgánů (jícen, žaludek, střevo, játra, plíce, srdce, tepny, močový měchýř atd.), a jsou proto označovány jako viscerální aferentace. Je rovněž běžné je označovat podle nervu, v němž vlákna probíhají (Silbernagel & Despopoulos, 2004).

Periferní nervový systém můžeme rozdělit na systém cerebrospinalní a systém vegetativní. Systém cerebrospinalní zásobuje somatickou část těla, hlavně svaly a kůži, prostřednictvím míšních a hlavových nervů. Systém vegetativní, nazývaný také autonomním, neovládaný vůlí, zásobuje orgány, jejich žlázy, hladkou svalovinu a cévy

prostřednictvím vegetativních nervů. Odlišnost od cerebrospinálního nervstva je dvou-neuronová cesta z CNS k výkonnému orgánu. Úlohou vegetativního systému je automatické uvedení organismu do stavu nejvhodnějšího pro výdej či příjem energie prostřednictvím pars sympathica a pars parasympathica (Petrovický, 2002).

2.1.2 Pars sympathica (sympatikus)

Sympatikus je jednou z eferentních složek ANS. Slouží organismu k útěku, obraně nebo útoku a je pojmenován po hlavním mediátoru – sympathinu, což je směs adrenalinu a noradrenalinu (Petrovický, 2002). Sympatikus neboli thorakolumbální oblast ANS je systém, jehož pregangliové neurony leží v bočních rozích míšních na úrovni segmentů C8 až L3.

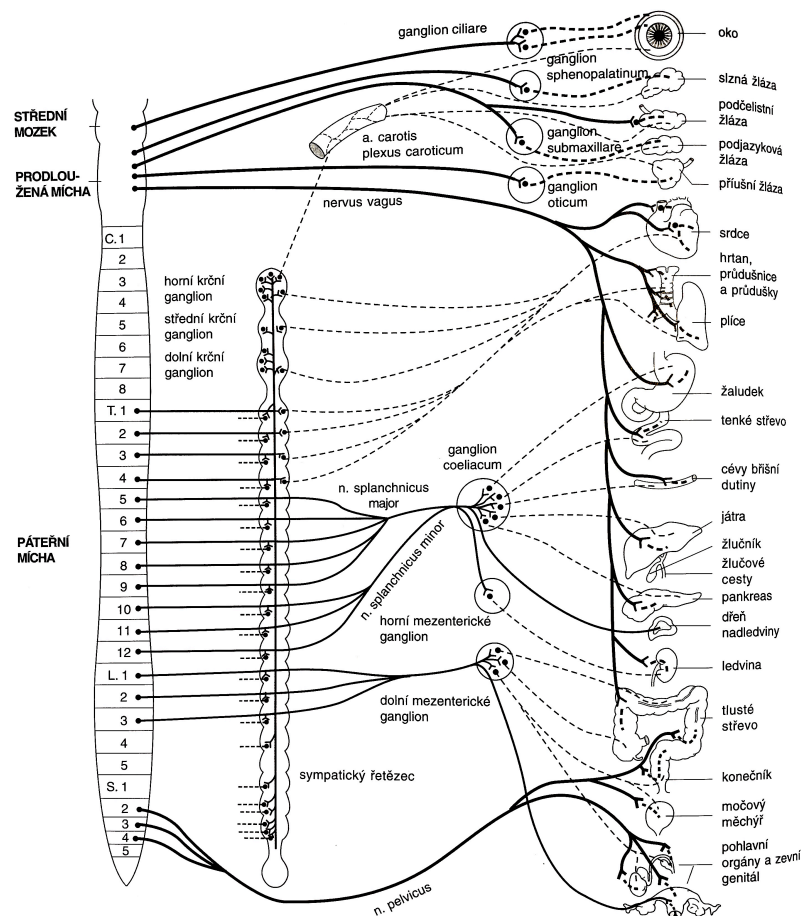
Z hlediska metabolismu je sympatikus spjat s katabolickými procesy právě z důvodu jeho činnosti ve stresových situacích, jež souvisí se spotřebou energie (Rosenfeld, 1992). Způsobuje například zvýšení srdeční frekvence, dilataci zornice, vazokonstrikci cév či zvýšené pocení (Ganong, 2005)

2.1.3 Pars parasympathica (parasympatikus)

Parasympatikus je druhou hlavní složkou eferentní části ANS. Uložení pregangliových parasympatických neuronů je v jádrech mozkového kmene a v postranních rozích míšních segmentů S2 – S4, nazýváme je také jako kraniosakrální (Králíček, 2011). Pregangliová vlákna těchto výstupů končí na krátkých postgangliových neuronech v blízkosti nebo uvnitř viscerálních orgánů (Ganong, 2005) Parasympatikus má anabolický účinek. Jeho tonus převládá při odpočinku, spánku, kdy je podporována novotvorba tkání (Hořejší, 1996). V cílových orgánech působí parasympatikus opačně než sympatikus. Způsobuje miózu (zúžení) zornic, zpomaluje srdeční činnost, snižuje krevní tlak a dilataje cévy. Naopak způsobuje konstrikci dechových cest (Čihák, 2004). Dráždění sympatiku má za následek útlum parasympatiku a naopak (Nevšimalová et al., 2002). Oba systémy tedy působí protichůdně, ovšem jejich fungování je ve vzájemné rovnováze. To potvrzuje i Čihák (2004), který doplňuje, že protichůdné působení obou větví ANS bývá v některých případech nahrazeno aktivací nebo inhibicí jednoho ze systémů.

2.1.4 Enterický systém

Součástí ANS je i vedle sympatiku a parasympatiku třetí složka, a to enterický systém, který je relativně samostatný. Patří sem především plexus myentericus (Auerbachii) a plexus submucosus (Meissneri), které jsou propletené hladkou svalovinou GIT (Čihák, 2004). Jejich hlavní úlohou je kontrola GIT. Tento systém obsahuje jak aferentní, tak eferentní neurony a je sám o sobě autonomní, i když může být modulován vlivy sympatiku a parasympatiku. Zahrnuje též neadrenergní a necholinergní neurotransmisi (Irimiš, 2007).



Obrázek 1. Schéma autonomních eferentních drah (Ganong, 2005, 230).

2.1.5 Vzájemná interakce sympatiku a parasympatiku

Vzájemné ovlivnění obou systémů se pravděpodobně odehrává na všech úrovních až po postgangliové zakončení. Interneuronové interakce vznikají také mezi terminálními postgangliovými vagovými a sympatickými vlákny ležícími v srdci blízko sebe. Vytvářejí tak funkčně i morfologicky jeden celek. Acetylcholin uvolňovaný přímo na nervových zakončeních parasympatiku například tlumí sekreci noradrenalinu

z nervových zakončení sympatiku, čímž ovlivňuje frekvenci srdce. Stejně tak může být srdeční frekvence ovlivňována i inhibicí uvolňování noradrenalinu ze sympatických terminál acetylcholinem (Čalkovská & Javorka, 2008).

Většina vnitřních orgánů je inervována jak sympatickými, tak parasympatickými vlákny. Jejich účinek může být shodný (např. sekrece slin) nebo opačný (např. srdeční činnost). Obecně platí, že ve spánku, při trávení a při odpočinku převládá činnost parasympatiku, který zodpovídá za anabolické pochody. Při svalové práci, vystavení chladu nebo stresu převažuje činnost sympatiku. Ten zasahuje do katabolických dějů, zároveň také aktivuje krevní oběh (McCorry, 2007; Trojan et al., 2004). Parasympatikus jako celek tedy udržuje organismus v rovnovážném stavu, zatímco sympatikus je zodpovědný za rychlou mobilizaci energetických zdrojů a rezerv (Čihák, 2000). O konečném účinku sympatiku nebo parasympatiku rozhoduje často okamžitý funkční stav efektoru (Trojan et al., 2004).

Podle Stejskala (2004) je vysoká a vyrovnaná aktivita sympatiku a parasympatiku předpoklad pro dobré využití fyzických a psychických schopností, které se projeví optimální reakcí na zatížení, dobrou trénovaností a optimální sportovní výkonností. Dlouhodobá výrazná dysbalance mezi sympatikem a parasympatikem, způsobená redukcí aktivity jedné z větví ANS, má za následek zhoršení reaktibility i schopnosti adaptace, snížení trénovanosti a pokles sportovní výkonnosti. Pokles dynamické aktivity vagu je tedy reakcí organismu na dlouhodobě působící negativní vlivy, převaha sympatiku je v tomto případě sekundární jev. S touto autonomní dysfunkcí, jako výsledkem sekundární reakce na poškození některého systému u řady chronických onemocnění, například infarkt myokardu.

Orgán	Parasympatikus	Sympatikus	Typ receptoru
srdce: síně	bradykardie ↓ kontraktility	tachykardie ↑ kontraktility	beta beta
ventriculi	0	↑ kontraktility	beta
cévy (svalovina)	0	vazokonstrikce	alfa
arterioly	0	vazokonstrikce	alfa, beta
ve svalech	0	vazodilatace	alfa, beta
gastrointestinální trakt	↑ motility	↓ motility	alfa, beta
sfinktery	relaxace	kontrakce	alfa
detrusor močového měchýře	kontrakce	relaxace	beta
plice, trachea a bronchiální svaly	kontrakce	relaxace	beta
zornice	mióza	mydriáza	alfa
ciliární svaly	kontrakce	relaxace	beta
pilomotorické svaly	0	kontrakce	alfa
žlázy: slinné	sekrece	sekrece	alfa
slzné	sekrece	0	alfa
potní	0	sekrece	acetylcholin
bronchiální	sekrece	0	↑
zažívací	sekrece	snížení sekrece	alfa
játra	inervují jen žlučové cesty	↑ glykogenolýzy, ↑ glukoneogeneze	beta
uterus	0	kontrakce i relaxace	alfa, beta
vas deferens	0	kontrakce	alfa
tuková tkáň	0	lipolýza	beta
pankreas	0	snížení sekrece	alfa

↑ – zvýšení; ↓ – snížení; 0 – neodpovídá

Obrázek 2. Přehled protichůdného působení parasympatiku (acetylcholin) a sympatiku (adrenergní receptory v různých cílových orgánech (Nevšimalová, Růžička, & Tichý, 2002, 67)

2.1.6 Receptory a mediátory ANS

Pro přenos vzruchů mezi jednotlivými strukturami nervového systému jsou zapotřebí specifické chemické látky, tzv. mediátory, a příslušné receptory. Eferentní neurony ANS dělíme podle mediátoru na cholinergní a adrenergní.

Cholinergní jsou všechny pregangliové neurony periferního ANS – sympatické i parasympatické, a také všechny parasympatické neurony postgangliové, ovlivňující činnost hladkého svalstva a žláz (Opavský, 2004; Irmíš 2007).

Adrenergní jsou postgangliová vlákna sympatická, kde rozlišujeme ještě receptory alfa a beta. Alfa účinek je například vazokonstrikce vyvolaná aktivací sympatických

vazokonstrikčních vláken, zatímco příkladem účinků receptorů beta je kardioexcitační vliv sympatiku (Opavský, 2004; Irmíš 2007)

2.2 Kardiiovaskulární systém

Kardiiovaskulární systém je zodpovědný za dostatečné zásobení všech tkání krví. Hnací jednotkou celého kardiiovaskulárního systému je srdce (Rokyta et al., 2008). Srdce je dutý svalový orgán, který rytmickými stahy přečerpává krev a pohání i oběhový systém. Produkuje též hormon nazývaný atriální antriuretický faktor. Skládá se ze 4 dutin oddělených tak, že 1 předsíň (atrium) a 1 komora (ventriculus) tvoří pravou, respektive levou polovinu srdce. Stěna srdce je tvořena třemi tunikami: vnitřní neboli endokardem, střední čili myokardem a tunikou zevní, zvanou též perikard. Srdce obsahuje fibrózní centrální oblast, srdeční skelet, který slouží jako východisko chlopní a místo začátku a úponu kardiomyocitů (Silbernagl & Despopulos, 2004).

Činnost srdce je výsledkem pravidelného střídání kontrakce srdečního svalu (systola) a následného ochabování (diastola). Pravidelné střídání systoly a diastoly je zajištěno prostřednictvím vzruchové aktivity, kterou si vytváří srdce samo a v tzv. převodním systému srdečním (srdeční automacie). Jeho součástí je zejména sinoatriální uzel, kde dochází ke spontánní elektrické aktivitě, nejrychlejší depolarizaci a následnému šíření vzruchů. Sinoatriální uzel je považován za přirozeného udavatele rytmu řídicího frekvenci srdečních stahů (Mourek, 2012, Rokyta et al., 2008). „Nervová regulace kardiiovaskulárního systému se zabezpečuje souhrou sympatických a parasympatických vlivů, přičemž základním principem fungování tohoto systému je koncepce sympatiko – parasympatické rovnováhy.“ (Javorka et al., 2008, 19).

2.2.1 Řízení srdečního rytmu

K řízení srdečního rytmu dochází prostřednictvím vláken vagu, která inervují v myokardu sinoatriální uzel a atrioventrikulární uzel a srdeční svalovinu síní. Přičemž pravostranný vagus jde především do pravé předsíně a zde se koncentrují jeho vlákna v oblasti SA uzlu. Vlákna levostranného vagu jdou především k AV uzlu (Opavský, 2002). Srdeční frekvence je určována rychlostí depolarizace SA uzlu. Tato vnitřní SF je neustále pod deceleračním vlivem vagu a akceleračním vlivem sympatiku.

V okamžiku, kdy dochází k dynamickým změnám SF, přichází nejdříve účinky vagu, zatímco účinky sympatiku nastupují s určitou latencí (Chaudhuri, 2001).

Pokud dojde k aktivaci cholinergních vláken vagu, pomocí muskarinových receptorů M_2 , tak vznikne hyperpolarizace membrány, což má za následek zpomalení otevírání Ca^{2+} kanálků. Tímto způsobem dojde ke snížení vzruchů, což má za následek snížení SF (Chaudhuri, 2001).

V případě, že dojde k aktivaci srdečních vláken sympatiku, pomocí receptorů β_1 , tak dochází ke zvýšení vstupu Ca^{2+} do buňky L- kanálky. Zvýší se tedy rychlost depolarizace, následkem čehož je zvýšení frekvence vzruchů a tím tedy i zvýšení SF (Chaudhuri, 2001).

2.2.2 Srdeční frekvence

Srdeční frekvence dále (SF) udává počet stahů srdce za jednu minutu. Klidová SF u zdravého člověka je 60-90 tepů za minutu. Zátěžová SF je u žen vyšší a u obou pohlaví se s věkem snižuje. Nižší SF můžeme měřit u sportovců, kdy pravidelným tréninkem dochází ke zvýšení aktivity parasympatiku, a dochází tak k tréninkové i klidové bradykardii. Zevním projevem srdeční frekvence je arteriální pulz, který můžeme měřit palpačně na periferii a označujeme ho pak jako tepovou frekvenci. U zdravého člověka SF odpovídá tepové frekvenci (Máček & Radvanský, 2011; Mourek, 2012; Placheta, 2001). Úroveň srdeční frekvence je dána zejména velikostí srdce. To znamená, že čím více se vlivem tréninku srdce adaptovalo, tím nižší je jeho frekvence při zatížení. Srdeční frekvence se zvyšuje okamžitě na začátku zatížení. Sportovec s lepší kondicí dosáhne rovnovážného stavu rychleji. Srdeční frekvence se zvyšuje až k individuálně nejvyšší úrovni, po jejím dosažení dále roste už jen velmi pozvolna. (Neumann, Pfütznér & Hottenrott, 2005). Srdeční frekvence je řízena nervově a humorálně. Nervová regulace je zabezpečena sympatikem a parasympatikem. Parasympatikus snižuje a sympatikus zvyšuje tepovou frekvenci. V klidovém stavu je vyšší (75%) podíl parasympatiku na chronotropních změnách a ovlivňuje rychlé výchylky tepové frekvence v rozsahu 20-30 tepů/min. Mediátorem parasympatiku je acetylcholin. Parasympatické vlivy na srdeční rytmus jsou řízeny zejména z jader v prodloužené míše, *nc. dorsalis nervi vagi* a *nc. ambiguus*. Sympatikus má ve srovnání s parasympatikem protichůdné účinky na srdeční činnost. Mediátorem sympatiku je noradrenalin. Dráždění sympatiku zvyšuje tepovou frekvenci a stažlivost. Sympatické vlivy pochází z poměrně rozsáhlé oblasti prodloužené míchy.

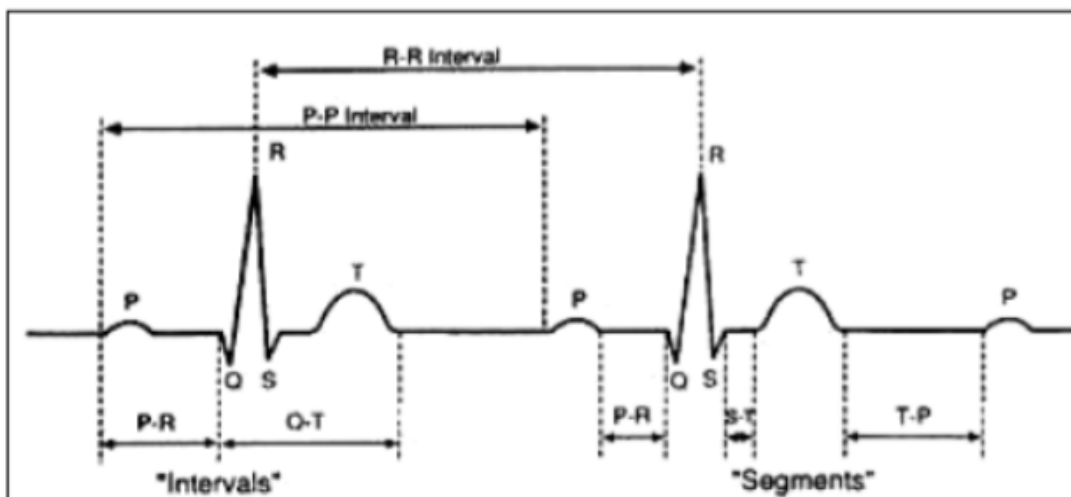
Nervová regulace srdečního rytmu zahrnuje rovněž některé reflexy. Arteriální barorecepční reflex je dán napnutím stěny arterií, zejména *carotis*, a *aorty*, které

podráždí přilehlé mechanoreceptory. Při náhlém nárůstu krevního tlaku barorecepční reflex umožňuje návrat hodnot krevního tlaku na optimální regulovanou hodnotu. Bainbridgeův reflex je vyvolán napnutím pravé síně a způsobí zrychlení tepové frekvence, což je dáno krátkodobým poklesem parasympatického tonu. Heringův-Breuerův reflex je vyvolán napnutím plic a receptorů v hrudníku. Projeví se snížením tepové frekvence (bradykardií) po silném vdechu.

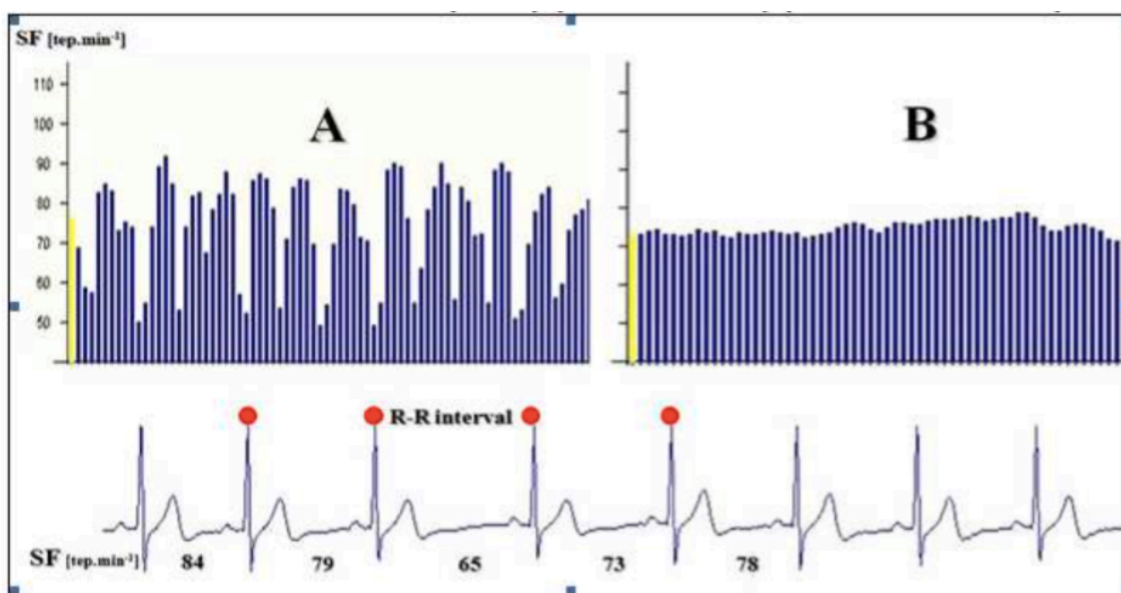
Struktury prodloužené míchy převádějí na srdeční rytmus i vlivy z jiných mozkových struktur, zejména z hypotalamu, amygdaly a mozkové kůry. Respirační centrum rytmicky modeluje jak tonus parasympatiku, tak tonus sympatiku. (Rokyta et al., 2008)

2.2.3 Monitorování srdeční aktivity

V oblasti sportovní medicíny a řízení tréninkového zatížení sledujeme srdeční činnost za účelem zjištění velikosti tréninkového zatížení. Je využíváno především elektrokardiografického záznamu (EKG), ten zobrazuje případné výchylky při podráždění srdce. Informuje o tepové frekvenci, poloze srdce, rytmu, původu a šíření vzruchů. Na EKG rozeznáváme výchylky P, QRS a T. Vlna P představuje depolarizaci síní, komplex QRS depolarizaci komor a vlna T repolarizaci komor. Z intervalů mají pro praxi největší význam interval PQ, který je ukazatelem síňokomorového převodu, interval QRS, který vystihuje rozvedení vzruchu po komorách, a interval QT, odpovídající trvání elektrické aktivity komor (Langrmeier, Kittnar, Marešová & Pokorný, 2009). Monitorování variability srdeční frekvence se nejvíce využívá při hodnocení úrovně adaptace organismu na tělesné zatížení, k řízení a individuální optimalizaci sportovního tréninku (Stejskal, 2007). Botek et al. (2004), poukázali na využití variability srdeční frekvence pro superkompenzaci ANS. Aubert et al. (2003) uvádějí standardizovaná doporučení pro různé oblasti výzkumu VSF u atletů, naznačují možná pole působnosti s oznámením jeho perspektivy.



Obrázek 3. Typický průběh křivky EKG (2 po sobě jdoucí) s jednotlivými intervaly a segmenty



Obrázek 4. Ilustrace kolísání SF vysoké (A) a reduované (B) VSD u totožné osoby (převzato s povolením od Botek, M.)

2.2.4 Kardiovaskulární systém při fyzickém zatížení

Redistribuce krve (přesun do svalů) nastává při kompenzační vasokonstrikci vnitřních orgánů (Bartůňková, 2006). Za stoupající srdeční frekvence při dynamické zátěži se trvání systoly výrazně zkracuje a tím se šetří doba pro diastolické plnění srdce. Nicméně při frekvencích nad $200 \text{ tep} \cdot \text{min}^{-1}$ je diastola již tak krátká, že minutový objem pro nedostatečné plnění s frekvencí klesá (Bravený et al., 1995).

Je-li zrychlení akce vyvoláno sympatikem, zvyšuje se současně kontraktilita, která zvětšuje ejekci, a tím zmenšuje objem komory na konci diastoly i na konci systoly (Brožek et al., 1999). Zatímco v klidu je poměr mezi trváním systoly a diastoly 2:3, při vysoké HR se zkracuje diastola a poměr je až 4:1 (Máček & Máčková, 2002). Srdeční frekvence se při zatížení zvyšuje přímo úměrně intenzitě zatížení až do určité hodnoty (Conconiho práh). Rozdílná reakce je pozorována u vagotonika a sympatikotonika (obdoba u trénovaného, netrénovaného jedince)

Pro výpočty maximální a submaximální hodnoty HR jsou používány orientační vzorečky. Někdy jsou používány korekce s ohledem na pohlaví (Placheta et al., 2005).

$$HR_{\text{submax}} = 200 - \text{věk}$$

Nejčastěji se používá vzorec: $HR_{\text{max}} = 220 - \text{věk}$

Jiné postupy: $HR_{\text{max}} = 210 - (0,65 \cdot \text{věk})$

$$HR_{\text{max}} = 186 - 0,36 \cdot \text{věk}$$

Jak v klidu, tak na všech úrovních námahy mají trénovaní sportovci větší systolický objem a pomalejší tepovou frekvenci než netrénovaní lidé, protože jejich srdce bývá větší (Ganong, 2005)

Systolický objem, Q_s

Minutový výdej srdeční, Q

netrénovaný: klid 60-80 ml

max. 150 ml

netrénovaný: klid 5 l max. 20-25 l·min⁻¹

trénovaný: klid 100 ml

max. 200 ml

trénovaný: klid 5 l max. 35-40 l·min⁻¹

TK [mmHg]	intenzita činnosti				
	klid	mírná	střední	submax.	max.
STK	120	120-140	130-170	180-240	190
DTK	80	50-80	80	30-100	100

Tab. 1 Hodnoty TK při různých intenzitách činnosti (Bartůňková, 2006)

2.2.5 Krevní oběh při dynamické práci

Tachykardie je hlavně výsledkem vymizením parasympatického tonu a z menší části je dána aktivitou sympatiku. Vzestup tepové frekvence během dynamické práce je větší než během práce statické. Na vzestupu srdeční frekvence se podílejí nejen reflexní změny tonu sympatiku a parasympatiku, ale i zvýšená hladina cirkulujících katecholaminů (Barevný et. al., 1995)

Zvýšená aktivita sympatiku je v období zotavení vystřídána zvýšenou aktivitou parasympatiku, který urychluje regenerační procesy v obdobích po práci (Havlíčková et al., 2004)

2.2.6 Adaptace na zátěž

Srdeční frekvence je ukazatelem, ve kterém se již v klidových hodnotách liší trénovaný od netréňovaného. Sportovní bradykardie s hodnotami pod 60 tepů min⁻¹ je výrazem přeladění trénovaného organismu do vagotonie. V klidu, při standartním zatížení i po zátěži má trénovaný jedinec hodnoty HR nižší než netréňovaný, zatímco při zatížení maximálním nejsou výsledky jednoznačné. Srdeční frekvence trénované osoby roste až 4,5 krát, netréňované 2,6 krát (Havlíčková et. al., 2004).

Adaptace na zátěž se tedy projevuje ekonomizací činnosti myokardu, tj. nižším vzestupem HR při relativně stejné zátěži, nebo jejím snížením při absolutně stejné zátěži (Máček & Máčková, 2002).

2.2.7 Neurohumorální regulace zátěže

„Přechod z klidového stavu do aktivity se pokládá za určitou formu stresu a reakce na ni za stresovou reakci. Jde totiž o narušení homeostázy, k jejíž obnově směřuje složitý komplex neurohumorální regulace“ (Máček & Radvanský, 2011, 5). Hlavní roli zde hraje vegetativní nervový systém řízený vyššími oddíly centrální nervové soustavy. Bylo zjištěno, že při zátěži nižší intenzity se snižuje aktivita parasympatiku, čímž se aktivita sympatiku relativně zvyšuje. Až větší zatížení způsobuje stoupající aktivitu sympatiku. Sympatikus také v pankreatu stimuluje sekreci glukagonu a naopak tlumí sekreci inzulínu, což má za následek zvyšování glykémie, čímž se zvyšují zdroje energie dostupné v krvi pro zvýšené požadavky v pracujících svalech (Kittnar, 2011).

Sekrece katecholaminu u trénovaných sportovců začíná velmi často již před zátěží (předstartovní stav), u všech pak bez rozdílu trénovanosti vždy nejpozději při začátku pracovního výkonu (Trojan, 2004). To je způsobeno drážděním sympatiku, který následně vyvolá zvýšenou tvorbu a vyplavování katecholaminů z dřene nadledvin (Havlíčková et al. 2004). Nejprve stoupá vylučování noradrenalinu do krve, později adrenalinu. Katecholaminy stoupají podstatně více při intenzivních anaerobních zatíženích než při aerobních. Přičemž při anaerobním výkonu roste adrenalin relativně více než noradrenalin. Adaptační tréninkové změny vedou k nižším klidovým hodnotám

katecholaminů a zvýšení acetylcholinu u sportovců vzhledem k nesportovcům (Havlíčková et al. 2004), a tím se zeslabuje stresová reakce (Máček & Máčková, 2002).

2.3 Variabilita srdeční frekvence

Srdeční rytmus regulovaný komplexními fyziologickými mechanismy není ani za klidových podmínek konstantní, projevuje se periodickým kolísáním. V praxi se pro oscilaci časových intervalů mezi po sobě následujícími srdečními stahy (RR intervaly na EKG křivce) vžilo označení heart rate variability, neboli variabilita srdeční frekvence (Botek, M. et al., 2017). Velikost variability nám ukazuje, s jakou intenzitou je srdce a jeho převodní systém schopno účinně a citlivě reagovat na jakékoliv změny vnitřního prostředí organismu.

Srdeční rytmus se projevuje rytmickým kolísáním, které je výsledkem vzájemně propojeného působení sympatiku a parasympatiku na sinoatriální uzel (SA uzel). SA uzel je během každého srdečního cyklu modulován centrálními a periferními oscilátory. Analýza těchto oscilací srdeční periody umožňuje posuzovat stav a funkci vegetativní eferentní aktivity. Náhlé změny v tepové frekvenci jsou běžná reakce na fyzický nebo mentální stres a zátěž. Pro tento jev se ujal název variabilita srdeční frekvence (Stejskal & Salinger, 1996).

HRV je hodnoceno velkým množstvím metod. V současnosti se k posouzení HRV využívá počítačového zpracování digitalizovaného elektrokardiografického (EKG) signálu. Tento signál zprostředkovává velmi přesnou časovou kvantifikaci R–R intervalů (Salinger et al., 1998). Mezi další metody pro hodnocení HRV patří metody časové a frekvenční analýzy HRV (Task Force, 1996). Existuje taky metoda neharmonické (fraktální) analýzy HRV. Záznamy EKG, ze kterých se HRV analyzuje a následně zpracovává, bývají v délce buď několika minut („short term analysis”), nebo případně až 24 hodin („long term analysis”).

2.3.1 Faktory ovlivňující variabilitu srdeční frekvence

Podle Novotného (2003) je HRV vysoce senzitivní ukazatel změn v aktivitě ANS, který je neustále ovlivňován velkým množstvím různorodých podnětů jak vnitřních (endogenních), tak vnějších (exogenních).

2.3.2 Vnitřní faktory variability srdeční frekvence

Mezi hlavní vnitřní faktory, které ovlivňují VSF, patří věk, dýchání, pohlaví a celkový zdravotní stav.

- **Věk** – patří k hlavním faktorům, které VSF ovlivňují. S přibývajícím věkem klesá hodnota SF a dochází k výrazným změnám ve VSF. Při provedených testech byla prokázána snížená reaktivita parasympatiku s dominantní reakcí sympatiku u starších osob. Kromě vyšší hodnoty systolického tlaku byla v této skupině zaznamenána vyšší cévní rezistence a zároveň nižší SF a nižší VSF zejména ve vysokofrekvenční složce (Acharya et al., 2006)
- **Pohlaví** – ženy vykazují vyšší SF, a to zejména v reprodukčním věku. Dle Acharya (2006) dochází u žen v reprodukčním období ke snížené aktivitě sympatiku při regulaci srdeční aktivity. Rozdíly mezi pohlavími se postupně redukuje po 50. roce věku. Podle některých studií byl rovněž prokázán vliv menstruačního cyklu, především prostřednictvím estrogenů.
- **Dýchání** – při hodnocení VSF se doporučuje eliminovat vlivy dýchání, dechová frekvence je významným determinantem VSF.
- **Spánek** – nedostatek spánku vede k poklesu aktivity ANS (Ernst, 2014).
- **Stres** – stres je často spojován s vyšší aktivitou sympatiku a poklesem vlivu parasympatiku. Některé studie toto tvrzení rozporují a poukazují na velké interindividuální rozdíly v reakci na stresové situace a vliv přikládají spíše na stranu parasympatiku (Ernst, 2014)
- **Psychické faktory** - předstartovní stav (nervozita) – předstartovní nervozita, která se projevuje u většiny sportovců, zejména vrcholových, má za následek výraznou nestabilitu VSF, ovlivňuje zejména pokles vlivu parasympatiku (Mateo et al., 2012).

2.3.3 Vnější faktory variability srdeční frekvence

Mezi hlavní vnější faktory můžeme řadit fyzické zatížení, trénovanost, únavu, nadmořskou výšku, teplotu nebo dehydrataci.

Fyzické zatížení

Brooks et al. (2000) popisují, že během zatížení dochází ke změnám v aktivitě regulačních systémů, které se výsledně projeví redistribucí krve, zvýšením SF a minutového srdečního výdeje jako odpovědi organismu na zvýšenou poptávku

pracujících svalů po kyslíku a energetických substrátech. Trénovaní jedinci mají vyšší hodnoty HRV oproti jedincům netrénovaným. U vytrvalostně trénovaných jedinců dochází ke klidové bradykardii, snížení SF při submaximálním zatížení, zvýšení objemu krve a snížení klidové SF (Hamar & Lipková, 2001, Bojan et al. 2013). Konkrétní odpověď ANS spočívá ve snížené eferentaci vagu. Při nižších intenzitách zatížení je tachykardie výsledkem poklesu aktivity vagu, který je při vyšších intenzitách zatížení následován postupným růstem aktivity sympatiku (Stejskal et al., 2002). Kvalitativní i kvantitativní změny v aktivitě ANS jsou podmíněny především intenzitou zatížení.

Trénovanost

Vytrvalostně trénované osoby mají vyšší vagovou aktivaci jak v klidu, tak při tělesné práci. Je všeobecně známo, že dlouhodobý vytrvalostní trénink zvyšuje variabilitu srdeční frekvence (Pichot et al., 2002) a vykazují tak vyšší úroveň HRV, než osoby se sedavým způsobem života. Nejvyšší hodnoty HRV vykazují vytrvalci, u nichž HRV koreluje s aerobní kapacitou (Stejskal, 2008). Takto disponovaný sportovec je schopen pružněji a efektivněji se vypořádat se stresovými faktory tréninkového zatížení (Cipryán, 2008). „ Je známo, že intenzivně trénující sportovci, u kterých v důsledku tréninku dochází ke zvýšení VO₂max, mají vyšší VSF než sportovci, u kterých k pozitivní změně tohoto ukazatele vytrvalostní kapacity nedojde.“ (Stejskal in Javorka et al., 2008, 179). Kouidi et al. (2002) potvrdili existenci korelace mezi VO₂max a VSF u vytrvalostních běžců. Jeho studie prokázala signifikantní korelaci celkového spektrálního výkonu a ukazatele VO₂max u skupiny vytrvalostních atletů. Výsledky rozporují studie 145 amerických elitních atletů, kterou provedli Berkoff, Cairns, Sanchez a Moorman (2007), a studie provedená u 11 vytrvalostních běžců od autora Lee a Mendoza (2012). Studie nepotvrdily teorii o korelaci mezi úrovní maximálního aerobního výkonu a VSF, prokázaly ale závislost aerobní kapacity na zvýšení aktivity parasympatiku v době zotavení. Intenzivní trénink, který převyšuje intenzitu 60% VO₂max, významně posouvá podle Stejskala in Javorka et al. (2008) autonomní rovnováhu směrem k sympatiku. Posun rovnováhy od parasympatiku k sympatiku hraje tedy významnou roli při zvyšování kardiovaskulární výkonnosti při vrcholovém sportovním výkonu.

Nadmořská výška

Díky nadmořské výšce dochází k hyperventilaci a rovněž k odpovědi ANS. Hyperventilace má za následek podráždění receptorů zaznamenávajících rozpětí plicní tkáně, což vede k poklesu aktivace parasympatiku. Vystavení hypoxii má přímý

následek ve zvýšení ventilace, frekvence pumpování srdce, systolického objemu, arteriálního tlaku a samozřejmě srdečního výdeje. Toto vše je zapříčiněno stimulací chemoreceptorů, které dále aktivují sympatoadrenergní osu. Povea et al. (2005) uvádí, že dřívější výzkumy připisovaly zvýšenou aktivitu sympatiku ve vysokých výškách přímo zvýšené koncentraci katecholaminů v krevní plasmě a také nepřímo snížením citlivosti beta-andrenergních receptorů. Výzkumy Povea et al. (2005) vykazují při hypoxii zvýšenou sympatickou a sníženou parasympatickou modulaci skrze zvýšenou hodnotu LF komponenty a také zvýšeného poměru LF/HF. Za celkový efekt náhlé hypoxie se dá brát snížení pO_2 způsobující změnu rovnováhy ANS zvýšením sympatické a snížením parasympatické modulace. V daných studiích je vzrůst LF komponenty a poměru LF/HF brán za insignifikantní z důvodu krátkodobého vystavení hypoxii (Povea et. al, 2005), naopak ve studii, kterou provedli Iwasaki et al. (2006) jsou zvýšené hodnoty LF v poměru LF/HF brány za vysoce signifikantní. Rozpor v obou studiích nejspíše lze spatřit v konstrukci testování, kde Iwasaki et al. postupně snižovali úroveň kyslíku až na 15% po 2% za 10 minut z úrovně 21%. Uvádějí dokonce svůj údiv nad modulací ANS při velmi mírné hypoxii a zvýšenou SF. Nicméně jejich studie neprokázala vliv na aktivitu vagu, nebo funkce baroreflexu.

Vliv tělesné teploty

Změny kožní a centrální tělesné teploty jsou podle Javoroky (2008) významnými determinanty parametrů srdeční frekvence. Srdeční činnost může být ovlivňována jednak přímým působením teploty na generátor srdečního rytmu, tak i biomechanickými procesy myokardu. Tyto procesy umožňují organismu překonat změny vnějších teplotních podmínek a adaptovat srdeční činnost na zátěž. Kardiovaskulární systém reaguje na zvýšení tělesné teploty vazodilatací cév kůže, vazokonstrikcí cév obličejové části hlavy a zvýšením minutového srdečního výdeje, způsobeného tachykardií. Zvyšování frekvence srdce je podle Gorman a Proppeho in Javoroka (2008) výsledek komplexních mechanismů, na nichž se podílí změny transmembránového potenciálu, spontánní diastolická depolarizace a změny činnosti ANS ve smyslu snížení vagového a zvýšení sympatické aktivity.

Vliv zotavení

V prvních vteřinách po ukončení zátěže dochází k poklesu SF společně i ke snížení srdečního výdeje. V první minutě dochází k prudkému poklesu SF, je to ovlivněno především parasympatickou větví ANS. Ve druhé minutě dochází k poklesu noradrenalinu, a to bez ohledu na intenzitu zatížení. Další fáze ještě pomalejších změn

srdeční frekvence je pod dominantním vlivem vagové reaktivace, která reaguje na působení metabolických, tlakových, hormonálních a termoregulačních změn. V této fázi je pokles srdeční frekvence až na úroveň klidových hodnot rovněž ovlivněn postupnou redukcí aktivity sympatiku. Vzestup vagové aktivity v průběhu zotavení, která je rozhodujícím faktorem pro pokles srdeční frekvence po zátěži, není závislý na aktivitě vagu před tělesnou zátěží. Parametry variability srdeční frekvence před začátkem práce většinou významně nekorelují ani se zrychlením srdeční frekvence na začátku práce, ani s jejím zpomalením po jejím ukončení. Naopak, byl zjištěn vztah mezi parametry HRV během zotavení a změnami srdeční frekvence na začátku práce a během zotavení. Rychlejší adaptace srdeční frekvence na dané zatížení se projeví i jejím rychlejším návratem v průběhu zotavení (Stejskal in Javorka et al., 2008). Z výsledků, které publikoval Jakubec v roce 2005, vyplývá, že sympatikovagová rovnováha se v průběhu zotavení obnovuje dříve než vagová aktivita. Na pozátěžové obnově vagové aktivity se kromě jiných faktorů podílí i obnovená aktivita baroreceptorů, jejichž činnost byla v zatížení resetována (O'Leary, 1996). James et al. (2002), kteří sledovali efekt tréninkového zatížení na parametry VSF, zjistili, že v první hodině zotavení byly hodnoty u LF a HF v porovnání s předzátěžovými hodnotami signifikantně nižší. Také Retek et al. (1999) popisují přetrvávající redukcí LF a HF ve 4. hod. a návrat na výchozí hodnoty po 8. hod. zotavení, kterému předcházelo nejprve 50 min. zatížení při intenzitě zatížení okolo 80 % MTR v režimu setrvalého stavu ihned následované maximálním zátěžovým testem.

2.3.4 Vliv zatížení na variabilitu srdeční frekvence

Zvyšující se nároky transportního systému na dodávku kyslíku a následně odvod oxidu uhličitého z pracujících svalů souvisí s úrovní fyzického zatížení (Brooks et al., 2000; Máček & Radvanský, 2011). Úroveň intenzity zatížení vede k funkčním změnám autonomního nervového systému, který je součástí stresové osy organismu (Máček & Radvanský, 2011). Při nízké intenzitě zatížení se změny projevují poklesem kardiální vagové eferentace, naopak při vyšší intenzitě zatížení se zvyšuje aktivita sympatiku a cirkulace katecholaminu (Botek, Stejskal, Krejčí, Jakubec, & Gába, 2010; Perini, Orizio, Baselli, Cerutti, & Veicsteinas, 1990). Prostřednictvím těchto změn dochází ke zvýšení SF, tepového objemu a celkového minutového srdečního objemu. Z pohledu SA VSF se tyto změny v srdeční regulaci z klidu do podmínek tělesné práce během zatížení projevují poklesem absolutního výkonu (ms²) v oblasti komponenty HF, LF a také na

úrovni PT (Botek et al., 2010; Casadei, Cochrane, Johnsotn, Conway, & Sleight, 1995; Jakubec et al., 2004). Stejskal et al. (2001) uvádí, že poměr LH/HF nelze v průběhu zátěže použít jako validní index sympatovagové balance, jelikož aktivita vagu, která má snižující se tendenci ovlivňuje oba komponenty (LH a HF). Proto Stejskal et al. (2001) doporučuje poměr VLF/HF, kde byla nalezena významná negativní korelace s délkou RR intervalů při vyšší intenzitě zatížení.

Aktivita vagu se projevuje v celém rozsahu sledovaného frekvenčního spektra svou aktivitou, se tedy částečně podílí na modulaci PLF (Perini et al., 1990). Botek (2008) uvádí, že baroreflexní odpověď souvisí a je přímo závislá na senzitivitě talkových receptorů, jež jsou ovlivněny intenzitou zatížení. Nízká intenzita zatížení vede k menší redukci PLF. Vysoká intenzita zatížení způsobuje pokles PLF i přes vyšší aktivitu sympatiku. Změny v aktivitě ANS jsou ovlivněny především intenzitou zatížení.

Aktivita ANS v průběhu zatížení byla sledována také s ohledem na její délku. Jurča (2000), který prováděl výzkum a hodnotil dynamiku a parametry SA VSF v průběhu 90 minutové jízdy na bicyklovém ergometru v podmínkách setrvalého stavu při IZ 70 % MTR, zjistil že žádný ze zkoumaných ukazatelů se nezměnil. K srovnatelným výsledkům vedla i studie autorů Jakubec et al., (2004), kteří použili intenzitu zatížení o 5% vyšší a dobu zatížení pouze 60 minut. Výsledky těchto studií dovedly autory ke konsensu, že prolongovaná zátěž, která souvisí se změnou hematokritu, hydratace a pufrovacích bází, může vyvolat další parciální změny v autonomní regulaci. V prvních minutách zatížení je vzestup srdeční frekvence zapříčiněn klesající aktivitou vagu a postupným zvýšením aktivity sympatiku (Brenner, Thomas, & Shepherd, 1998), která od určité intenzity zatížení přebírá nad kardiovaskulárním systémem dominanci. Mezi autory však neexistuje shoda ve stanovení této hranice. Perini et al., (1989) a Orizio et al., (1988) uvádějí hodnotu 30 a 33 % VO₂max, Hautala et al., (2003) hranici 40 % VO₂max. Právě znalost této hraniční intenzity má důležitý význam při preskripci pohybové aktivity např. u pacientů trpících obezitou. Nízká vagová aktivita má přímou souvislost s celou řadou chronických onemocnění může být příčinnou například elektrické instability myokardu a srdečních arytmií (Nolan et al., 1998; Schwartz, La Rovere, & Vanoli, 1992). Proto pohybová aktivita při intenzitě zatížení pod T_{VA} (vagovým prahem) s relativně vyšší aktivitou vagu může myokard před vznikem arytmií chránit (Botek et al., 2008; Botek, Stejskal, Krejčí, Jakubec, & Gába, 2010).

2.3.5 Variabilita srdeční frekvence v zotavení po dynamické práci

Zotavení je přirozený biologicko-anabolický proces, při kterém dochází k obnově klidových funkcí organismu, resyntéze energetických substrátů, které byly během zátěže sníženy (Máček & Vávra, 1980). Dle Lehnerta, Novosada a Neulse (2001) je rychlost zotavení vysoce individuální. Určujícím faktorem je druh a velikost adaptačního podnětu. Mezi další faktory se řadí např. úroveň trénovanosti, věk jedince, genetické predispozice nebo také okolní podmínky. Tréninkové zatížení můžeme hodnotit i podle délky zotavení jednotlivých parametrů VSF (Buchheit et al., 2007). Při ukončení zátěže se SF snižuje zejména z důvodů poklesu aktivity sympatiku a vlivem narůstající aktivity vagu (Borresen & Lambert, 2008). Sportovci u nichž se projevuje vyšší vagová aktivita mají rychlejší pokles SF (Du, Bai & Oguri, 2005). Rychlost pozátěžového poklesu SF je ukazatelem vagové reaktivace (Javorka et al. 2008). U trénovaných jedinců při vysoké intenzitě zatížení dochází mnohem rychleji k návratu hodnot do výchozího stavu.

Dle Jakubce (2005), který sledoval změny aktivity ANS pomocí SA VSF, ale také pomocí komplexních indexů (Stejskal et al., 2002) v průběhu 48 hod. zotavení po 60 min. dynamickém zatížení na úrovni 75 % MTR, zjistili, že z pozorovaných indexů naměřili různé doby. Návrat sympatovagové balance (SVB) na původní úroveň proběhl až po šesti hodinách od ukončení zátěže, zatímco index vagové aktivity se vrátil mezi 9. až 23. hod. zotavení. K návratu hodnot na předzátěžovou úroveň došlo až 23 ho. po ukončení zatížení. Výsledky dostupných studií se shodují, že v době zotavení po cvičení nižší intenzity je dominantní vliv vagové aktivity (Stewart et al., 2014; Danieli et al., 2014; Kaikkonen et al., 2011, Javorka et al. 2008). Oproti tomu po intenzivní zátěži nebo při dlouhodobém zatížení zůstávají hodnoty sníženy delší dobu v trvání několika hodin, což je připisováno zpoždění reaktivace parasympatiku a trvalé aktivitě sympatiku po skončení zátěže (Stewart et al, 2013; Danieli et al., 2014; Kaikkonen et al., 2011). Podle Blásqueze (2009) je v prvních minutách po zátěži patrná výrazná redukce parametrů HF a RMSSD, jejich redukce pod výchozí úroveň přetrvává i následující den po zátěži. Podle této studie jsou změny VSF v průběhu intenzivní zátěže dány spíše celkovými změnami v autonomní modulaci, vlivem obou větví ANS, než pouze změnami v modulaci vagové aktivity.

Výsledky získané v průběhu vytrvalostního lyžařského závodu na 75 km ukázaly výraznou redukci vagové aktivity reprezentované nižší hodnotou komponenty HF a vyšší hodnotou komponenty LF oproti výchozí úrovni po ukončení závodu. 24 hodin po

závodě došlo k prudkému nárůstu komponenty HF, dokonce nad původní úroveň (Hautala et al., 2001).

Významný vliv na zotavení ANS po zatížení má úroveň trénovanosti. Předchozí studie (Kouidi et al., 2002; Hautala et al., 2001) ukazují, že vytrvalostní trénink vede u sportovců k převažující vagové modulaci srdce a poklesu jejich SF, zároveň zvyšuje spektrální výkon VSF. Trénovaní jedinci mají výrazně vyšší hodnotu parametru HF. Reaktivace VSF rovněž souvisí s vyšší VO₂max. Hautala et al. (2002) poukazují na skutečnost, že výše VO₂max souvisí s vagovou modulací. Podle jejich výzkumu reaktivace vagu koreluje negativně s hodnotou VO₂max. Bylo rovněž prokázáno, že u jedinců, kteří mají relativně vysokou vstupní úroveň vagové aktivity, ke zvýšení spektrálního výkonu VSF vlivem vytrvalostního tréninku podle zákona iniciálních hodnot nedochází (Kouidi et al., 2002; Hautala et al., 2001).

Dalším významným faktorem, který ovlivňuje úroveň zotavení ANS po zátěži je věk. Podle dostupných studií je u mladších osob patrnější větší vliv tréninku na ANS. Stárnutí omezuje autonomní modulaci a snižuje spektrální výkon VSF (Ernst, 2014; Šlechta et al., 2002; Tulppo et al., 1998).

2.3.6 Ukazatel *Ln rMSSD*

Ukazatel rMSSD je časovým ukazatelem VSF. Lze jej definovat jako „druhou odmocninu z průměru umocněných rozdílů mezi sousedními RR intervaly“. Výhodou tohoto ukazatele je, že se rozdělení pravděpodobnosti statisticky významně liší od normálního rozdělení (Botek, Krejčí, & Weisser, 2014). Ukazatel *Ln rMSSD* je používán jako ukazatel aktivity vagu (Buchheit, 2014).

Výhodou u ukazatele rMSSD je výpočet, který se provádí z hodnot RR intervalů podle daného vzorce a shoda hodnot rMSSD je přesnější než u hodnoty HF. Z časového pohledu lze využít ultrakrátké záznamy, ovšem čím kratší je záznam tím méně je reliabilní (Schroeder et al., 2004).

Studie	Soubor	Věk	Poloha	Doba	Odstup	ICC RR	SDNN	rMSSD	LF	HF	LF/HF
Cipryan (2016)	14 mužů a 17 žen	21,9 ± 1,5	Leh	5 min	20-30 min	0,86		0,87	0,59	0,86	0,76
Cipryan a Litschmannova (2013)	54 mužů a 45 žen	22,3 ± 1,2	Stoj	5 min	5 min lehu	0,96			0,78	0,83	0,70
			Leh	5 min	5 min stoje	0,96			0,72	0,93	0,71
			Stoj	5 min	2-30 dní	0,65			0,65	0,68	0,60
			Leh	5 min	2-30 dní	0,76			0,48	0,78	0,58
Cipryan a Litschmannova (2014)	54 mužů 49 žen	22,6 ± 1,3 22,4 ± 1,0	Leh	5 min	5 min stoje	0,95			0,67	0,92	0,75
			Leh	5 min	5 min stoje	0,97			0,72	0,93	0,77
Guijt, Sluiter a Frings-Dresen (2007)	8 mužů a 18 žen	18-45	Leh	5 min	7 dní		0,85 ^a	0,84 ^a			
			Ergo	5 min	7 dní		0,74 ^a	0,75 ^a			
Nakamura et al. (2017)	40 mužů ^b	25,4 ± 5,0	Sed	2 min	10 min			0,96			
			Sed	2 min	1 den			0,90			
Pinna et al. (2007)	18 mužů a 21 žen	26-56	Leh	5 min	1 den	0,78	0,82	0,76	0,79	0,86	0,70
			Leh ^c	5 min	1 den	0,76	0,77	0,77	0,86	0,88	0,87
Schroeder et al. (2004)	63 subjektů	45-64	Leh	10 s	1-2 týdny	0,85	0,46	0,57			
			Leh	2 min	1-2 týdny	0,92	0,70	0,82	0,55	0,69	
			Leh	6 min	1-2 týdny	0,93	0,73	0,84	0,78	0,82	
Sookan a McKune (2012)	23 žen	19,8 ± 1,8	Leh	5 min	1 den	0,79	0,72 ^a	0,91 ^a			0,83 ^a
	21 mužů	21,2 ± 1,6	Leh	5 min	1 den	0,93	0,73 ^a	0,79 ^a			0,72 ^a

Legenda: ICC – vnitřitřídni korelační koeficient (hodnota ICC blíže 1, znamená lepší reliabilitu); Věk – vyjádřen jako průměr ± standardní odchylka nebo jako rozpětí minimum-maximum; Poloha – poloha, ve které byl změřen záznam RR intervalů; Doba – doba trvání záznamu RR intervalů; Odstup – doba mezi opakovanými měřeními; RR – průměrná hodnota RR intervalů; SDNN, rMSSD – časové ukazatele VSF; LF, HF, LF/HF – frekvenční ukazatele VSF; Ergo – jízda na cyklistickém ergometru (zátěž 50 W, kadence 60 otáček.min⁻¹); ^a – nebyla použita logaritmická transformace, v ostatních případech byla použita; ^b – hráči rugby, v ostatních případech normální populace; ^c – řízené dýchání s frekvencí 15 dechů.min⁻¹, v ostatních případech spontánní dýchání.

Tabulka 2. Reliabilita časových a spektrálních ukazatelů VSF podle studií publikovaných v letech 2003-2016 (Botek et al., 2017)

2.3.7 Metody hodnocení variability srdeční frekvence

Variabilita srdeční frekvence může být hodnocena pomocí řady technik a metod, které jsou založeny na sledování oscilací intervalů po sobě jdoucích srdečních stahů. Jde o vyjádření variability R-R intervalů na EKG záznamu, která zobrazuje změny tonizace SA uzlu sympatikem a vagem (Ošřádal, 2005). Metody hodnocení HRV se rozdělují do tří kategorií: kardiovaskulární testy, metody nelineární dynamiky, metody časové a frekvenční (spektrální) analýzy (Javorka, 2008).

2.3.8 Časová analýza variability srdeční frekvence

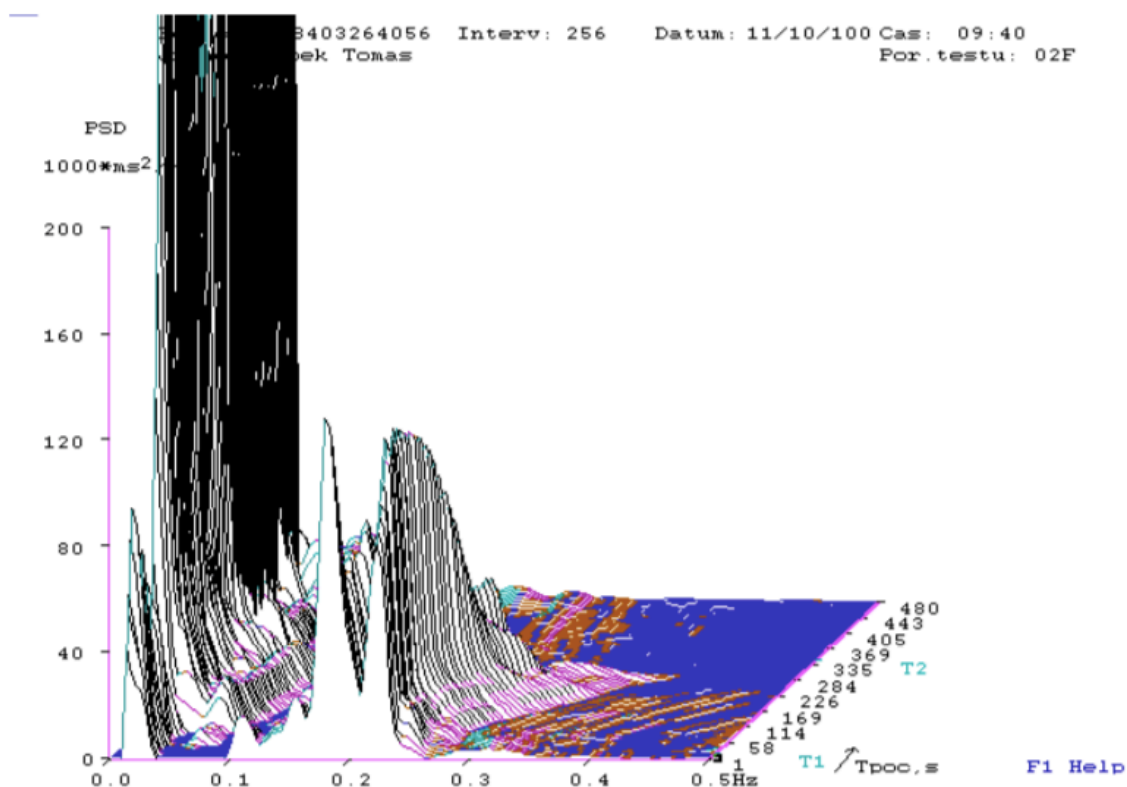
Časové ukazatele jsou výpočetně nejjednoduššími ukazateli VSF a patří k historicky nejstarším ukazatelům, které se využívají dodnes (Aubert et al., 2003). Jsou založeny na monitorování změn délek RR intervalů [ms] v kontinuálním EKG záznamu v přesně vymezeném časovém úseku. Mezi časové ukazatele jež vychází z komparace délek RR intervalů patří průměrná SF daného úseku, směrodatná odchylka RR intervalu (SDRR). Mezi parametry, které mají základ ve vyhodnocení rozdílu mezi sousedními intervaly patří hodnota rMSSD. Tato hodnota je považována za ukazatele vysokofrekvenční variability (Aubert et al., 2003; Task Force, 1996).

2.3.9 Spektrální analýza variability srdeční frekvence

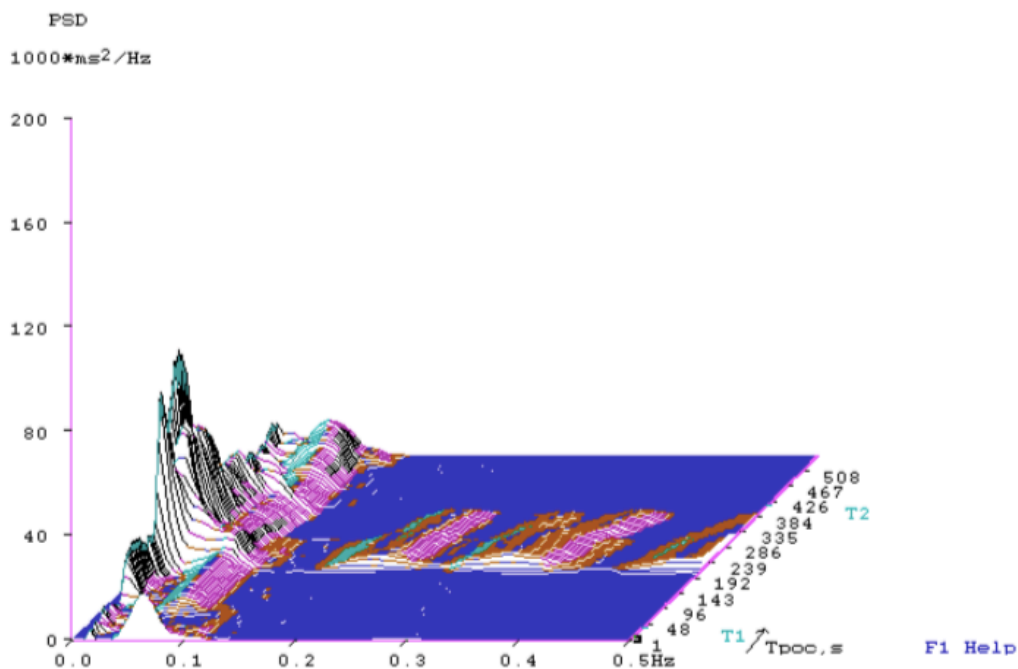
Spektrální analýza (SA) HRV umožňuje ve srovnání s ostatními metodami kvantifikovat aktivitu vagu a z ní usuzovat na aktivitu sympatického nervstva. V klinické praxi se SA HRV využívá k odhadu rizika maligních arytmií v diagnostice autonomních neuropatií u diabetes mellitus. V poslední době je využívána také ke sledování HRV v průběhu zatížení, následného zotavení a dalších odpovědí autonomního systému na předchozí zátěž (Ošťádal, 2005).

Podstatou SA HRV je rozložení nepravidelného průběhu HRV na pravidelné cykly, které zobrazují procesy ovlivňující průběh srdeční frekvence. K tomu je nejčastěji používána rychlá Fourierova transformace. Převedením časových údajů o rozdílech mezi po sobě následujícími R-R intervaly do frekvenčních hodnot získáme výkonové spektrum, které znázorňuje frekvenci fyziologického rytmu neurokardiálního řízení (Stejskal & Salinger, 1996).

Hustota spektrálního výkonu vyjadřuje rozložení spektrálního výkonu a frekvence jednotlivých komponent se liší dle změn autonomních modulací srdečních period, variabilita těchto změn je vyjádřena plochou pod každým vrcholem výkonového spektra (Javorka, K. & Javorka, M., 2008; Stejskal & Salinger, 1996).



Obrázek 5. Graf spektrální analýzy normální variability srdeční frekvence



Obrázek 6. Graf spektrální analýzy snížené variability srdeční frekvence

2.4 Zátěžové testování

Zátěžové testování nám přináší prostředky k posuzování schopností člověka plnit specifické pohybové úkoly. Dále nám zátěžové testování umožňuje kvantifikovat atletickou výkonnost, může odhalit limitující faktory lidského těla na fyzické zatížení nebo nám pomáhá při správném doporučení takových pohybových aktivit i sportovních odvětví, které mají pozitivní vliv na upevnění zdraví, zvýšení tělesné zdatnosti v závislosti na věku nebo zdravotním stavu člověka. Některé zátěžové testy lze provádět s minimálním technickým vybavením, jako jsou hodinky a vhodný prostor. U jiných testů je zapotřebí důmyslnějšího zařízení, které umožňuje získat podrobnější soubor dat (Cooper & Storer, 2001).

Prostřednictvím zátěžového testování můžeme sledovat odezvy organismu na různé typy zatížení. Podle Cinglové (2002) můžeme organismus zatížit: pohybem, změnou polohy těla, hypoventilací, chladem, teplem, snížením nebo zvýšením parciálního tlaku kyslíku atd. Zatížení pohybem se rozlišuje na zatížení statické a dynamické. Statické je způsobeno izometrickou kontrakcí. Dynamické je založeno na izotonické kontrakci svalových skupin. Nejčastěji se u zátěžových testů setkáváme s dynamickým typem zatížení, jako je šlapání na kole, chůze, nebo běh (Cinglová, 2002;

Placheta et al., 2001) Mezi základní prostředky pro zátěžové testování v laboratorních podmínkách patří běžecké a bicyklové ergometry.

2.4.1 Dynamické zatížení

Při měření funkčních parametrů v laboratoři používáme při zatěžování v závislosti na druhu sportovní specializace probanda buď běhací koberec nebo bicyklový ergometr nebo speciální ergometry simulující pádlování nebo veslování. Základním kritériem pro použití zátěžového prostředku je jeho biomechanická podobnost s pohybovou činností, se kterou je prováděn vlastní tělesný výkon. Vyšetřovaná osoba provádí dynamický pohyb ve formě chůze, běhu, dřepů, střídání lehu a sedu apod. Tyto testy slouží například k určení všeobecné zdatnosti, jako je 12 minutový Cooperův běh, a jsou méně přesné, i když lehce proveditelné (Cinglová, 2002).

- **Bicyklová ergometrie**

Základním přístrojem je šlapací ergometr, na kterém se používá většinou zahřívací zatížení 1,5 a 2,5 W.kg⁻¹, každé v délce trvání 4 minuty, pouze v případě některých sportů (např. biatlon) se používá intenzit pro rozcvičení 2, 3 a 5 W.kg⁻¹. Na základě odezvy organismu na tyto intenzity zatížení je určována počáteční intenzita stupňovaného zatížení pro stanovení maximálních funkčních parametrů, jako je intenzita zatížení odpovídající tepové frekvenci 170 tepů.min⁻¹ zvětšená o 20W. Tato počáteční intenzita je každou minutou zvyšována o 20 W až do vyčerpání (Bunc, 1990). Výhodou bicyklového ergometru je jednoduchá realizace testu, další výhodou je možnost aplikace testu u osob obézních. Vhodné testovací prostředí pro sportovní specializace cyklistika nebo hokej. Vlastní test probíhá tak, že vyšetřovaná osoba je posazena na bicykl, je napojena na EKG pomocí speciálních elektrod a na předloktí je upevněna manžeta tonometru. Po několika minutách klidu, který je nutný k adaptaci vyšetřovaného na situaci, začíná zátěž. Před koncem každého stupně se měří krevní tlak a natáčí se různě dlouhý úsek EKG většinou po dobu 8-12 vteřin. Pokud se během zátěže vyskytnou na EKG nějaké abnormality, lze je rovněž zaznamenat do paměti přístroje. Odpor přístroje lze zvyšovat do submaxima nebo se provádějí maximální testy, kdy vyšetřovaný již nemůže udržet požadované tempo (Cinglová, 2002). Po skončení zátěže test vyhodnocujeme. Hodnotíme maximální dosažený výkon ve watech vztažených na kg hmotnosti. Tento údaj můžeme

porovnat s tabulkovými údaji. Dosažený výkon zohledňujeme vzhledem k věku, hmotnosti a pohlaví.

- **Běhací koberec**

Tento ergometr je konstruovaný na principu nekonečného pásu, proti jehož pohybu se testovaná osoba pohybuje během nebo chůzí. Testy prováděné na běhacím koberci mají prakticky stejný význam a splňují podobné cíle jako bicyklová ergometrie. Intenzitu zatížení můžeme regulovat změnou rychlosti pohybu pásu nebo změnou úhlu sklonu pásu. Kombinace obou možností nám umožňuje vytvářet širokou škálu různých testových protokolů. Jako výhody běhacího koberce lze uvést: relativně přirozený pohyb, dynamické zatížení velkých svalových skupin, možnost dosažení maximálních hodnot spotřeby kyslíku. Nevýhodami jsou: pořizovací cena, hlučnost, prostorová náročnost, nebezpečí pádu (Placheta et al., 2001; Vilikus, Brandejský, & Novotný, 2004)

- **Spiroergometrie**

Pokud sledujeme při vyšetření kromě hodnot SF i hodnoty ventilační (minutová plicní ventilace, spotřeba kyslíku atd.), mluvíme o spiroergometrii. V současné době patří mezi hlavní zátěžové vyšetřovací metody. Dynamická zátěž je doplněna analýzou vydechovaného vzduchu při známém složení vzduchu vdechovaného. Provádí se kvůli zjištění maximální spotřeby kyslíku VO_2 max. Je to nejdůležitější ukazatel funkčního vyšetření, představuje kapacitu transportního systému. Velikost VO_2 max se udává v ml/min/kg hmotnosti nebo l/min. Naměřené hodnoty ventilace se korigují na standardní podmínky: STDP znamená měření při 0 °C 760mmHg, suchý plyn. Výsledky se porovnávají s referenčními hodnotami (Cinglová, 2002). Ke spiroergometrii se používají přístroje s ověřeným systémem, to znamená, že vyšetřovaný vdechuje vzduch z místnosti o známém složení a vydechovaný plyn je analyzován přístrojem. Výsledky při zátěžových testech jsou ovlivněny řadou faktorů. Podle Plachety et al. (2001) sem patří vlastnosti probanda (věk, pohlaví, výška, hmotnost, zdravotní stav atd.), metodické podmínky (zkušenosti personálu, druh zatížení, technická úroveň vybavení atd.). Prostředí laboratoře by proto mělo být klidné a klimatizované, relativní vlhkost by se měla pohybovat v rozmezí 40-60 % a teplota 18-22 °C. Technické vybavení laboratoře by mělo být dokonale funkční, bezpečné a pravidelně kontrolované.

2.4.2 Indikace zátěžových testů

Indikační rozsah je široký, protože zátěžová vyšetření jsou užitečná v celé řadě praktických a preventivních oborů. Důležité je, aby byly při vyšetření vždy dodržovány základní zásady (bezpečnost, účelnost, hospodárnost).

- **Fyzická zdatnost**

Základní indikací zátěžového testu u zdravých sportovců je zjišťování vlivu tréninku na fyzickou zdatnost. Změna tréninku, stravy, tréninkového prostředí, časový výpadek v tréninku, změna biorytmu a další faktory mohou fyzickou zdatnost ovlivnit. Proto je při takovém zásahu do tréninku indikace zátěžového testu vhodná.

- **Volba vhodné sportovní disciplíny**

U mladých začínajících sportovců může výsledek zátěžového testu napovědět, pro jakou sportovní disciplínu má testovaný jedinec nejlepší předpoklady. Dispozice pro aerobní zdatnost se totiž do značné míry dědí. Udávaná míra dědičnosti aerobních schopností se v literatuře často liší.

- **Preskripce pohybové aktivity**

Pomocí výsledků zátěžového testu můžeme stanovit optimální týdenní frekvence tréninku, dobu trvání tréninkové jednotky nebo doporučit takovou intenzitu tréninkové zátěže, která bude pro daného sportovce dostatečně efektivní.

- **Prevence zdravotních komplikací**

Existuje mnoho patologických změn v lidském organismu, které se nemusí projevit při běžném vyšetření v klidových podmínkách. Tyto změny se pak mohou projevit při fyzické zátěži. Mezi nejčastější zdravotní komplikace patří poruchy srdečního rytmu (Vilikus, Brandejský, & Novotný, 2004).

MacDougall, Weber a Green (1991) uvádějí určitá doporučení pro provádění maximálních zátěžových testů.

- Počáteční fáze zátěžového protokolu musí probíhat s dostatečně nízkou intenzitou zatížení. Měla by sloužit jako rozcvičení. Pokud bychom nastavili příliš vysokou zátěž od začátku testu, nemuseli bychom dosáhnout skutečně maximálních hodnot na konci testu.

- Rychlost zvyšování intenzity zatížení musí být dostatečně pomalá, aby nedocházelo k hromadění laktátu a k následné lokální svalové únavě, ale zároveň dostatečně rychlá, aby samotné vyvrcholení testu nepřišlo příliš pozdě. V ideálním případě by měl mít test minimálně 4 stupně zatížení a délka jeho trvání by se měla pohybovat v rozmezí 8-14 min.
- Druh prováděného cvičení při zátěžovém testu by se měl co nejvíce podobat cvičení, na které je sportovec zvyklý.
- Při provádění maximálních zátěžových testů, jejichž cílem je zjištění maximální aerobní kapacity pacienta, je důležité zapojit velké svalové skupiny.

2.4.3 Kontraindikace zátěžových testů

Aplikace zátěžového testování není vhodná pro každého. Existuje řada onemocnění, která nedovolují provádět zejména některé maximální zátěžové testy. Placheta et al. (2001) uvádí jako kontraindikace například: závažné dysrytmie, akutní plicní embolizaci, těžkou plicní hypertenzi, chronické onemocnění jater, ledvin, štítné žlázy nebo těžké ortopedické poškození.

2.4.4 Kritéria maximálního vytížení

Dosažení maximálního vytížení vyžaduje určitou míru volných schopností. S blížícím se koncem testu totiž přibývá nepříjemných pocitů (nedostatek kyslíku, bolest zapojených svalových partií atd.), které se dají do jisté míry překonat. Nejčastěji sledovaným parametrem při provádění maximálních zátěžových testů je VO_2 max. Aby bylo možné poznat, zda dosáhl testovaný svého skutečného maxima, používají se různá kritéria. Za nejméně spolehlivá se považují subjektivní kritéria. Vyšetřovaná osoba ukončí zátěž, když se cítí vyčerpána. Toto kritérium je ale často nespolehlivé a velice souvisí s motivací k provedení zátěžového testu. Za objektivní a do značné míry spolehlivé považuje Evans a White (2009) následující spirometrické ukazatele:

- Srdeční frekvence by měla dosáhnout maximální hodnoty. Průměrná maximální hodnota se udává jako 220-věk. Maximální tepová frekvence je ale značně individuální hodnotou, a proto se pro dosažení maximálního vytížení používá hodnota o 10 úderů za minutu nižší, než je teoretické maximum.
- Respirační kvocient (R, RQ, RER) by měl být vyšší než 1,15. Hodnota R na konci maximálního zátěžového testu je jedním z nejpoužívanějších kritérií pro dosažení maximálního vytížení. R je poměr vyloučeného CO_2 ke spotřebovanému O_2 . Za

klidových podmínkách závisí hodnota R na složení stravy (poměr příjmu sacharidů, tuků a bílkovin). Při smíšené stravě se pohybuje R nejčastěji v rozmezí 0,80-0,85. Při intenzivnější zátěži R začíná stoupat, protože se začíná uplatňovat ve větší míře anaerobní uvolňování energie. Rostoucí koncentrace kyseliny mléčné stále více stimuluje bikarbonátový nárazníkový systém, vzniká nestálá kyselina uhličitá, která se rozkládá na vodu a oxid uhličitý. Oxid uhličitý je následně vydechovaný ve větší koncentraci a hodnota R stoupá. Respirační kvocient můžeme vyjádřit rovnicí $R = \text{VCO}_2 / \text{VO}_2$

- Hodnota VO_2 max dosáhne „plató“ a dále již nestoupá. Intenzita vyjádřená ve wattech může ještě stoupat, ale VO_2 max se už nemění a může naopak poklesnout.
- Ventilační ekvivalent pro kyslík (VEO_2) vyšší než 3,5 l (na spotřebování 100ml O_2 musí testovaný naventilovat nejméně 3,5 l vzduchu)
- Hladina laktátu v krvi po tělesném zatížení vyšší než 7 mmol/l.

3 CÍL PRÁCE

3.1 Hlavní cíl práce

Hlavním cílem této práce bylo posoudit dynamiku vagové reaktivace bezprostředně po maximálním zatížení v průběhu třicetiminutového zotavení u zdravých žen.

3.2 Dílčí cíle

1. Analyzovat vztah mezi aerobní kapacitou a aktivitou vagu v průběhu třicetiminutového zotavení bezprostředně po maximálním zatížení u zdravých žen.
2. Zhodnotit vztah mezi aerobní kapacitou a klidovou aktivitou vagu.

3.3 Hypotézy

H1: Vyšší úroveň aerobní fyzické zdatnosti souvisí s úrovní vagové aktivity bezprostředně po maximálním zatížení.

3.4 Výzkumné otázky

- VO1: Existuje vztah mezi klidovou aktivitou vagu a maximální aerobní kapacitou?
- VO2: K jakým změnám v aktivitě vagu dojde během třicetiminutového zotavení po ukončení maximálního zatížení?

4 METODY PRÁCE

4.1 Výzkumný soubor

Měření se zúčastnilo 24 zdravých žen s průměrnou výškou 168 ± 6 cm a hmotností 61 ± 7 kg (Body Mass Index, 21 ± 2 kg / m²) ve věku 19 - 30 let. Nikdo z testovaných neuváděl negativní zdravotní diagnózu, popřípadě aktuální zdravotní obtíže. Studie byla prováděna v souladu s etickým kodexem a schválena pod jednacím číslem EK: 75/2017 Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Dobrovolnou účast ve výzkumu testování jedinci potvrdili podpisem informovaného souhlasu.

Účastnice měření minimálně dvě hodiny před testováním nejedly, nepily čaj a neužívaly jiné látky ovlivňující ANS. Absence namáhavé fyzické aktivity byla dodržena 48 hodin před měřením. 14 dní před vlastním testováním každý jedinec podstoupil vstupní vyšetření pro vyloučení zdravotních potíží limitujících fyzickou zátěž.

4.2 Výzkumný protokol

Experimentální měření bylo prováděno v laboratořích Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. V laboratoři byly vytvořeny standardizované podmínky, kdy se teplota vzduchu pohybovala v rozmezí 22 – 24°C. V prostoru laboratoře byly eliminovány akustické a vizuální podněty, tak aby bylo prostředí pro testovanou osobu co nejméně rušivé.

4.2.1 Průběh měření

Jedinci podstoupili laboratorní test na běhátku. Po 30 minutách klidu byly měřeny počáteční hodnoty aktivity autonomního nervového systému (ANS) kardiální regulace. Každý testovaný pak podstoupil maximální zátěžový test na běžícím pásu za účelem dosažení maximálního zatížení a stanovení fyzické zdatnosti na základě maximální spotřeby kyslíku (VO₂max). Aktivita autonomního nervového systému byla měřena bezprostředně po dokončení fyzické aktivity během třicetiminutové doby zotavení v poloze na zádech. Úroveň aerobní fyzické zdatnosti byla vyjádřena parametrem VO₂max.

4.2.2 Popis měření

Klidová aktivita autonomního nervového systému byla měřena po třiceti minutách klidu v poloze na zádech. Doba zotavení v poloze na zádech začala okamžitě po ukončení maximálního testu. Autonomní nervová aktivita byla změřena okamžitě 5, 10, 15, 20, 25 a 30 minut po dokončení maximálního testu. Běžecský pás (Lode Valiant, Groningen, Nizozemsko) je specializované laboratorní zařízení primárně používané pro chůzi a běh. Test byl zahájen prostřednictvím 4 min. zahřátí (2 minuty při 7 km / h s 0% sklonem a další 2 minuty stejnou rychlostí s 5% sklonem). Rychlost byla poté zvýšena na 9 km / h po dobu 1 minuty s gradientem udržovaným na 5%. Každou minutu poté se rychlost zvýšila o 1 km / h se sklonem 5% až do maximální rychlosti 13 km / h. Od této fáze se sklon zvýšil o 2,5% každou minutu až do vyčerpání (až 5 minut). Během zkoušky maximálního přírůstkového provozu byla teplota okolí udržována mezi 20 a 24° C a relativní vlhkost byla mezi 40 a 60%. Analýza dýchání a výměny plynů (Geratherm Respiratory GmbH, Německo) byly průběžně monitorovány (Blue Cherry software). Hodnota VO₂max byla vyjádřen v relativní hodnotě - mililitry kyslíku na kilogram tělesné hmotnosti za minutu (ml/kg/min). Po dosažení VO₂max byla použita následující kritéria: a) výskyt plató ve VO₂ při zvýšení rychlosti b) poměr výměny dýchacích plynů vyšší než 1,10. VO₂max byla považována nejvyšší hodnota VO₂ v posledních 30 sekundách testu.

4.2.3 Analýza variability srdeční frekvence

Autonomní nervová aktivita, zejména vagová aktivita, byla hodnocena pomocí spektrální analýzy metody variability srdeční frekvence, vždy mezi 7 a 9:00 v laboratoři s okolní teplotou 22 až 24 ° C. Během měření byl každý účastník chráněn před zvukovými a vizuálními ruchy. Pro stanovení variability srdeční frekvence byl elektrokardiografický signál měřen při vzorkovací frekvenci 1000 Hz pomocí DiANS PF8 (skupina DIMEA, Olomouc, Česká republika). Elektrokardiografický odběr vzorků byl proveden během časově modifikovaného orto-klinostatického manévru (vleže na stoje na zádech) před maximálním testem. Byl zkoumán záznam elektrokardiografie a všechny předčasné komorové kontrakce, chybějící rytmy a všechny artefakty byly ručně filtrovány. Z každé fáze byl získán soubor 300 intervalů bez artefaktů. Ke stanovení autonomní srdeční regulace byla použita spektrální analýza metody variability srdeční frekvence. Byly hodnoceny dvě spektrální frekvenční pásma: vysokofrekvenční výkon HF (0,15 až 0,50 Hz), o kterém se předpokládá, že představuje respirační srdeční

vagovou aktivitu, a nízkofrekvenční výkon LF (0,05 až 0,15 Hz), o kterém se předpokládá, že vykazuje aktivitu baroreceptorů spolu se sympatickou a vagovou modulací. Hodnoty vysokofrekvenčního a nízkofrekvenčního výkonu byly transformovány přirozeným logaritmem.

4.3 Statistické vyhodnocení dat

Pro statistické výpočty byla použita aplikace Statistica (verze 13.4, TIBCO Software, Palo Alto, USA). Data byla prezentována pomocí aritmetického průměru a standardní odchylky. Pro hodnocení změn v LnHF a SF v různých fázích byla využita analýza rozptylu pro opakovaná měření (ANOVA). Párová porovnání byla hodnocena pomocí Fisherových post-hoc testů. Asociace mezi $VO_2\max$ a absolutní hodnotou LnHF nebo jeho změnou byla hodnocena pomocí Pearsonova korelačního koeficientu. Hladina statistické významnosti byla nastavena na hodnotu 0,05. Takže výsledky s $P < 0,05$ byly vyhodnoceny jako statisticky významné.

5 VÝSLEDKY A DISKUZE

5.1 Hodnocení aktivity vagu mezi jednotlivými fázemi zotavení

Vlivem tělesného zatížení dochází v regulaci ANS k typickým změnám ve smyslu poklesu aktivity vagu a zvyšování aktivity sympatiku (Astrand et al., 2003). Pozátěžový pokles SF jako index vagové reaktivace je považován za ukazatele trénovanosti (Bucheit, 2014), ale také za silného prediktora například srdečního selhání (Borrsen & Lambert, 2008). Tabulka 1 ukazuje průměrnou hodnotu aktivity vagu LnHF [ms²] před zátěží a v průběhu zotavení.

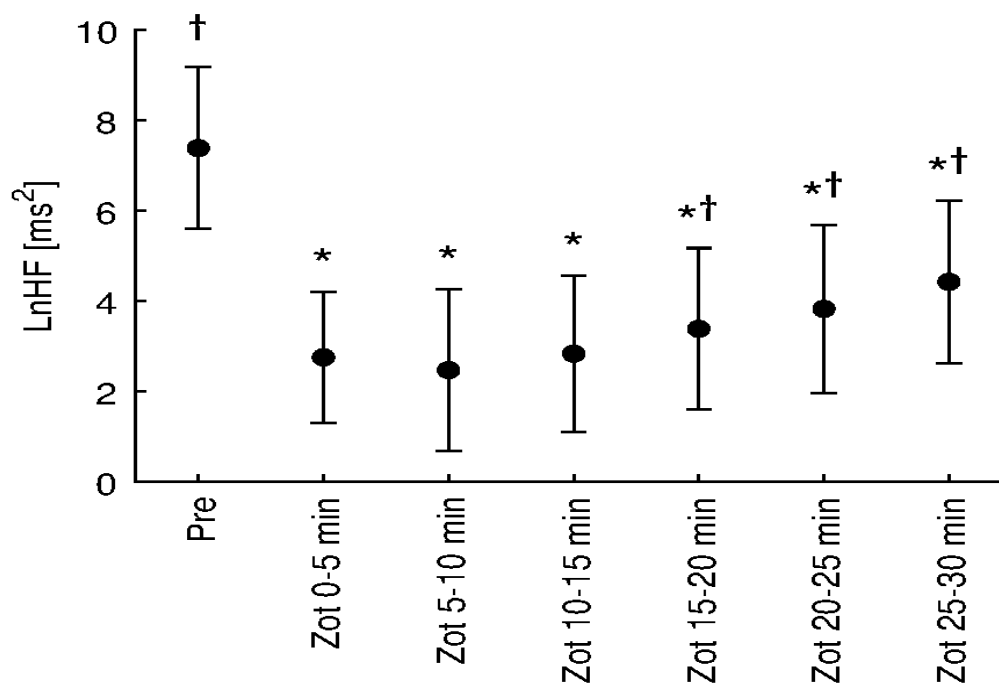
Fáze	Průměr ± SD	P1	P2
Pre	7,4 ± 1,8		<0,001
Zot 0-5 min	2,8 ± 1,5	<0,001	
Zot 5-10 min	2,5 ± 1,8	<0,001	0,30
Zot 10-15 min	2,8 ± 1,7	<0,001	0,77
Zot 15-20 min	3,4 ± 1,8	<0,001	0,021
Zot 20-25 min	3,8 ± 1,9	<0,001	<0,001
Zot 25-30 min	4,4 ± 1,8	<0,001	<0,001

Tab. 1 Porovnání pro proměnnou LnHF [ms²]

Vysvětlivky: P1 – významnost porovnání aktuální hodnoty vůči LnHF_{Pre}, P2 – významnost porovnání aktuální hodnoty vůči LnHF_{Zot 0-5 min}, SD – směrodatná odchylka

Z grafu 1 lze vyčíst, že vagová aktivita je signifikantně nižší v průběhu zotavení v porovnání s hodnotou před zátěží. Výsledky z našeho výzkumu prokázaly, že po intenzivní zátěži v podobě maximálního zátěžového testu na běžícím pásu dochází k signifikantnímu poklesu vagové aktivity a doba 30 minut zotavení nestačí k návratu hodnot kardiální vagové aktivity na původní předzátěžovou úroveň. Naměřené hodnoty našeho výzkumu jsou v souladu s předchozími studiemi (Kouidi et al., 2002; Hautala et al., 2001). Tyto studie ukazují, že významný vliv na zotavení ANS po zatížení má úroveň trénovanosti. Vytrvalostní trénink vede u sportovců k převažující vagové modulaci srdce a poklesu jejich SF, zároveň zvyšuje spektrální výkon VSF. Trénovaní jedinci mají výrazně vyšší hodnotu parametru HF. Reaktivace vagu rovněž souvisí s vyšší VO₂max. Hautala et al. (2002) poukazují na skutečnost, že výše VO₂max souvisí s vagovou modulací. Podle jejich výzkumu reaktivace vagu koreluje negativně s hodnotou VO₂max. Toto zjištění potvrzují i jiné studie, kdy dynamika zotavení autonomní kardiální regulace byla prostřednictvím jednotlivých parametrů SA VSF

sledována od několika minut (Botek et al., 2015; Javorka et al., 2002; Perini et al., 1989) po hodiny až desítky hodin (Botek et al. 2011, Hautala et al., 2001) od ukončení jednorázového zatížení. Už v dřívější studii Kmath, Falen a McKelvie (1991) uvedli, že do 15 min. po ukončení desetiminutového zatížení, při intenzitě 50% predikovaného maximálního výkonu, byly LF a HF vůči vstupním hodnotám nadále redukovány. Po absolvování 30s supramaximálního Wingate testu nedošlo do 10 min. zotavení k návratu parametrů HF a LF na původní úroveň (Goulopoulou et al. 2006). Ani po absolvování 8 min. step-testu nedošlo do 30. min. zotavení k návratu LF a HF na předzátěžovou úroveň (Javorka et al. 2002). Bylo rovněž prokázáno, že u jedinců, kteří mají relativně vysokou vstupní úroveň vagové aktivity, ke zvýšení spektrálního výkonu VSF vlivem vytrvalostního tréninku podle zákona iniciálních hodnot nedochází (Kouidi et al., 2002; Hautala et al., 2001).

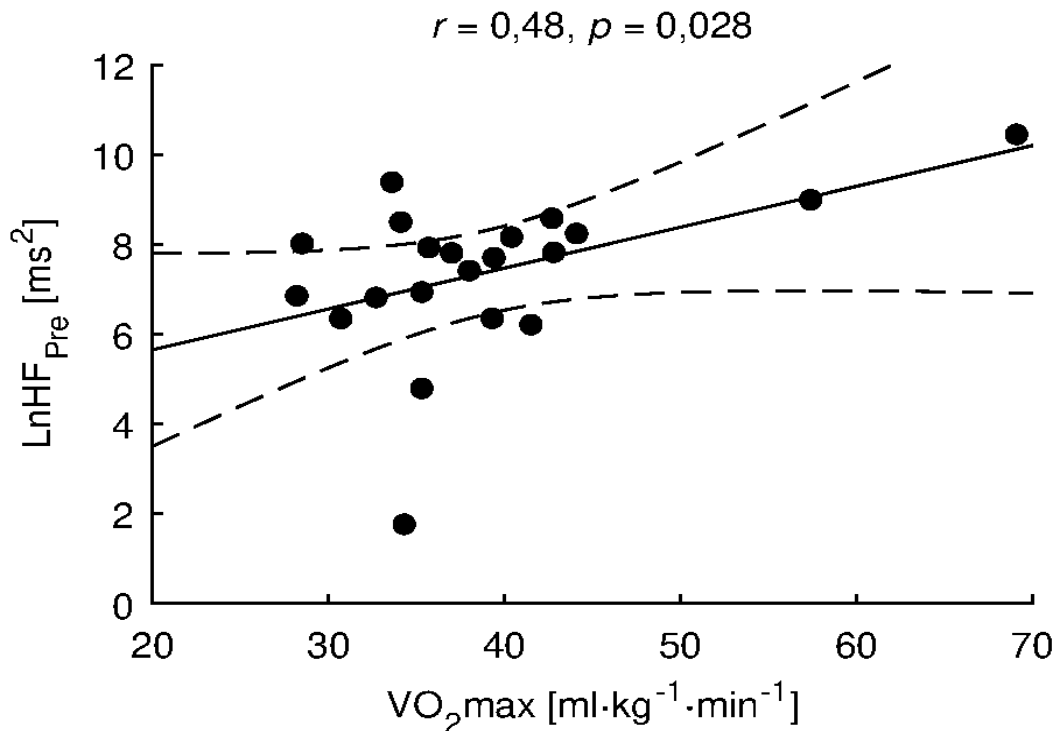


Graf 1. Aktivita vagu v předzátěžové fázi a v jednotlivých fázích zotavení

Vysvětlivky: Pre –předzátěžová, Zot – zotavení, * - porovnání s Pre, † = porovnání se Zot 0-5 min.

5.2 Hodnocení vztahu VO₂max a úrovní aktivity vagu

Z grafu 2 vyplývá, že mezi průměrnou klidovou aktivitou vagu a hodnotou VO₂max byla u daného vzorku identifikována pozitivní závislost. Výsledky tedy lze interpretovat, že čím vyšší je aerobní kapacita probandky, tím vyšší je i vyšší klidová aktivita vagu. Ukazuje se, že v momentu, kdy má daný jedinec vyšší VO₂max, je velká pravděpodobnost také vyšší aktivity vagu, což působí profylakticky vůči vzniku arytmií, srdečnímu selhání apod.



Vysvětlivky: r – korelační analýza, p – hladina statistické významnosti

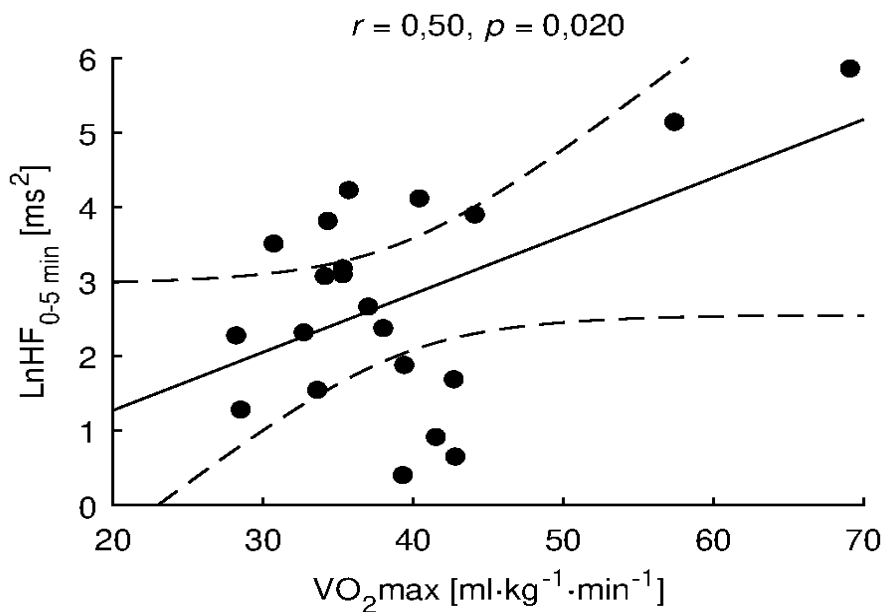
Parametr LnHF je považován za ukazatele vagové aktivity (Javorka et al., 2008, Ernst, 2014). V průběhu 30 minut zotavení po maximálním zátěžovém testu byly parametry LnHF sníženy. Vyšší úroveň vagové aktivity je spojována s vyšší aerobní kapacitou (Kouidi et al., 2002; Hautala et al., 2001; Kaikkonen et al., 2011). Naopak nízká vagová aktivita souvisí s celou řadou chronických onemocnění, je příčinou elektrické instability myokardu a srdečních arytmií (Nolan et al., 1998; Schwartz, La Rovere, & Vanoli, 1992; Vanoli et al., 1991).

Pohybová aktivita při intenzitě zatížení pod vagovým prahem s relativně vyšší aktivitou vagu může myokard před vznikem arytmií chránit (Botek et al., 2008; Botek, Stejskal, Krejčí, Jakubec, & Gába, 2010).

Z výsledků našeho měření vyplývá, že u žen vyšší hodnota souvisí s úrovní kardiální vagové aktivity. Vyšší aerobní kapacita tak může přispět k rychlejšímu zotavení vagu a rovněž ovlivňuje klidovou předzátěžovou úroveň vagu. Pravidelnou pohybovou aktivitou a vyšší úrovní vytrvalosti dochází ke zvýšení aktivity parasymptiku a snížení aktivity sympatiku. Ve finské studii v souvislosti s odezvou organismu na aerobní trénink bylo prokázáno, že tréninkem indukovaná změna hodnoty VO₂max kromě jiných faktorů daleko významněji determinuje úroveň klidové aktivity vagu (Hautala et al., 2003) Efektem vytrvalostního zatěžování, který byl sledován v mnoha studiích, je pokles rizika kardiovaskulárních příhod u osob s vyšší aktivitou parasymptiku. U osob s vyšší aktivitou parasymptiku byla prokázána nižší mortalita v souvislosti s ischemickými chorobami (Nolan et al., 1998). U pacientů s ischemickou chorobou srdeční byly prokázány nižší hodnoty u indexu časové domény RMSSD, který je ovlivněn zejména aktivitou vagu. Pohybová činnost mírné intenzity vede ke zlepšení parametrů VSF a posunu směrem k parasymptiku (Le Meur et al., 2013; Botek et al., 2008). Znalost hranice, kde dochází k postupné inhibici vagové aktivity a přesunu ladění organismu směrem k sympatiku, může významně pomoci při preskripci intenzity zatížení v rámci programů pohybové aktivity u pacientů s redukovanou aktivitou ANS a se zvýšeným rizikem náhlé srdeční příhody (Botek et al., 2008).

5.3 Hodnocení vztahu VO₂max a aktivitou vagu v prvních 5 min. zátěže

Naměřené hodnoty vykazují vztah mezi vysokou aerobní kapacitou v prvních minutách po zátěži a vagovou reaktivací. Jedinci, jejichž hodnota VO₂max byla vyšší, měli výrazně vyšší hodnoty kardiální vagové aktivity i bezprostředně po ukončení maximálního testu. V průběhu zatížení byl prokázán pokles ukazatelů LnHF a RMSSD a naopak růst vzájemného poměru LF/HF, což odráží pokles vlivu parasympatiku a zvýšení vlivu sympatiku na srdeční činnost. Po intenzivní zátěži nebo při dlouhodobém zatížení, zůstávají hodnoty přechodně sníženy, což je připisováno zpoždění reaktivace parasympatiku a trvalé aktivitě sympatiku po skončení zátěže. Arai et al. (1989) uvádí, že v prvních minutách po zátěži je patrná výrazná redukce parametrů HF a RMSSD. Jejich redukce pod výchozí úroveň přetrvává i následující den po zátěži na základě dalších parametrů, jako je např. intenzita cvičení. Podle této studie jsou změny VSF v průběhu intenzivní zátěže dány spíše celkovými změnami v autonomní modulaci, vlivem obou větví ANS než pouze změnami v modulaci vagové aktivity.



5.3.1 Vyjádření k hypotéze H1

H1: Vyšší úroveň aerobní fyzické zdatnosti souvisí s úrovní vagové aktivity bezprostředně po maximálním zatížení.

Hypotézu H1 přijímáme

6 ZÁVĚR

Hlavním cílem práce bylo posoudit vztah mezi úrovní maximální aerobní kapacity a dobou vagové reaktivace bezprostředně po maximálním zatížení v průběhu třicetiminutového zotavení u zdravých žen ve věku 19 – 30 let pomocí monitorování aktivity autonomního nervového systému metodou spektrální analýzy variability srdeční frekvence.

Výsledky ukazují, že v prvních 30 min zotavení po dokončení maximálního zátěžového testu nedošlo k návratu hodnot kardiální vagové aktivity na původní předzátěžovou úroveň. Dále výsledky korelační analýzy prokázaly pozitivní korelaci mezi klidovou aktivitou vagu a hodnotou maximální spotřeby kyslíku, podobně jako s úrovní pozátěžové aktivity vagu.

Práce tedy prokázala, že pravidelná pohybová aktivita či vytrvalostní trénink pozitivně neovlivňují pouze aerobní zdatnost, ale zároveň také i úroveň kardiální vagové regulace v klidu i bezprostředně po ukončení zátěžového testu.

7 SOUHRN

Cílem předkládané práce bylo zhodnotit aktivitu vagu u žen ve věku 19 – 30 let během 30 minutového zotavení po maximálním zatížení. Součástí práce bylo také zjistit zda existuje vztah mezi vyšší aerobní kapacitou a rychlejší reaktivací vagu. Dalším sledovaným parametrem byla klidová hodnota vagu v porovnání s VO₂max.

Výzkumu se zúčastnilo 24 zdravých žen s průměrnou výškou 168 ± 6 cm a hmotností 61 ± 7 kg (Body Mass Index, 21 ± 2 kg / m²) ve věku 19 - 30 let. Pro posouzení aktivity ANS byla využita spektrální analýza variability srdeční frekvence (SA HRV), která umožňuje posoudit odezvu organismu na základě zpětné vazby vyvolané tréninkem nebo soutěžním zatížením.

Měření probíhalo v laboratorních podmínkách. Po 30 minutách klidu byly měřeny počáteční hodnoty aktivity autonomního nervového systému (ANS) kardiální regulace. Každý testovaný pak podstoupil maximální zátěžový test na běžícím pásu za účelem dosažení maximálního zatížení a stanovení fyzické zdatnosti na základě maximální spotřeby kyslíku (VO₂max). Aktivita autonomního nervového systému byla měřena bezprostředně po dokončení fyzické aktivity během třicetiminutové doby zotavení v poloze na zádech. Pro posouzení aktivity ANS byl využit diagnostický software a zařízení DiANS PF8 (DIMEA GROUP Olomouc, (Česká republika).

Korelační analýza prokázala pozitivní korelaci mezi klidovou aktivitou vagu a hodnotou maximální spotřeby kyslíku, podobně jako s úrovní pozátěžové aktivity vagu.

Z naměřených hodnot vyplývá, že jedincí s vyšší aerobní kapacitou mají po maximálním zatížení vyšší hodnoty kardiální vagové aktivity. Současně se ukázalo, že aktivita vagu byla signifikantně nižší v 5, 10, 15, 20, 25 a 30 minutě v porovnání s hodnotou před zátěží z čehož vyplývá, že doba 30 minut zotavení po maximální zátěži nestačí pro reaktivaci vagu. Dále byla nalezena souvislost mezi hodnotou VO₂max a klidovou aktivitou vagu. Prostřednictvím této práce bylo dokázáno, že pravidelná pohybová aktivita pozitivně ovlivňuje klidovou i pozátěžovou úroveň vagu.

Práce prokázala, že pravidelný pohyb vytrvalostního charakteru zvyšuje aktivitu vagu, zároveň ovlivňuje i jeho reaktivaci a tím působí i profylakticky vůči vzniku různých kardiologických obtíží (arytmie apod.).

8 SUMMARY

The target of the presented study was to evaluate the activity of the vagus in women aged between 19 – 30 years during a 30-minute recovery after maximal stress test. Determining whether there is a relationship between higher aerobic capacity and faster reactivation of the vagus was also a part of the study. Another monitored parameter was the resting value of the vagus in comparison with VO₂max.

The study involved 24 healthy women with a mean height of 168 ± 6 cm and a weight of 61 ± 7 kg (Body Mass Index, 21 ± 2 kg / m²) aged 19-30 years. Monitoring of the autonomous nervous system (ANS) activity by means of non-invasive spectral analysis method of the heart frequency variability (SA HRV) allows, on the basis of a feedback, to assess the body response caused e.g. by training/competition load.

The measurement took place in laboratory conditions. After 30 minutes of rest, the initial values of the activity of the autonomic nervous system (ANS) of cardiac regulation were measured. Each subject then underwent a maximum treadmill stress test to achieve maximum load and determine physical fitness based on maximum oxygen consumption (VO₂max). The activity of the autonomic nervous system was measured immediately after the completion of physical activity during a thirty minute recovery period in the supine position. Diagnostic software and equipment DiANS PF8 (DIMEA GROUP Olomouc, (Czech Republic)) were used to assess the activity of ANS.

The measured values show that individuals with higher aerobic capacity have higher values of cardiac vagal activity after maximum stress test. At the same time, it was shown that the activity of the vagus is significantly lower at 5, 10, 15, 20, 25 and 30 minutes compared to the pre-load value, indicating that a recovery time of 30 minutes after maximum stress test was not sufficient to reactivate the vagus. Furthermore, a relationship was found between the value of VO₂max and the resting activity of the vagus. Through this work, it was proved that regular physical activity positively affects the resting and post-exercise level of the vagus.

The work showed that regular movement of endurance character increases the activity of the vagus, at the same time influencing its reactivation and thus also acts prophylactically against the development of various cardiac problems (arrhythmias, etc.).

9 REFERENČNÍ SEZNAM

- Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Lim, C. M., & Suri, J. S. (2006). Heart rate variability: a review. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44, 1031-1051.
- Arai, Y. et al. (1989). Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *American Journal of Physiology*, 256, H132-41.
- Åstrand, P. O., Rodahl, K., Dahl, H. A., & Strømme, S. B. (2003). Textbook of work physiology: Physiological bases of exercise. *Human Kinetics*, McGraw-Hill: USA.
- Aubert, A. E., Seps, B., & Beckers, F. (2003). Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine*, 33(12), 889-919.
- Barevný, P. et al. (1995). *Stručný přehled lékařské fyziologie*. Brno: Nakladatelství Masarykovi univerzity.
- Bartůňková, S. (2006). *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. Praha: Univerzita Karlova.
- 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.
- Bernston, G. G., Lozano, D. L. & Chen, Y. J. (2005). Filter properties of root mean square successive difference (RMSSD) for heart rate. *Psychophysiology*, 42(2), 246 – 252.
- Blásquez, J. C. C., Font G. R., & Ortis, L. C. (2009). Heart rate variability precompetitive anxiety in swimmers. *Psicothema*, 21, 531-536.
- Bojan, M., Djordjevič, N., Willis, M., S. (2013). Heart rate variability (HRV) as a tool for diagnostic and monitoring performance in sport and physical activities. *Journal of Exercise Physiology* (3) 16, 103.
- 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.
- Botek, M., Stejskal, P., Jakubec, A., & Kalina, M. (2004). Kvantifikace aktivity autonomního nervového systému v zotavení s možností monitorování procesu superkompenzace metodou spektrální analýzy variability srdeční frekvence. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence v biomedicínských oborech: od teorie k praxi* (pp. 10-15). Olomouc: Univerzita Palackého.

- Botek, M. (2007). Sledování aktivity autonomního nervového systému metodou spektrální analýzy variability srdeční frekvence u sportovců (disertační práce). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Botek, M., Stejskal, P., Krejčí, J., Jakubec a. & Gába, A. (2008). Determination of the vagal threshold and changes of it's using. *Acta Univ. Palacki. Olomouc., Gymn.* 2008, 38, 25-33.
- Botek, M., Stejskal, P., Krejčí, J., Jakubec a. & Gába, A. (2010). Vagal threshold determination. Effect of age and gender. *International Journal of Sports Medicine*, 31(11), 768-772.
- Botek, M. (2011). *Spektrální analýza variability srdeční frekvence: unikátní vědecká metoda umožňující posouzení aktuálního stavu vašeho organismu*. Univerzita Palackého v Olomouci: Fakulta tělesné kultury.
- Botek, M., Krejčí, J., & Weisser, R. (2014). Autonomic cardiac regulation and morpho-physiological responses to eight week training preparation in junior soccer players. *Acta Gymnica*, 44(3), 155-163.
- Botek M., Krejčí, J., McKune, A. J., & Klimešová, I. (2016). Somatic, endurance performance and heart rate variability profiles of professional soccer players grouped according to age. *Journal of Human Kinetics*, 54, 65-74.
- Botek, M., Krejčí, J., & McKune, A. J. (2017). *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Brenner, I. K., Thomas, S., & Shepard, R.J. (1998). Autonomic regulation of the circulation during exercise and heat exposure. Inferences from heart rate variability. *Sport Medicine*, 26(2), 85-99.
- Brooks, G. A., Fahey, T. D., White, T. P., & Baldwin, K. M. (2000). *Exercise physiology* (3rd ed.). New York, NY: McGraw-Hill.
- Brožek, G. et al. (1999). *Poznámky k přednáškám z fyziologie: První díl, Dýchání, cirkulace, svaly, neurofyziologie*. Jinočany: H+H.
- Buchheit, M., Platat, C., Oujaa, M., & Simon, C. (2007). Habitual physical activity, physical fitness and heart rate variability in preadolescents. *International Journal of Sports Medicine*, 28(3), 204-210.
- 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.

- Bunc, V. (1990). *Biokybernetický přístup k hodnocení reakce organismu na tělesné zatížení*. Praha: Univerzita Karlova.
- Casadei, B., Cochrane, S., Johnsoton, J., Conway, J., & Sleight, P. (1995). Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate during exercise in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 153(2), 125-131.
- Cinglová, L. (2002). *Vybrané kapitoly z tělovýchovného lékařství*. Praha: Karolinum.
- Cipryán, L. (2008). *Srovnání využití spektrální analýzy variability srdeční frekvence v individuálních a kolektivních sportech*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Cooper, Ch. B., & Storer, T. W. (2001). *Exercise testing and interpretation*. Port Chester, NY, USA: Cambridge University Press.
- Čalkovská, A., & Javorka K. (2008). Nervová regulácia činnosti srdca a variabilita frekvencie srdca. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca* (pp. 16-19). Martin: Osveta.
- Čihák, R. (2004). *Anatomie 3*. Praha: Grada.
- Dovalil, J. & kol. (2009). *Výkon a trénink ve sportu* (3rd ed.). 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.
- Ernst, G. (2014). *Heart Rate Variability*. London: Springer-Verlag.
- Esco, M. R., & Flatt, A. A. (2014). Ultra-short-term heart rate variability indexes at rest and post-exercise in athletes: Evaluating the agreement with accepted recommendations. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(3), 535-541.
- Esco, M. R., Flatt, A. A., & Nakamura, F. Y. (2016). Initial weekly HRV response is related to the prospective change in VO_2max in female soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 37(6), 436-441.
- Evans, C. H., & White, R. D. (2009). *Exercise testing for Primary Care and Sports Medicine Physicians*. NY, USA: Springer.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie* (20th ed.), (J. Hegert, K. Rakušan Trans). Praha: Galén.
- Goldberg, J. J., Le, F. K., Lahiri, M., Kannankeril, P. J., Ng, J., & Kadish, A. H. (2006). Assessment of parasympathetic reactivation after exercise. *American journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*, 209(6), H2446-2452.
- Goulopoulou, S., Heffernan, K. S., Fernhall, B., Yates, G., Baxter-Jones, A. D., &

- Unnithan, V. B. (2006). Heart rate variability during recovery from a Wingate test in adolescent males. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(5), 875-881.
- Hamar, D., & Lipková, J. (2001). *Fiziológia telesných cvičení*. Bratislava: Univerzita Komenského.
- Hautala, A., Tulppo, M., P., Makikallio, T. H., Laukkanen, R. T., Nissil, S., & Huikuri, H. V. (2001). Changes in cardiac autonomic regulation after prolonged maximal exercise. *Clinical Physiology*, 21(2), 238-245.
- Hautala, A. J., Makikallio, T. H., Kiviniemi, A, Laukkanen, R. T., Nissila, S., Huikuri, H. V., & Tulppo, M. P. (2003). Cardiovascular autonomic function correlates with the response to aerobic training in healthy sedentary subject. *American Journal of Physiology – Heart and Circulation Physiology*, 285(4), H1747-H1752.
- Havlíčková, L. et al. (2004). *Fyziologie tělesné zátěže 1.: Obecná část*. Praha: Karolinum.
- Hayashi, N., Nakamura, Y., & Muraoka, I. (1992). Cardiac autonomic regulation after moderate and exhaustive exercises. *The Annals of Physiological Anthropology*, 11(3), 333-338.
- Hořejší, J. (1996). *Lidské tělo, u angl. orig. The Humann Body*, Praha: Cesty.
- Chaudhuri K. R. (2001). *Autonomic dysfunction in movement disorders, Current opinion in Neurology*. 14/4, 505-511.
- Irimiš, F. (2007). *Temperament a autonomní nervový systém. Diagnostika, psychosomatika, konstituce, psychofyziologie*. Praha: Galén.
- Iwasaki, K., Ogawa, Y., Aoki, K., Saitoh, T., Otsubo, A., & Shibata, S. (2006). Cardiovascular Regulation Response to Hypoxia During Stepwise Decreases from 21% to 15% Inhaled Oxygen. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 77(10), 1015-1019.
- Jakubec, A., Stejskal, P., Botek, M., Salinger, J., Řehová, I., Žujová, E. & Pavlík, F. (2004). Spektrální analýza variability srdeční frekvence v průběhu dynamické práce a setrvalém stavu. *Med Sport Boh Slov*, 13(3), 121-129.
- Jakubec, A., (2005) Spektrální analýza variability srdeční frekvence v průběhu zotavení po dynamické práci (dizertační práce). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- James, D. V. B., Barnes, A. J., Lopes, P., & Wood, D. M. (2002). Heart rate variability: Response following a single bout of interval training. *International Journal of Sports Medicine*, 23(4), 247-251.

- Javorka, K. et al. (2008). *Variabilita frekvencie srdca*. Bratislava: Osveta.
- Javorka, K., & Javorka, M. (2008). Variabilita frekvencie srdca – mechanizmy a význam. In K. Javorka et al. (Eds), *Variabilita frekvencie srdca: Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 52-57). Martin: OSVETA.
- Javorka, M., Žila, I., Balhárek, T., & Javorka, K. (2002). Heart rate recovery after exercise: Relation to heart rate variability and complexity: *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 35(8), 991-1000.
- Jurča, R. (2000). *CHR-test jako metodika vyšetření výkonnosti kardiovaskulárního systému (disertační práce)*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kittnar, O. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Kmath, 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.
- Kouidi, E., Haritonidis, K., Koutlianos, N., & Deligiannis A. (2002). Effect of athletic training on heart rate variability triangular index. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 22, 279-284.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha: Galén.
- Langmeier, M., Kittnar, O., Marešová, D., Pokorný, J. (2009). *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada.
- Lee, C.M., & Mendoza, A. (2012). Dissociation of heart rate variability and heart rate recovery in well-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 2757-2766.
- Lehnert, M., Novosad, J., & Neuls, F. (2001). *Základy sportovního tréninku*. Olomouc: Hanex.
- Le Meur, Y., Pichon, A., Schaal, K., Schmitt, L., Louis, J., Gueneron, J., & Hauswirth, C. (2013). Evidence of parasympathic hyperactivity in functionally overreached athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(11), 2061-2071.
- Levy, M. N. (1990). Autonomic interaction in cardiac kontrol. *Annals of the New Academy of Sciences*, 601(1), 209-221.
- MacDougall, J. D., Weber, H. A., & Green, H. J. (1991). *Physiological Testing of the High-Performance Athlete*. (2th ed.) Champaign, IL: Human Kinetics.
- Makavić, B., Nikić, M. D. & Willis, M.S. (2013). Heart Rate Variability (HRV) as a Tool for Diagnostic and Monitoring Performance in Sport and Physical Activities. *Journal of Exercise Physiology*, 16(3), 103 – 131.

- Marieb, E. N., Mallatt, J. (2005). *Anatomie lidského těla*. Brno: CP Books.
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Máček, M., & Máčková, J. (2002). *Fyziologie tělesných cvičení*. Brno: Masarykova univerzita.
- Máček, M., & Vávra, J. (1980). *Fyziologie a patologie tělesné zátěže*. Praha: Avicenum.
- Mateo, M., Blasco-Lafarga, C., Martínez-Navarro, I., Guzmán, J.F., & Zabala, M. (2012). Heart rate variability and pre-competitive anxiety in BMX discipline. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 113–123.
- McCorry, L. (2007). Physiology of the Autonomic Nervous System. *American Journal of Pharmaceutical Education*, 71(4), 1-11.
- McKune, A. J., Peters, B., Ramklass, S. S., van Heerden, J., Roberts, C., Krejčí, J., & Botek, M. (2017). Autonomic cardiac regulation, blood pressure and cardiorespiratory fitness responses to different training doses over a 12 week group program in the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 70, 130-135.
- McNames, J., & Aboy, M. (2006). Reliability and accuracy of heart rate variability metrics versus ECG segment duration. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(9), 747-756.
- Mourek, J. (2012). *Fyziologie: učebnice pro student zdravotnických oborů*. Praha: Grada.
- Nakamura, F. Y., Yamamoto, Y., & Muraoka, I. (1993). Autonomic control 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 Publishing, a.s.
- Nevšímalová, S., Tichý, J., Růžička, E. (2002). *Neurologie*. Praha: Galén,
- Nolan, J., Batin, P. D., Andrews, R., Lindsay, S. J., Brooksby, P., Mullen, M., & Neilson, J. M. (1998). Prospective study of heart rate variability and mortality in chronic heart failure result of the United Kingdom heart failure evaluation and assesment of risk trial (UK-Heart). *Circulation*, 98(15), 1510-1516.
- Novotný, J. et al. (2003). *Kapitoly sportovní medicíny*. Brno: Paido.
- Nussinovitch, U., Elishkevitz, K. P., Katz, K., Nussinovitch? m., Segev, S., Volovic, B., & Nussinovitch, N. (2011). Reliability of ultra-short ECG indices for heart rate variability. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 16(2), 117-122.

- O'Leary, D. S. 1996. Heart rate control during exercise by baroreceptors and skeletal muscle afferents. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28(2), 210-217.
- Opavský, J. (2002). *Autonomní nervový systém a diabetická autonomní neuropatie: Klinické aspekty a diagnostika*. Praha: Galén.
- Opavský, J. (2004). Metody vyšetřování autonomního nervového systému a spektrální analýza variability srdeční frekvence v klinické praxi. In J. Salinger (Ed.), *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení – od teorie ke klinické praxi*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Orizio, C., Perini, R., Comande, A., Castellano, M., Bechi, 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.
- Ošťádal, R. (2005). Spektrální analýza variability srdeční frekvence – ukazatel aktuálního stavu ANS a regulace vytrvalostního tréninku. *Česká kinantropologie*. 9(1), 15-26.
- Perini, R., Orizio, C., Baselli, G., Cerutti, S., & Veicsteinas, A. (1989). Plasma norepinephrine and heart rate dynamics during recovery from submaximal exercise in man. *European Journal of Applied Physiology*, 58(8), 879-883.
- Petrovický, P. (2002). *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi*. Martin: Osveta.
- Pichot, V. et al. (2002). Autonomic adaptations to intensive and overload training periods a laboratory study. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 34(10), 1660-1665.
- Placheta, Z. (2001). *Zátěžová vyšetření a pohybová léčba ve vnitřním lékařství*. Brno: Masarykova univerzita.
- Placheta et al. (2005). *Praktická cvičení z klinické fyziologie pro bakalářské studium: Specializace ve zdravotnictví*. Brno: Masarykova univerzita.
- Plews, D. J., Laursen, P. B., Kidling, A. E., & Buchheit, M. (2013). Evaluating training adaptation with heart-rate measures: A methodological comparison. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(6), 688-691.
- Povea, C., Schmitt, L., Brugniaux, J., Nicolet, G., Richalet, J-P. & Fouillot, J-P. (2005). Effects of Intermittent Hypoxia on Heart Rate Variability during *Rest and Exercise*. *High altitude medicine and biology*, 6(3), 215-225.
- Přidalová, M., & Riegerová, J. (2009). *Funkční anatomie 2*. Olomouc: Hanex.
- Rektorys, K. (2000). *Přehled užité matematiky sv. I*. Praha: Prometheus.

- Retek, T., Stejskal, P., & Salinger, J. (1999). Použitelnost vyšetření HRV ke sledování průběhu zotavení po zátěži. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds), *Movement and Health* (pp. 443-445). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Rokyta, R. et al. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.
- Ronsfeld, R., Kvapilová, I. & Engemannová, J. (1992). *888 otázek a odpovědí z fyziologie*. Olomouc: [s.n].
- 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.
- Schroeder, E. B., Whitsel, E. A., Evans, G. W., Prineas, R. J., Chambless, L. E., & Heiss, G. (2004). Repeatability of heart rate variability measures. *Journal of Electrocardiology*, 37(3), 163-172.
- Schwartz, P. J., La Rovere, M. T., & Vanoli, E. (1992). Autonomic nervous system and sudden cardiac death. Experimental basis and clinical observations for post myocardial infarction risk stratification. *Circulation*, 85(Suppl. 1), 177-191.
- Silbernagl, S., & Despopulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka* (6th ed.). Praha: Grada.
- Stanley, J., Peake, J. M., & Buchheit, M. (2013). Cardiac parasympathetic reactivation following exercise: Implications for training prescription. *Sports Medicine* 43(12), 1259-1277.
- Stejskal, P., & Salinger, J. (1996). Spektrální analýza variability srdeční frekvence – základy metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 5(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 optimalizaci 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. (2004). Strategie stupňování sportovní výkonnosti. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 13(4), 162-170.

- Stejskal, P. (2007). Konec tradičního pojetí energetických zón. In *Efekty pohybového zatížení v edukačním prostředí tělesné výchovy a sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci
- Stejskal, P. (2008). Využití hodnocení variability srdeční frekvence ve sportovní medicíně. In K. Javorka (Ed.), *Variabilita frekvencie srdca: mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie* (pp. 168-181). Martin: OSVETA.
- Stejskal, P., & Salinger, J. (1996). Spektrální analýza variability srdeční frekvence: základy metodiky a literární přehled o jejím využití. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 5(2), 33-42.
- Stewart, G. M., Kavanagh, J. J., Koerbin., Simmonds, M. J., & Sabapathy, S. (2014). Cardiac electrical conduction, autonomic activity and biomarker release during *of Applied Physiology*, 114, 1-10.
- 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. (2004). *Lékařská fyziologie* (4th ed.). Praha: Grada.
- Vanoli, E., De Ferrari, G. M., Stramba-Badiale, M., Hull, S. S., Foreman, R. D., & Schwartz, P. J. (1991). Vagal stimulation and prevention of sudden in conscious dogs with a healed myocardial infarction. *Circulation Research*, 68(5), 1471-1481.
- Vesterninen, V., Nummela, A., Heikura, I., Laine, T., Hynynen, E., Botella, J., & Häkkinen, K. (2016). Individual endurance training prescription with heart rate variability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(7), 1447-1354.
- Vilikus, Z., Brandejský, P., & Novotný, V. (2004). *Tělovýchovné lékařství*. Karolinum: Praha.
- Yamamoto Y., & Hughson R. L. & Peterson, J. C. (1991). Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *Journal of Applied Physiology*, 71(3), 1136-1142.

